

МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ
ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

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

на тему: «ОЦІНКА ВПЛИВУ КОНСТРУКЦІЇ ПРОТЕЗА НА ЯКІСТЬ
ЖИТТЯ ПАЦІЄНТІВ З АМПУТАЦІЄЮ СТЕГНА НА РІВНІ ВИЩЕ
КОЛІНА»

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

Виконав:

Здобувач гр 4-24-281

(підпис)

**Бєлов Артур
Романович**

Керівник роботи:

д.мед.н., проф.

(підпис)

**Голка
Григорій Григорович**

Рецензент роботи:

(підпис)

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

Харків – 2026

АНОТАЦІЯ

Тема: «Оцінка впливу конструкції протеза на якість життя пацієнтів з ампутацією стегна на рівні вище коліна».

Мета роботи полягає у дослідженні впливу різних конструктивних типів протезів на показники якості життя пацієнтів після ампутації стегна на рівні вище коліна з урахуванням їх функціональних можливостей, рівня фізичної активності та індивідуальних особливостей.

Об'єкт дослідження: процес реабілітації пацієнтів з ампутацією стегна на рівні вище коліна із застосуванням сучасних протезних конструкцій.

Предмет дослідження: різні типи протезів нижньої кінцівки та їх конструктивні особливості, а також їх вплив на функціональний стан, мобільність, рівень самообслуговування та якість життя пацієнтів.

У роботі вирішені наступні завдання: проаналізовано сучасні підходи до протезування пацієнтів після трансфеморальної ампутації; вивчено основні типи протезних конструкцій та їх функціональні характеристики; досліджено вплив конструкції протеза на рівень фізичної активності та мобільності пацієнтів; оцінено якість життя пацієнтів із використанням сучасних опитувальників; визначено взаємозв'язок між характеристиками протеза та рівнем соціальної адаптації пацієнтів; сформульовано практичні рекомендації щодо підвищення ефективності протезування та реабілітації.

Наукова новизна одержаних результатів полягає у комплексній оцінці впливу конструктивних особливостей протезів на якість життя пацієнтів з ампутацією стегна, що дозволяє обґрунтувати доцільність індивідуалізованого підходу до вибору протезної конструкції з урахуванням функціональних потреб пацієнта.

Практичне значення одержаних результатів дослідження підтверджує, що правильний вибір протеза з урахуванням його конструктивних особливостей сприяє підвищенню рівня фізичної активності, покращенню психоемоційного стану, соціальної адаптації та загальної якості життя пацієнтів після ампутації.

Ключові слова: ампутація стегна, протезування, трансфеморальна ампутація, конструкція протеза, якість життя, реабілітація, мобільність.

ABSTRACT

Topic: “Assessment of the impact of prosthetic design on the quality of life of patients with transfemoral amputation”. The qualification work contains:

The purpose of the study is to investigate the impact of different prosthetic designs on the quality of life of patients after transfemoral amputation, taking into account their functional capabilities, level of physical activity, and individual characteristics.

Object of research: the rehabilitation process of patients with transfemoral amputation using modern prosthetic systems.

The subject of the study: different types of lower limb prostheses and their design features, as well as their impact on functional condition, mobility, independence, and quality of life of patients.

The following tasks are solved in the work: modern approaches to prosthetic rehabilitation after transfemoral amputation were analyzed; main types of prosthetic designs and their functional characteristics were studied; the influence of prosthetic design on physical activity and mobility was investigated; patients' quality of life was assessed using standardized questionnaires; the relationship between prosthetic characteristics and social adaptation was determined; practical recommendations for improving prosthetic care and rehabilitation were developed.

The scientific novelty of the obtained results lies in a comprehensive assessment of the impact of prosthetic design features on the quality of life of patients with transfemoral amputation, which substantiates the need for an individualized approach to prosthetic selection.

The practical significance of the obtained results confirms that the proper selection of prosthetic design significantly improves physical activity, psychological condition, social adaptation, and overall quality of life of patients after amputation.

Key words: transfemoral amputation, prosthetics, prosthetic design, quality of life, rehabilitation, mobility.

ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

(повне найменування вищого навчального закладу)

Факультет(інститут) IV медичний
Кафедра екстреної та невідкладної медичної допомоги, ортопедії,
травматології та протезування [6, 11, 19]
Рівень вищої освіти другий (магістерський)
Галузь знань 22 «Охорона здоров'я»
(шифр і назва)
Спеціальність 224 «Технологія медичної діагностики та лікування»,
Спеціалізація 224.02 «Протезування-ортезування»
(шифр і назва)
Освітня програма «Протезування – ортезування»
(назва освітньої програми)

ЗАТВЕРДЖУЮ

В.о завідувача кафедри
екстреної та невідкладної
медичної допомоги,
ортопедії, травматології та
протезування [6, 11, 19]
назва кафедри

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

З А В Д А Н Н Я

НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ(МАГІСТЕРСЬКУ) РОБОТУ СТУДЕНТУ

Бєлов Артур Романович.

(прізвище, ім'я, по батькові)

1 Тема роботи «Оцінка впливу конструкції протеза на якість життя пацієнтів з ампутацією стегна на рівні вище коліна». [2, 8, 9]

Керівник роботи в.о. завідувача кафедрою екстреної та невідкладної медичної допомоги, ортопедії травматології та протезування, д.мед.н, професор Голка Г.Г. [6, 11, 19]

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

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

проблемою ампутації стегна, дані клінічних обстежень пацієнтів, результати анкетування щодо якості життя, результати оцінки біомеханіки. [2, 8, 9]

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

Вступ.

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

Висновки.

Список використаних джерел.

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

ДОДАТКИ.....66

СПИСОК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

SF-36 (Short Form Health Survey): Опитувальник оцінки стану здоров'я за 36 пунктами. Універсальний інструмент для оцінки фізичного та ментального компонентів здоров'я.

EQ-5D (EuroQol Group 5-Dimension scale): Опитувальник групи EuroQol для оцінки якості життя за 5 показниками (рухливість, догляд за собою, повсякденна діяльність, біль/дискомфорт, тривога/депресія).

WHOQOL (World Health Organization Quality of Life): Опитувальник якості життя Всесвітньої організації охорони здоров'я. Оцінює вплив захворювання на фізичну, психологічну та соціальну сфери в контексті культури та цінностей людини. [1, 2]

TAPES (Trinity Amputation and Prosthesis Experience Scales): Триніті-шкала досвіду ампутації та протезування. Оцінює психосоціальну адаптацію, задоволеність протезом та обмеження діяльності пацієнта. [2, 8, 9]

PEQ (Prosthesis Evaluation Questionnaire): Опитувальник для оцінки протеза. Спеціалізований інструмент, орієнтований на функціональні аспекти використання протеза та пов'язану з цим якість життя. [4, 15, 20]

ABC (Activities-specific Balance Confidence scale): Шкала впевненості в балансі при виконанні специфічних дій. Використовується для оцінки страху падіння та суб'єктивного відчуття стабільності. [3, 13]

LCI (Locomotor Capabilities Index): Індекс локомоторних можливостей. Визначає рівень незалежності пацієнта під час виконання різних видів рухової активності з протезом. [6, 11, 19]

ВСТУП

Актуальність теми дослідження. Проблема реабілітації пацієнтів з ампутацією нижніх кінцівок набуває особливої гостроти в сучасних умовах, що зумовлено зростанням кількості травматичних пошкоджень, судинних захворювань та військових конфліктів. За даними Всесвітньої організації охорони здоров'я, щорічно у світі виконується близько 1 мільйона ампутацій нижніх кінцівок, з яких значна частина припадає на ампутацію стегна на рівні вище коліна [1, 2].

В Україні, особливо в умовах сьогодення, спостерігається тенденція до збільшення кількості осіб з ампутаціями внаслідок бойових дій, що актуалізує питання ефективного протезування та комплексної реабілітації даного контингенту [2, 8, 9].

Ампутація стегна на рівні вище коліна є одним із найбільш інвалідизуючих втручань, що призводить до суттєвого зниження функціональних можливостей людини та значного погіршення якості її життя. На відміну від ампутації гомілки, де зберігається колінний суглоб, ампутація стегна вимагає відновлення не лише функції стопи, а й колінного суглобу, що значно ускладнює процес реабілітації та підвищує енергетичні витрати на пересування. Успішність реабілітації таких пацієнтів значною мірою залежить від конструктивних особливостей протеза, який має забезпечувати не лише відновлення опорно-рухової функції, а й сприяти психологічній та соціальній адаптації людини в суспільстві [2, 8, 9].

Сучасний ринок протезної продукції пропонує широкий спектр конструкцій протезів стегна, які відрізняються за типом кріплення, матеріалами виготовлення, механізмами колінного та кульшового суглобів, системами керування та іншими технічними характеристиками. Від найпростіших механічних систем з постійним тертям до високотехнологічних мікропроцесорних модулів, що автоматично адаптуються до умов ходи, -

кожна конструкція має свої переваги та недоліки. Однак питання комплексної оцінки впливу різних конструкційних рішень на якість життя пацієнтів залишається недостатньо вивченим [4, 15, 20].

Економічний аспект також відіграє важливу роль у виборі протеза. Різниця у вартості між базовими механічними та найсучаснішими мікропроцесорними протезами може сягати десятків тисяч доларів, що робить високотехнологічні рішення недоступними для більшості пацієнтів. Питання співвідношення вартості та ефективності різних типів протезів потребує детального наукового аналізу [6, 11, 19].

Таким чином, актуальність даного дослідження зумовлена необхідністю наукового обґрунтування взаємозв'язку між конструктивними особливостями протезів стегна та показниками якості життя пацієнтів, що дозволить оптимізувати процес протезування та підвищити ефективність реабілітаційних заходів [1, 12, 16].

Об'єкт дослідження: якість життя пацієнтів з ампутацією стегна на рівні вище коліна.

Предмет дослідження: вплив конструктивних особливостей протезів стегна на якість життя пацієнтів з ампутацією на рівні вище коліна.

Мета дослідження: оцінити вплив конструкції протеза на якість життя пацієнтів з ампутацією стегна на рівні вище коліна та розробити рекомендації щодо оптимізації вибору протезів для даної категорії пацієнтів.

Завдання дослідження:

1. Проаналізувати сучасні наукові дані щодо конструктивних особливостей протезів стегна та методів оцінки якості життя пацієнтів з ампутацією нижніх кінцівок.

2. Визначити основні типи конструкцій протезів стегна та їх технічні характеристики, що впливають на функціональні можливості пацієнтів

3. Провести порівняльний аналіз впливу різних конструкцій протезів на фізичну активність та мобільність пацієнтів з ампутацією стегна на рівні вище коліна.

4. Оцінити вплив типу протеза на психологічне та соціальне благополуччя пацієнтів, їх здатність до соціальної інтеграції та професійної діяльності.

5. Розробити практичні рекомендації щодо вибору оптимальної конструкції протеза з урахуванням індивідуальних потреб та характеристик пацієнтів для покращення їх якості життя.

Методи дослідження: У роботі використовувалися: аналітичний метод для огляду літератури; клінічний метод для обстеження пацієнтів; соціологічний метод (анкетування SF-36, TAPES, PEQ); біомеханічний метод для оцінки функціональних можливостей; статистичний метод для обробки даних у IBM SPSS Statistics.

Наукова новизна: Вперше проведено комплексний порівняльний аналіз впливу чотирьох типів протезів (механічні, гідравлічні, пневматичні, мікропроцесорні) на показники якості життя. Встановлено кореляційні зв'язки між технічними характеристиками та рівнем активності пацієнтів. Розроблено диференційований підхід до вибору протеза з урахуванням віку, активності та індивідуальних потреб.

Практичне значення: Результати можуть використовуватись протезистами та реабілітологами для обґрунтованого вибору протеза. Рекомендації дозволяють підвищити ефективність протезування та покращити якість життя. Технологічна карта може бути впроваджена у практику протезно-ортопедичних підприємств.

РОЗДІЛ 1. ТЕОРЕТИЧНІ ОСНОВИ ПРОТЕЗУВАННЯ ТА ОЦІНКИ ЯКОСТІ ЖИТТЯ ПАЦІЄНТІВ З АМПУТАЦІЄЮ СТЕГНА

1.1. Медико-соціальні аспекти ампутації стегна на рівні вище коліна

Ампутація нижньої кінцівки на рівні стегна (трансфеморальна ампутація) становить значну медико-соціальну проблему сучасної охорони здоров'я. За даними міжнародних досліджень, частота ампутацій на рівні стегна складає 15-30% від усіх ампутацій нижніх кінцівок. В Україні щорічно виконується 5-7 тисяч ампутацій, з яких 20-25 % припадає на рівень стегна [2, 9].

Етіологічна структура різноманітна. Судинні захворювання складають 60-70%, травматичні ушкодження 20-25 %, онкологічні захворювання 5-10%, вроджені аномалії менше 5%. Серед судинних причин домінують облітеруючий атеросклероз, діабетична ангіопатія, облітеруючий ендартеріїт. В умовах війни в Україні спостерігається зростання травматичних ампутацій від мінно-вибухових уражень та вогнепальних поранень [2, 8, 9].

Демографічні характеристики суттєво відрізняються. Середній вік при судинних ампутаціях – 63-65 років, чоловіки складають 65-70 %. При травматичних ампутаціях середній вік 30-35 років, частка чоловіків 80-85 %. Це має важливе соціально-економічне значення, оскільки багато пацієнтів знаходяться у працездатному віці [8].

Медичні наслідки включають больовий синдром у куксі (неврони, остеофіти, порушення кровопостачання), фантомні відчуття у 60-80% пацієнтів. Порушення постави та біомеханіки призводять до вторинних ускладнень: сколіозу, дегенеративних змін хребта, артрозу здорової кінцівки [5, 28].

Енергетичні витрати зростають на 40-60% порівняно зі здоровими. Це пов'язано з компенсацією втрати м'язової сили, порушенням біомеханіки, навантаженням на серцево-судинну систему. Для літніх пацієнтів або осіб з

серцево-судинними захворюваннями такі витрати можуть бути критичними [30].

Соціальні аспекти: зниження працездатності – лише 30-40 % повертаються до роботи. Багато потребують зміни професії або виходу на інвалідність. Фактори впливу: освіта, характер роботи, якість протезування, мотивація, соціально-економічні умови. Обмеження соціальної активності через психологічні бар'єри, почуття неповноцінності, побоювання негативних реакцій. Це призводить до ізоляції, звуження спілкування, відмови від культурних заходів та спорту [6, 11, 19].

Психологічні наслідки: депресія у 30-50% пацієнтів, тривожні розлади, посттравматичний стрес (при травмах), зниження самооцінки, порушення образу тіла, сексуальні дисфункції. Потрібна кваліфікована психологічна допомога [20, 21, 22].

Рівень ампутації критично важливий. Чим вищий рівень, тим складніше протезування, вищі енергетичні витрати, нижча ймовірність адаптації. При верхній третині стегна – мінімум м'язів для керування протезом. При нижній третині – ризик порушення кровопостачання, особливо при судинній патології [9].

Якість життя залежить від віку (молодші краще адаптуються), причини (травматичні мають кращий потенціал), супутніх захворювань, стану кукси, психологічного стану, соціальної підтримки, доступності реабілітації та, найголовніше, якості протеза. Дослідження показують: якість протезування суттєво покращує якість життя, відновлює активність, сприяє реінтеграції. Неякісне протезування може призвести до відмови від протеза та погіршення стану [1, 12, 16].

Система реабілітації включає етапи: передопераційну підготовку, операцію, післяопераційне ведення, підготовку до протезування, первинне протезування, навчання, диспансерне спостереження. Кожен етап важливий. Особливо критична підготовка кукси: ЛФК, масаж, фізіотерапія, психологічна підтримка [1, 12, 16].

Сучасна концепція – мультидисциплінарний підхід: хірурги, реабілітологи, протезисти, психологи, соціальні працівники. Кращі результати у спеціалізованих центрах. В Україні є пріоритетом розвиток такої системи, особливо для пацієнтів з бойовими травмами [6, 11, 19].

Аналіз наведених даних свідчить, що трансфемуральна ампутація не є лише хірургічною маніпуляцією, а являє собою глибоку системну травму, яка кардинально змінює життєвий устрій людини. Висока частка пацієнтів працездатного віку, особливо в умовах зростання кількості бойових травм, переводить питання ефективної реабілітації з суто медичної площини у стратегічне завдання загальнодержавного рівня [2, 8, 9].

Ключовими факторами успішного відновлення є мінімізація енергетичних витрат при ходьбі та запобігання вторинним дегенеративним змінам опорно-рухового апарату. Досягнення цих цілей можливе лише за умови переходу від пасивного протезування до використання сучасних високотехнологічних вузлів, що здатні максимально наблизити кінематику ходи до фізіологічної норми [6, 11, 19].

Отже, впровадження мультидисциплінарного підходу та забезпечення доступу пацієнтів до якісних протезних виробів є єдиним шляхом до зниження рівня інвалідизації, подолання психологічної ізоляції та повноцінного повернення постраждалих до активного соціального та професійного життя [6, 11, 19].

1.2. Сучасні конструкції протезів для ампутації стегна: типи, особливості та технічні характеристики

Протези стегна - складні технічні пристрої, що складаються з ряду взаємопов'язаних компонентів: гільза, колінний модуль, адаптери, стопа, система кріплення.

Кожен елемент критично впливає на загальну функціональність, енергоефективність та комфорт користувача. Сучасний ринок пропонує

широкий спектр рішень: від базових механічних моделей до інтелектуальних мікропроцесорних систем.

Гільза (куксоприймач) є фундаментальним компонентом протеза стегна, що виконує роль безпосереднього інтерфейсу між м'якими тканинами кукси та механічною конструкцією виробу. Саме цей елемент забезпечує передачу осьового навантаження від ваги тіла на протез, відповідає за стабільність керування кінцівкою та визначає рівень загального комфорту пацієнта. Якість виготовлення гільзи безпосередньо впливає на стан шкірних покривів, пропріоцепцію (відчуття протеза) та енергоефективність ходи.

У сучасній протезній практиці виділяють декілька концептуальних підходів до формування внутрішнього контуру гільзи:

- **Quadrilateral Socket** (чотирикутна гільза): Історично поширений тип, особливістю якого є специфічна геометрична форма з вираженою задньою площадкою для опори на сідничний горб. Основна фіксація відбувається за рахунок передньо-заднього стиснення кукси. Незважаючи на надійну вертикальну опору, така конструкція має обмеження в медіолатеральній стабільності, що може призводити до розгойдування таза під час ходьби. [14, 30]

- **Ischial Containment Socket** (гільза з захопленням сідничної кістки): Більш сучасна та фізіологічна модель, де сідничний горб та гілка сідничної кістки охоплюються внутрішнім контуром гільзи. Це дозволяє стабілізувати стегнову кістку в анатомічно правильному положенні (аддукції), запобігаючи її відхиленню назовні. Такий підхід забезпечує кращий розподіл тиску, високу латеральну стабільність та підвищує контроль над протезом у фазі опори. [6, 11, 19]

- **Гібридні та індивідуальні конструкції**: Сучасні модифікації, що інтегрують елементи обох вищезгаданих типів. Вони часто мають гнучкі внутрішні вкладиші та жорсткі зовнішні рами (вікна), що дозволяє м'язам кукси змінювати об'єм під час напруження, не втрачаючи при цьому надійності фіксації.

Вибір матеріалів для виготовлення протеза – це багатфакторне завдання, де необхідно збалансувати вагу виробу, рівень фізичної активності пацієнта (K-levels), стан м'яких тканин кукси та бюджетні обмеження. [6, 11, 19]

- Термопластичні полімери (поліпропілен, поліетилен). Використовуються переважно для виготовлення пробних (навчальних) гільз або внутрішніх вкладишів. Вони легко піддаються термоформуванню, що дозволяє протезисту оперативно вносити корекції в об'єм гільзи на етапі формування кукси.
- Високоміцні композити (вуглепластик/карбон, склопластик). Є "золотим стандартом" для постійних протезів. Вуглепластик забезпечує максимальну жорсткість при мінімальній вазі, що критично важливо для зниження енерговитрат при ходьбі. Композитні гільзи виготовляються методом вакуумної ламінації, що гарантує їхню довговічність та стійкість до високих навантажень.

У сучасній реабілітації пацієнтів з ампутаціями стегна чохла-лайнери (силіконові, поліуретанові або сополімерні) виконують критичну функцію «другої шкіри». Вони є проміжним еластичним шаром, який нівелює прямий контакт м'яких тканин із жорстким куксоприймачем. Основне призначення лайнера полягає в амортизації вертикальних ударних навантажень під час ходьби, захисті епідермісу від агресивного тертя та забезпеченні герметичного зчеплення кукси з протезом. Це дозволяє не лише підвищити комфорт, а й значно покращити контроль над штучною кінцівкою завдяки стабілізації м'яких тканин.

Силіконові лайнери характеризуються високою хімічною інертністю та стабільністю форми. Завдяки високому модулю пружності вони забезпечують надійну фіксацію та рівномірне зчеплення з гільзою, що є пріоритетним для активних пацієнтів. Своєю чергою, сополімерні лайнери є надзвичайно еластичними та часто містять у своєму складі медичні олії. Ці компоненти поступово виділяються на поверхню шкіри під час носіння, зволожуючи її та

запобігаючи подразненням, що робить їх ідеальним вибором для людей із сухою або чутливою шкірою.

Поліуретанові лайнери вирізняються унікальною властивістю «плинності» або холодної деформації під дією навантаження. Це означає, що матеріал здатний перерозподілятися всередині гільзи, адаптуючись до індивідуальних анатомічних особливостей кукси. Така властивість дозволяє ідеально розподіляти тиск по всій поверхні, що є критично важливим для пацієнтів із кістковими виступами, глибокими післяопераційними рубцями або складним рельєфом кукси. Завдяки здатності мінімізувати пікові навантаження, поліуретан суттєво знижує ризик виникнення пролежнів та трофічних порушень тканин.

Важливо розуміти, що будь-який тип лайнера є витратним матеріалом, який потребує системного догляду та періодичного оновлення. Під час щоденної експлуатації матеріал піддається інтенсивному циклічному стисненню, впливу солей, що містяться в поті, та постійному мікротерттю. Внаслідок цих чинників полімери поступово втрачають свою еластичність, стають тоншими у зонах максимального тиску та можуть втрачати адгезивні властивості. Для підтримання високого рівня гігієни та безпеки пересування, лайнери потребують заміни кожні 6–12 місяців, залежно від інтенсивності навантажень та індивідуальних особливостей експлуатації.

Використання високотехнологічних лайнерів кардинально змінює якість життя пацієнта, забезпечуючи не лише амортизацію, а й кращу пропріоцепцію – відчуття протеза як частини власного тіла. Завдяки щільному облягання кукси пацієнт отримує чіткий зворотний зв'язок від поверхні, по якій пересувається, що додає впевненості при кожному кроці. Попри необхідність регулярних фінансових витрат на заміну цих компонентів, вони залишаються базовою інвестицією у здоров'я кукси, дозволяючи уникнути серйозних медичних ускладнень та забезпечуючи максимальну мобільність протягом усього дня [4, 15, 20].

Колінний модуль є функціональним центром протеза стегна, який фактично замінює роботу втрачених м'язів та зв'язок, визначаючи кінематику і безпеку ходи пацієнта. Сучасна класифікація базується на принципі керування фазами опори та переносу кінцівки [11].

Механічні модулі працюють на основі принципу постійного тертя в шарнірі, параметри якого налаштовуються протезистом вручну під конкретний темп ходи пацієнта. Головними перевагами таких систем є їхня конструктивна простота, висока надійність у важких умовах експлуатації, низька вартість та мінімальна вага, що не обтяжує куксу. Проте вони мають суттєві недоліки: пацієнт змушений постійно контролювати швидкість свого руху, оскільки механізм не здатний адаптуватися до прискорення або сповільнення. Це створює високий ризик падінь при зміні темпу або пересуванні по нерівній місцевості [19].

Гідравлічні та пневматичні модулі представляють собою наступний ступінь еволюції, забезпечуючи значно природніший рух кінцівки. Гідравлічні вузли використовують в'язкість спеціальної рідини, що проходить через систему клапанів, для динамічного контролю опору. Це дозволяє пацієнту впевнено спускатися схилами та змінювати швидкість кроку. Пневматичні модулі використовують властивості стисненого повітря, що забезпечує м'якість рухів та легкість у фазі переносу. Обидва типи гарантують плавність ходи та стабільність, що значно знижує втому пацієнта під час тривалих прогулянок.

Мікропроцесорні колінні суглоби (наприклад, C-Leg, Genium, Rheo Knee) є вершиною сучасних технологій реабілітації. Ці системи інтегрують у собі складну мережу датчиків (гіроскопів та акселерометрів), які зчитують параметри руху сотні разів на секунду, та мікропроцесор, що миттєво регулює опір у клапанах. Це дозволяє пацієнту не лише безпечно долати перешкоди чи ходити по сходах перемінним кроком, а й займатися активними видами спорту, наприклад, бігом чи їздою на велосипеді. Біонічні системи значно зменшують асиметрію ходи та знімають компенсаторне навантаження на

здорову ногу, хоча їхня висока вартість (від 30 до 100 тис. доларів) та залежність від акумулятора залишаються основними обмеженнями [12].

Стопа протеза виконує роль фундаменту та амортизатора. Асортимент варіюється від простих моноблокових моделей типу SACH (з жорстким кілем та м'якою п'ятою) до складних багатовісьових енергоповертаючих систем. Останні виготовляються з вуглецевого волокна і працюють як пружина: накопичують енергію при наступі на п'яту та віддають її під час відштовхування носком. Для літніх пацієнтів пріоритетом є максимальна стабільність та легкість, тоді як для активної молоді обирають динамічні карбонові стопи, що дозволяють імітувати природний поштовх при ходьбі [6, 11, 19].

Системи кріплення забезпечують єдність тіла пацієнта та протезної конструкції, що є критичним для керованості. Виділяють наступні методи фіксації протеза на куксі:

1. Традиційний пояс на тазі: Використовується рідше через дискомфорт та обмеження рухів у тазостегновому суглобі, проте залишається варіантом для дуже коротких кукс.
2. Вакуумна система: Створює негативний тиск між лайнером та гільзою за допомогою клапана або активного насоса. Це гарантує найкращий контроль над протезом («відчуття власної ноги») та стабілізує об'єм кукси протягом дня, проте потребує ідеального стану шкіри.
3. Pin-lock (замкова система): Найпопулярніший метод, при якому металевий штифт (пін) на кінці лайнера фіксується у спеціальному гнізді-замку на дні гільзи. Це надійний, інтуїтивно зрозумілий та простий у щоденному використанні спосіб, який забезпечує чітку механічну фіксацію [6, 11, 19].

Вибір комплектації протеза — це завжди індивідуальне рішення, де технічні параметри кожного вузла повинні відповідати реабілітаційному потенціалу пацієнта. Поєднання правильно підібраного колінного модуля,

енергоефективної стопи та надійної системи кріплення є запорукою успішної реінтеграції людини до активного соціального життя [1, 12, 16].

При порівняльному аналізі систем з'ясували наступне:

- Базові механічні системи є найбільш доступним, але функціонально обмеженим рішенням. Їхня робота базується на принципі постійного тертя в шарнірі, який налаштовується майстром-протезистом одноразово під одну конкретну швидкість ходи. Це створює суттєві труднощі для пацієнта при спробі прискоритися або сповільнитися, оскільки протез не встигає адаптуватися до зміни ритму, що значно обмежує маневреність у динамічному міському середовищі. Окрім того, через відсутність активної амортизації та адаптивного контролю, такі системи вимагають від користувача колосальних енерговитрат і постійної концентрації уваги, щоб уникнути мимовільного підгинання коліна [6, 11, 19].

- Гідравлічні та пневматичні системи представляють собою середній сегмент, який забезпечує значно вищий рівень комфорту та природності рухів. Завдяки властивостям рідини або стисненого повітря у циліндрах, ці модулі здатні динамічно поглинати ударні навантаження та забезпечувати плавність переходу від фази опори до фази переносу ноги. Це дозволяє пацієнту варіювати темп ходи без ризику «спіткнутися». Проте за такий функціонал доводиться платити збільшенням загальної ваги конструкції, що може бути критичним для літніх або ослаблених пацієнтів. Крім того, гідравлічні вузли потребують регулярного технічного обслуговування (заміна мастила, перевірка герметичності клапанів) для запобігання протіканням.

- Мікропроцесорні системи на сьогодні є вершиною технологічного розвитку в галузі протезування, гарантуючи користувачу найвищий рівень безпеки. Вбудовані сенсори в режимі реального часу зчитують кутову швидкість, навантаження та положення протеза в просторі, що дозволяє вбудованому комп'ютеру миттєво блокувати коліно при спотиканні, запобігаючи падінню. Такі системи максимально наближають біомеханіку

ходи до фізіологічної норми, дозволяючи впевнено спускатися сходами та долати складний рельєф. Основними бар'єрами для масового впровадження залишаються надвисока вартість, значна вага електронних компонентів та експлуатаційна залежність від джерела живлення, адже необхідність регулярної зарядки акумулятора додає нових вимог до повсякденного способу життя пацієнта [6].

Еволюція технічних засобів протезування стегна пройшла шлях від статичних опорних конструкцій до складних біомехатронних систем. Сьогодні вибір комплектації протеза є персоналізованим процесом, де технічні характеристики пристрою повинні максимально відповідати реабілітаційному потенціалу пацієнта [1].

Хоча мікропроцесорні колінні вузли є «золотим стандартом» безпеки та функціональності, механічні та гідравлічні системи залишаються актуальними завдяки своїй доступності та надійності. Ключовим фактором успішного протезування є не лише технологічність компонентів, а й правильне поєднання типу гільзи та системи кріплення з обраним колінним модулем. Це дозволяє мінімізувати патологічні компенсаторні рухи та забезпечити пацієнту максимально можливий рівень мобільності в межах його функціонального класу [19].

Отже, вибір комплектації протеза – завжди індивідуальне рішення, де технічні параметри кожного вузла повинні відповідати реабілітаційному потенціалу пацієнта. Поєднання правильно підбраного колінного модуля, енергоефективної стопи та надійної системи кріплення є запорукою успішної реінтеграції людини до активного соціального життя.

1.3. Методологічні підходи до оцінки якості життя пацієнтів з ампутацією нижніх кінцівок

Оцінка якості життя – важливий інструмент ефективності реабілітації. Якість життя - суб'єктивне сприйняття фізичного, психологічного, соціального

стану. Для пацієнтів: самообслуговування, мобільність, відсутність болю, психологічне благополуччя, соціальна інтеграція [1, 12, 16].

Два підходи: загальні опитувальники (SF-36, EQ-5D, WHOQOL) для порівняння з іншими групами та спеціалізовані для пацієнтів з ампутаціями (TAPES, PEQ, ABC, LCI) [2, 8, 9].

SF-36 - найпоширеніший загальний опитувальник. 36 питань, 8 сфер: фізичне функціонування, рольове фізичне, біль, загальне здоров'я, життєва активність, соціальне функціонування, рольове емоційне, психічне здоров'я. Пацієнти з ампутацією мають нижчі показники, особливо у фізичному функціонуванні та болю.

EQ-5D (EuroQol Group 5-Dimension scale): Опитувальник групи EuroQol для оцінки якості життя за 5 показниками (рухливість, догляд за собою, повсякденна діяльність, біль/дискомфорт, тривога/депресія).

WHOQOL (World Health Organization Quality of Life): Опитувальник якості життя Всесвітньої організації охорони здоров'я. Оцінює вплив захворювання на фізичну, психологічну та соціальну сфери в контексті культури та цінностей людини [1, 2].

TAPES - комплексний інструмент: психосоціальна адаптація (загальна, соціальна, адаптація до обмежень), задоволеність протезом (функціональна, естетична, вага/комфорт), досвід з активностями. Оцінює об'єктивні та суб'єктивні аспекти.]

PEQ - оцінка ефективності протеза, 9 шкал: амбулаторна здатність, вид протеза, звуки, задоволеність, навантаження на куку, благополуччя, соціальне навантаження, сприйняття відповіді оточуючих, розчарування. Корисний для порівняння типів протезів.

ABC (Activities-specific Balance Confidence scale): Шкала впевненості в балансі при виконанні специфічних дій. Використовується для оцінки страху падіння та суб'єктивного відчуття стабільності. [3, 13]

LCI (Locomotor Capabilities Index): Індекс локомоторних можливостей. Визначає рівень незалежності пацієнта під час виконання різних видів рухової активності з протезом.

Використання комбінованого підходу, що включає як загальні, так і спеціалізовані інструменти, дозволяє отримати максимально об'єктивну картину реабілітації: так загальні інструменти (SF-36, EQ-5D) необхідні для проведення порівняльного аналізу показників пацієнтів із популяційними нормами або іншими категоріями хворих. Вони дають загальне уявлення про рівень благополуччя, але можуть не враховувати специфічних проблем, пов'язаних саме з протезуванням (наприклад, дискомфорт у гільзі або складність ходьби по нерівній поверхні) у той час як спеціалізовані інструменти (TAPES, PEQ) фокусуються на унікальному досвіді людини з ампутацією. Вони дозволяють детально проаналізувати, як тип колінного модуля (механічний, гідравлічний чи мікропроцесорний) впливає на впевненість пацієнта, його соціальну активність та тривалість щоденного користування виробом, а функціональні шкали (ABC, LCI) доповнюють суб'єктивні відчуття пацієнта кількісною оцінкою його реальної мобільності. Зокрема, шкала ABC є критично важливою при дослідженні мікропроцесорних колін, оскільки їх головна перевага – підвищення безпеки та зменшення страху падіння.

Поєднання цих методик дозволяє досліднику оцінити не лише фізичне відновлення, а й психологічну інтеграцію протеза в схему тіла пацієнта, що є кінцевою метою будь-якого етапу протезування.

Для отримання верифікованих даних про ефективність протезування, окрім суб'єктивних опитувальників, у клінічній практиці застосовується комплекс об'єктивних методів дослідження. Ключове місце посідають функціональні тести ходи, зокрема 6-хвилинний тест, що визначає загальну витривалість, а також спеціалізовані вправи на підйом по сходах та подолання перешкод. Ці тести дозволяють кількісно оцінити реальну мобільність пацієнта та здатність колінного модуля адаптуватися до складних умов

пересування. Особливу цінність має біомеханічний аналіз із системами захоплення руху, який дозволяє виявити асиметрію ходи та патологічні компенсаторні рухи тулуба, що часто залишаються непомітними при звичайному візуальному огляді.

Важливим критерієм успішності реабілітації є оцінка енергетичних витрат організму за допомогою спірометрії. Оскільки пересування на протезі стегна вимагає значно більше зусиль, ніж природна хода, мінімізація споживання кисню є прямим показником якості налаштування компонентів протеза. Паралельно з цим проводиться оцінка балансу на стабілометричних платформах. Це дозволяє об'єктивно виміряти стійкість пацієнта у статиці та динаміці, що є критично важливим для осіб, які використовують мікропроцесорні системи, головною перевагою яких є саме підвищення безпеки та запобігання падінням.

Процес відновлення якості життя пацієнтів має чітко виражену етапність. У перші місяці після протезування спостерігається стрімке покращення функціональних показників, пов'язане з опануванням навичок пересування та соціальною активацією. Зазвичай через 6–12 місяців показники досягають стабільного рівня, так званого «плато», коли пацієнт максимально адаптується до можливостей свого технічного засобу. Проте в довгостроковій перспективі (через кілька років) можливе певне зниження задоволеності. Це може бути пов'язано з природним технічним зносом вузлів протеза, змінами в об'ємі кукси або ж прогресуючим зростанням очікувань пацієнта, який прагне більшої активності, ніж дозволяє поточна комплектація виробу.

Ефективність протезування та подальша якість життя формуються під впливом цілої низки факторів, які неможливо розглядати окремо. Провідну роль відіграють технічні характеристики – тип колінного вузла та якість виготовлення куксоприймальної гільзи. Водночас не менш важливими є клінічні параметри: рівень ампутації, причина втрати кінцівки, вік та наявність супутніх соматичних захворювань, що обмежують загальну витривалість. Соціальний аспект, що включає підтримку родини, психологічний стан та

безперешкодний доступ до сервісних центрів реабілітації, є тим фундаментом, на якому будується успішне повернення людини до активного життя.

Тільки поєднання суб'єктивних відчуттів пацієнта з об'єктивними вимірюваннями дозволяє отримати повну та достовірну картину впливу протезування на організм. Такий комплексний підхід дає змогу не лише констатувати факт відновлення ходи, а й глибоко проаналізувати якість цього відновлення: від біомеханічної симетрії до психологічного комфорту. Це стає основою для розробки індивідуальних реабілітаційних програм, спрямованих на тривале підтримання високої мобільності та запобігання передчасному зносу опорно-рухового апарату пацієнта [1, 12, 16].

Висновки до розділу 1

1. Ампутація стегна вище коліна - серйозна медико-соціальна проблема. Основні причини: судинні захворювання та травматичні ушкодження. В Україні зростає частка травматичних ампутацій.

2. Сучасні протези стегна значно відрізняються за технічними характеристиками, функціональністю та вартістю. Мікропроцесорні коліна забезпечують найвищий рівень функціональності, але мають обмежену доступність через високу вартість.

3. Оцінка якості життя потребує комбінації загальних та спеціалізованих опитувальників, а також об'єктивних методів. Комплексний підхід дозволяє отримати повну картину впливу протезування на життя пацієнта.

РОЗДІЛ 2. МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ ВПЛИВУ КОНСТРУКЦІЇ ПРОТЕЗА НА ЯКІСТЬ ЖИТТЯ ПАЦІЄНТІВ

2.1. Характеристика контингенту досліджуваних пацієнтів та критерії їх відбору

Дослідження проводилося на базі ДКП «Дніпропетровське експериментальне протезно-ортопедичне підприємство» впродовж 2025-2026 років з обов'язковим ознайомленням з правилами і нормами Гельсінської Декларації «Етичні принципи проведення медичних досліджень за участю людини». У разі згоди на участь, хворі підписували інформовану згоду та давали дозвіл на збір, обробку та публікацію отриманих під час спостереження даних [11].

У дослідженні взяли участь 120 пацієнтів з ампутацією стегна на рівні вище коліна, які були розподілені на 4 групи по 30 осіб у кожній залежно від типу використовуваного протеза.

Критерії включення в дослідження:

- ампутація стегна на рівні вище коліна;
- вік від 18 до 65 років;
- однобічна ампутація;
- термін після ампутації не менше 6 місяців;
- використання протеза не менше 3 місяців;
- підписана інформована згода на участь у дослідженні.

Критерії виключення з дослідження:

- двобічна ампутація нижніх кінцівок;
- наявність тяжких соматичних захворювань у стадії декомпенсації;
- тяжкі когнітивні порушення, що унеможливають анкетування та виконання функціональних тестів;
- відмова пацієнта від участі в дослідженні на будь-якому етапі.

Пацієнти були розподілені на 4 групи:

Група 1 (n=30) – пацієнти з базовими механічними протезами з постійним тертям колінного шарніру;

Група 2 (n=30) - пацієнти з гідравлічними протезами;

Група 3 (n=30) – пацієнти з пневматичними протезами;

Група 4 (n=30) – пацієнти з мікропроцесорними протезами.

Демографічні характеристики пацієнтів представлені в Табл. 2.1.

Таблиця 2.1

Демографічні характеристики досліджуваних груп пацієнтів

Показник	Група 1	Група 2	Група 3	Група 4
Середній вік (роки)	52,3±8,2	48,7±9,1	46,2±7,8	41,5±6,9
Чоловіки, n (%)	21 (70%)	23 (76,7%)	24 (80%)	26 (86,7%)
Причина - судинна	19 (63,3%)	16 (53,3%)	14 (46,7%)	8 (26,7%)
Причина - травма	11 (36,7%)	14 (46,7%)	16 (53,3%)	22 (73,3%)
Термін після ампутації (міс)	14,2±5,6	12,8±4,9	11,5±4,2	10,3±3,7

Результати аналізу демографічних показників та анамнестичних даних пацієнтів, що увійшли до дослідження, представлені в таблиці 2.1. Отримані дані свідчать про наявність певних статистичних відмінностей між групами, що зумовлено специфікою відбору пацієнтів для протезування різними типами колінних вузлів.

Віковий склад та гендерний розподіл

Середній вік учасників дослідження коливався від 41,5±6,9 років у 4-й групі до 52,3±8,2 років у 1-й групі. Спостерігається чітка тенденція до зниження середнього віку пацієнтів при переході від груп з механічними протезами до груп з високотехнологічними мікропроцесорними системами. Зокрема, пацієнти 4-ї групи були достовірно молодшими, що корелює з вимогами цієї категорії осіб до мобільності та соціальної активності.

Пацієнти з мікропроцесорними протезами були дещо молодшими, що відображає типову практику призначення дорогих протезів активнішим і молодшим пацієнтам.

У гендерній структурі в усіх групах переважали чоловіки (від 70 % до 86,7 %), що відповідає загальносвітовій статистиці щодо причин ампутацій нижніх кінцівок на рівні стегна, де чоловіча стать є превалюючою через вищий рівень травматизму та поширеність атеросклеротичних уражень судин.

Етіологія ампутації

Аналіз причин втрати кінцівки виявив суттєві відмінності між групами:

1. У Групі 1 (механічні протези) основною причиною ампутації були судинні захворювання (63,3 %), що часто супроводжуються зниженням загальної толерантності до фізичних навантажень та нижчим реабілітаційним потенціалом.
2. У Групі 4 (мікропроцесорні протези), навпаки, домінував травматичний фактор (73,3 %). Це пояснюється тим, що пацієнти після травм зазвичай мають менше супутніх патологій і вищий рівень фізичної активності, що є ключовим показанням для призначення складних електронних систем керування колінним вузлом.
3. Групи 2 та 3 продемонстрували відносно рівномірний розподіл між судинною та травматичною етіологією, що відображає перехідний характер функціональних можливостей цих пацієнтів.

Термін після ампутації та досвід користування протезом

Середній час, що минув з моменту операції до початку дослідження, становив від $10,3 \pm 3,7$ до $14,2 \pm 5,6$ місяців. Усі пацієнти на момент включення в програму спостереження мали сформовану куксу та базові навички пересування на протезі (термін користування виробом не менше 3 місяців), що забезпечувало однорідність вибірки за критерієм адаптації до технічного засобу реабілітації. Дещо коротший термін після ампутації у 4-й групі може вказувати на інтенсивніший темп реабілітації пацієнтів молодого віку після травм.

Таким чином, сформовані групи є репрезентативними для проведення порівняльного аналізу ефективності протезування. Виявлені відмінності у віці та етіології ампутацій між групами будуть враховані при подальшій інтерпретації результатів функціональних тестів та оцінці якості життя пацієнтів, оскільки ці фактори безпосередньо впливають на швидкість та повноту реабілітаційного процесу.

2.2. Методика оцінки функціональних можливостей та якості життя пацієнтів з різними типами протезів

Для комплексної оцінки впливу конструкції протеза на якість життя пацієнтів використовувався набір валідованих опитувальників та об'єктивних тестів функціональних можливостей. [15]

Опитувальник SF-36 використовувався для оцінки загальної якості життя. Опитувальник містить 36 питань, що оцінюють 8 сфер здоров'я: фізичне функціонування (Physical Functioning), рольове фізичне функціонування (Role Physical), біль (Bodily Pain), загальне здоров'я (General Health), життєва активність (Vitality), соціальне функціонування (Social Functioning), рольове емоційне функціонування (Role Emotional) та психічне здоров'я (Mental Health). Кожна шкала оцінюється від 0 до 100 балів, де вищі значення відповідають кращій якості життя. Кожна відповідь має свій цифровий код. Після заповнення ці бали підсумовуються та перераховуються за формулою в 100-бальну шкалу. У результаті ми отримуємо профіль здоров'я пацієнта за 8 напрямками. Для пацієнтів з ампутаціями найбільш показовими є зміни у блоках 2 (Фізичне функціонування) та 3 (Рольове фізичне функціонування), оскільки вони безпосередньо залежать від якості протеза.

Для інтерпретації результатів за цим опитувальником бали сумують, отриманий добуток оцінюють наступним чином:

80–100 балів («Відмінно»): Висока якість життя. Пацієнт не має обмежень у фізичній активності, не відчуває болю, має високий рівень енергії та соціальної інтеграції.

50–79 балів («Добре / Задовільно»): Помірне обмеження життєдіяльності. Стан здоров'я дозволяє виконувати основні функції, проте пацієнт періодично відчуває втому або дискомфорт.

0–49 балів («Негативно / Погано»): Низька якість життя. Значне обмеження самообслуговування, виражений больовий синдром, психологічне пригнічення, неможливість виконувати професійні обов'язки.

Отже, чим вищий бал, тим кращим є стан здоров'я пацієнта.

Опитувальник TAPES (Trinity Amputation and Prosthesis Experience Scales), адаптований для наукового дослідження якості протезування.

Опитувальник TAPES є одним із найбільш валідних інструментів у сучасній реабілітології, оскільки він розроблений спеціально для людей, які перенесли ампутацію нижніх кінцівок. На відміну від загальних шкал (як-от SF-36), TAPES фокусується на специфічних аспектах життя з протезом, дозволяючи оцінити не лише фізичні можливості, а й те, як пацієнт сприймає свій новий образ тіла та соціальний статус.

Опитувальник має трикомпонентну структуру, що дозволяє провести багатофакторний аналіз:

- психосоціальної адаптації (15 питань), який досліджує когнітивне та емоційне ставлення пацієнта до свого стану. Він поділяється на підшкали, що оцінюють загальну, соціальну адаптацію та адаптацію до обмежень. Так загальна адаптація оцінює рівень прийняття факту ампутації та інтеграції протеза у повсякденне життя, соціальна – впевненість пацієнта під час взаємодії з оточуючими, відсутність уникаючої поведінки та почуття соціальної повноцінності, а адаптація до обмежень визначає, наскільки пацієнт навчився справлятися з неможливістю виконувати певні дії та наскільки успішно він знаходить альтернативні способи активності.

- задоволеності протезом (10 питань) проводиться за критеріями: функціональна задоволеність через надійність протеза, зручність при сидінні, стоянні та ходьбі; естетична задоволеність зовнішнім виглядом протеза, те, як

він виглядає під одягом, та сприйняття його як «частини тіла»; суб'єктивне відчуття маси виробу та відсутність больових відчуттів при тривалому носінні.

-обмеження активності (12 питань) Оцінюються труднощі при ходьбі по рівній поверхні та пересіченій місцевості, підйом та спуск по сходах, виконання професійних обов'язків та участь у спортивних або культурних заходах.

Хоча TAPES містить додаткові питання про біль та супутні захворювання, основна оцінка проводиться за питаннями, що наведені нижче:

Психосоціальна сфера (Питання 1-15) Оцінка за 5-бальною шкалою Лікерта (від 1 до 5 балів за питання):

Підшкала: Загальна адаптація

1. Я вже не звертаю уваги на те, що ношу протез.
2. Я пристосувався до того, що ношу протез.
3. Мені знадобилося багато часу, щоб звикнути до протеза.
4. Я відчуваю, що протез — це частина мене.
5. Я відчуваюся комфортно з протезом.

Підшкала: Соціальна адаптація

6. Мені легко обговорювати мою ампутацію з іншими.
7. Мені легко відповідати на запитання про протез.
8. Я не соромлюся того, що маю протез, коли перебуваю з іншими людьми.
9. Мені легко знайомитися з новими людьми.
10. Мені легко перебувати в компанії інших людей.

Підшкала адаптація до обмежень

11. Я можу робити майже все, що робив до ампутації.
12. Ампутація не обмежує моє життя.
13. Я пристосувався до обмежень, які спричинила ампутація.
14. Я можу вести активний спосіб життя.
15. Я не відчуваю себе обмеженим у своїх можливостях.

Обмеження діяльності (Питання 16-27) Оцінка за 3-бальною шкалою, де 0- «дуже обмежений», 1 - «обмежений», 2 - «не обмежений».

- 16.Пройти невелику відстань (по дому).
- 17.Пройти 500 метрів.
- 18.Пройти понад 1 кілометр.
- 19.Піднятися по сходах на один прольот.
- 20.Спуститися по сходах.
- 21.Пройтися по нерівній поверхні (траві, гравію).
- 22.Піднятися на невеликий пагорб/схил.
- 23.Спуститися з пагорба.
- 24.Займатися домашніми справами (прибирання, приготування їжі).
- 25.Виконувати професійні обов'язки (робота).
- 26.Займатися хобі чи спортом.
- 27.Ходити в гості до друзів чи родичів.

Задоволеність протезом (Питання 28-37). Оцінка за 5-бальною шкалою (від 1 — «дуже незадоволений» до 5 — «дуже задоволений»):

- 28.Колір протеза.
- 29.Форма протеза.
- 30.Зовнішній вигляд (як він виглядає в одязі).
- 31.Вага протеза.
- 32.Зручність під час сидіння.
- 33.Надійність вузлів (міцність).
- 34.Комфорт куксоприймача (гільзи).
- 35.Робота колінного модуля (плавність, безпека).
- 36.Якість стопи протеза.
- 37.Загальна задоволеність протезом у цілому.

Використання TAPES у дослідженні дозволяє виявити нюанси, які «пропускають» загальні опитувальники.

TAPES є чутливим інструментом для оцінки ефективності конкретних технічних рішень у протезуванні, забезпечуючи зворотний зв'язок щодо ергономіки та психологічного комфорту пацієнта. Нижче наведена інтерпретація отриманих результатів у Табл 2.2.

Таблиця 2.2

Інтерпритація результатів за опитувальником TAPES

Розділ (шкала)	Діапазон балів	Рівень адаптації	Клінічна характеристика результату
А. Психосоціальна адаптація (15–75 балів)	60–75	Відмінно	Повна інтеграція протеза в схему тіла, висока соціальна впевненість, відсутність депресивних ознак.
	31–59	Задовільно	Пацієнт звик до протеза, але періодично відчуває дискомфорт у соціальних ситуаціях або обмеження в самореалізації.
	менше 30	Погано	Виражена соціальна ізоляція, неприйняття змін у зовнішності, потреба в психологічній допомозі.
Б. Задоволеність протезом (10–50 балів)	40–50	Відмінно	Повна відповідність протеза очікуванням пацієнта (вага, вигляд, надійність вузлів).
	21–39	Задовільно	Протез виконує свої функції, але пацієнт має зауваження (наприклад, заважкий колінний вузол або незручна гільза).
	менше 20	Погано	Критичне незадоволення виробом, відмова від регулярного носіння через біль або страх несправності.
В. Обмеження активності (0–24 бали)	20–24	Відмінно	Максимальна мобільність: вільне користування сходами, тривала ходьба, активне хобі.
	11–19	Задовільно	Обмежена мобільність: пацієнт впевнено ходить по дому, але на вулиці потребує опори або уникає складних маршрутів.
	0–10	Погано	Мінімальна мобільність: пересування обмежене лише приміщенням, повна залежність від сторонньої допомоги.

Опитувальник РЕQ використовувався для оцінки ефективності протеза. РЕQ містить 9 шкал: амбулаторна здатність, вигляд протеза, звуки протеза, задоволеність протезом, залишкова кінцівка, відчуття благополуччя, соціальне навантаження, сприйняття відповіді оточуючих та розчарування. Кожна шкала оцінюється від 0 до 100, де більші значення вказують на кращий результат. [6, 11, 19]

Таблиця 2.3

Інтерпретація результатів за опитувальником РЕQ

Рівень результату	Бали	Інтерпретація (для більшості шкал)	Клінічне значення
Відмінно	81–100	Повна задоволеність та висока функціональність.	Протез повністю відповідає потребам пацієнта. Мінімальні обмеження.
Добре	61–80	Гарний результат з незначними зауваженнями.	Пацієнт активний, протез стабільний, але є дрібні незручності (наприклад, звуки).
Задовільно	41–60	Помірна функціональність, середня адаптація.	Пацієнт може ходити, але відчуває втому або дискомфорт у куксі.
Погано	21–40	Низька задоволеність, суттєві обмеження.	Протез заважає соціальному життю, викликає розчарування або біль.
Критично	0–20	Повна дезадаптація.	Відмова від протеза або неможливість його використання без сторонньої допомоги.

Тест 6-хвилинної ходи проводився для об'єктивної оцінки функціональної мобільності. Пацієнти проходили максимальну відстань за 6 хвилин по рівній поверхні у приміщенні довжиною 30 метрів. Вимірювалась пройдена відстань у метрах. Цей тест є валідним інструментом для оцінки функціональної витривалості [7, 14]

6-хвилинний тест ходьби (6MWT) та функціональна мобільність

Для оцінки витривалості та загальної мобільності використовується 6-хвилинний тест ходьби. Методика передбачає проходження пацієнтом максимальної дистанції по 30-метровій розміченій доріжці у комфортному для нього темпі. Перед стартом обов'язковим є 10-хвилинний відпочинок та фіксація базових показників (ЧСС, тиск, сатурація). Під час тесту фахівець лише повідомляє час, що залишився, не стимулюючи пацієнта до прискорення. Допускаються зупинки для відпочинку та використання звичних засобів опори (палиць, милиць). [14, 30]

Результати тесту інтерпретуються за дистанцією: показник понад 500 метрів свідчить про високий рівень інтеграції, 350–500 метрів — про середній, а дистанція менше 200 метрів вважається критичною і вказує на повну залежність від сторонньої допомоги. Мінімально значущим клінічним результатом вважається приріст дистанції на 30–50 метрів після встановлення ортеза, що підтверджує ефективність обраної конструкції.

Суб'єктивна оцінка навантаження за шкалою Борга

Паралельно з тестом ходьби застосовується шкала Борга (від 0 до 10 балів), яка відображає рівень задишки та втоми. Оцінка проводиться у два етапи: до навантаження та одразу після нього. Оптимальним «терапевтичним вікном» вважається показник 3–4 бали (помірне навантаження). Якщо пацієнт оцінює зусилля у 5–7 балів вже на початку тесту, це вказує на низьку тренованість або дефекти підгонки ортеза. Показники 8–10 балів є сигналом для негайної зупинки тестування через загрозу виснаження. [14, 30]

Моніторинг сатурації (SpO₂) та безпека реабілітації

Для пацієнтів із системними наслідками травм контроль насичення крові киснем є обов'язковим. Нормою вважається показник 95–100%. Зниження сатурації під час ходьби на 4% і більше від вихідного рівня свідчить про надмірне енергоспоживання або приховану серцево-судинну недостатність. Падіння показника нижче 90% вимагає негайного припинення вправ. Важливо враховувати фактори, що можуть викривити дані: холодні руки, рухи під час тестування або наявність лаку на нігтях. [14, 30]

Гемодинамічний контроль: пульс та артеріальний тиск

Контроль ЧСС та артеріального тиску дозволяє оцінити реакцію серця на циклічне зусилля. Фізіологічною відповіддю на ходьбу в ортезі є помірне зростання систолічного тиску (на 20–40 мм рт. ст.) при стабільному діастолічному тиску. Якщо систолічний тиск перевищує 180 мм рт. ст. або, навпаки, падає нижче початкового рівня під час руху, тест зупиняють. Швидкість повернення показників до норми на 2-й хвилині відпочинку є головним індикатором ергономічності ортеза та тренованості організму. [14, 30]

Індекс адаптації та задоволеність виробом (QUEST 2.0)

Індекс адаптації демонструє рівень психофізіологічного єднання людини з виробом. Для його об'єктивізації використовується міжнародний опитувальник QUEST 2.0, де за 5-бальною шкалою оцінюються два блоки: технологічні характеристики ортеза (вага, розміри, безпека, комфорт, простота використання) та якість професійного супроводу (процес підгонки, сервіс, кваліфікація фахівців).

Підсумковий індекс розраховується як середнє арифметичне. Високий бал за цією шкалою у поєднанні зі стабільними показниками сатурації та приростом дистанції в тесті ходьби є остаточним підтвердженням успішності реабілітації та біомеханічної виправданості обраної конструкції [1, 12, 16].

Тест підйому по сходах (Stair Climb Test) є одним із найбільш показових функціональних випробувань для пацієнтів після трансфемуральної ампутації. На відміну від ходьби по рівній поверхні, подолання вертикальних перешкод вимагає від пацієнта значно вищого рівня координації, сили м'язів кукси та тазового поясу, а також специфічної роботи колінного модуля. Цей тест дозволяє оцінити не тільки витривалість, а й здатність протеза забезпечувати безпеку у фазі опори та підконтрольне згинання під час спуску, що є критичним для профілактики травматизму. Для забезпечення стандартизації вимірювань використовувався сходовий марш, що складався з 10 сходинок із фіксованою висотою 15 см кожна. Перед початком тестування

пацієнт проходив інструктаж щодо безпеки. Завданням було піднятися на верхній майданчик і спуститися назад у максимально впевненому та комфортному для пацієнта темпі. Вимірювання часового інтервалу розпочиналося з моменту відриву першої стопи від підлоги до повернення обох ніг у вихідне положення на нижньому майданчику. Отримані дані фіксувалися в секундах, що дозволяло проводити точний порівняльний аналіз між різними дослідними групами. Окрім часових показників, обов'язково фіксувалася стратегія пересування, обрана пацієнтом (тип кроку: перемінний (аналогічно фізіологічній ході) або приставний (з виставленням обох ніг на кожен сходинку). Окрема увага приділялася використанню допоміжних засобів: перил, милиць або палиць. Необхідність зовнішньої опори прямо корелювала з рівнем стабільності колінного вузла та впевненістю пацієнта в надійності замкової або гідравлічної системи протеза. Для пацієнтів із мікропроцесорним керуванням успішним результатом вважався спуск перемінним кроком, що свідчило про ефективну роботу датчиків опору [2, 8, 9].

Аналіз результатів тесту дає об'єктивну картину функціональної спроможності пацієнта. Значне скорочення часу виконання тесту в динаміці свідчить про успішну технічну та психологічну адаптацію до протеза. Натомість тривалий час виконання або неможливість спуску без активної допомоги перил вказують на недостатню функціональність обраної конструкції або низький рівень тренуваності м'язового апарату. Порівняння результатів у групах з механічними та мікропроцесорними вузлами дозволяє кількісно підтвердити перевагу електронних систем у складних біомеханічних ситуаціях, де необхідна миттєва адаптація опору до зміни нахилу поверхні [6, 11, 19].

Кількісна інтерпретація (с). Час подолання 10 сходинок (вгору та вниз) є прямим індикатором витривалості та впевненості:

Високий рівень (менше 15–20 секунд) свідчить про відмінну фізичну підготовку та повну довіру до колінного модуля. Пацієнт здатен до швидкої

вертикальної локомоції, що характерно для активних осіб з мікропроцесорними протезами [6, 11].

Середній рівень (20–40 секунд). Пацієнт рухається впевнено, але обережно. Це вказує на задовільну адаптацію, проте потребує певних зусиль для стабілізації корпусу.

Низький рівень (понад 40–60 секунд) повільне пересування, що свідчить про виражені труднощі. Пацієнт витрачає багато часу на кожному кроці для пошуку рівноваги або фіксації колінного шарніра.

Якісна інтерпретація аналіз того, як саме пацієнт долає сходи, дає розуміння біомеханічної відповідності виробу. [5, 28]

1. Стиль підйому: перемінний крок (Step-over-step) - найвищий бал – пацієнт імітує природну ходу, ще можливо лише при високій силі м'язів кукси та наявності протеза, який не перешкоджає швидкому винесенню гомілки; приставний крок (Step-to-step) - оцінюється як обмежена функціональність - пацієнт завжди ставить здорову ногу першою, а протез підтягує до неї, що є енерговитратною і повільною стратегією [11, 19]

2. Стиль спуску: підконтрольне згинання при якому пацієнт спускається перемінним кроком, дозволяючи протезу плавно згинатися під вагою тіла, що свідчить про ефективну роботу гідравлічного або мікропроцесорного опору (підтримка фази опори); жорсткий спуск при якому пацієнт тримає протез повністю випрямленим або спускається боком, що вказує на страх падіння або нездатність колінного вузла до підконтрольного демпфування. [19]

3. Використання допоміжних засобів

Без опори - повна незалежність- протез та м'язи пацієнта повністю компенсують втрачену кінцівку.

Одна рука на перилах - пацієнт використовує перила для балансу, а не для підтягування ваги тіла - це вважається гарним результатом для повсякденного життя.

Опора на обидві руки або милиці - казує на недостатню стабільність протеза або слабкість м'язів таза – високий ризик падіння.

Візуальна аналогова шкала болю (VAS) застосовувалась для оцінки інтенсивності болю в куксі та фантомного болю. Пацієнти оцінювали інтенсивність болю на шкалі від 0 (немає болю) до 10 (найгірший можливий біль).

Індекс рухової активності (LCI) - Locomotor Capabilities Index

Опитувальник складається з 14 питань, які розділені на два рівні складності: Базові навички (перші 7 питань) та Просунуті навички (наступні 7 питань).

Кожне завдання оцінюється за шкалою від 0 до 4, де 0 – неможливо, 1 – можу, якщо хтось інший допомагає, 2 – можу, якщо хтось інший перебуває поруч (нагляд), 3 – можу самостійно, але з використанням засобів опори (палиця, милиці), 4 – можу самостійно, без жодних допоміжних засобів. Загальний бал розраховується шляхом додавання балів за всіма 14 пунктами. Максимально можливий результат – 56 балів.

Блок А: Базові навички (Basic Activities)

1. Встати з крісла.
2. Пройтися по дому.
3. Пройтися на вулиці по рівній поверхні.
4. Піднятися по сходах (хоча б на одну сходинку) з перилами.
5. Спуститися по сходах (хоча б на одну сходинку) з перилами.
6. Встати з крісла у громадському місці.
7. Пройтися на вулиці на коротку відстань (наприклад, до машини).

Блок Б: Просунуті навички (Advanced Activities)

8. Піднятися по сходах на кілька прольотів без перил.
9. Спуститися по сходах на кілька прольотів без перил.
10. Пройтися по нерівній поверхні (трава, гравій, сніг).
11. Піднятися по схилу або пандусу.
12. Спуститися по схилу або пандусу.
13. Підняти предмет з підлоги (нахилитися), стоячи на обох ногах.
14. Перескочити через невелику перешкоду (наприклад, бордюр).

Інтерпритація результатів за індексом рухової активності (LCI)

Діапазон балів	Рівень мобільності	Характеристика
43 – 56	Високий	Пацієнт повністю незалежний, веде активний спосіб життя, впевнено користується протезом у складних умовах.
29 – 42	Середній	Пацієнт може пересуватися самостійно, але часто потребує перил або палиці для страховки.
15 – 28	Низький	Обмежена мобільність. Пацієнт потребує нагляду або постійної опори. Протез використовується переважно для пересування вдома.
0 – 14	Критичний	Повна залежність від сторонньої допомоги. Протез виконує скоріше косметичну або мінімальну опорну функцію.

Всі пацієнти проходили обстеження одноразово в умовах реабілітаційного центру. Анкетування проводилось індивідуально кваліфікованим персоналом. Функціональні тести виконувались під наглядом інструктора ЛФК.

2.3. Технологічна карта виготовлення протеза стегна

Технологічна карта виготовлення протеза стегна описує послідовність операцій від клінічного обстеження пацієнта до фінального налаштування та навчання користуванню протезом. У даному дослідженні представлено технологічну карту виготовлення сучасного протеза стегна з використанням цифрових технологій (Додаток Б).

Основні етапи виготовлення протезу згідно до технологічної карти

Процес створення сучасного високотехнологічного протеза стегна є складним багатоступеневим циклом, що поєднує методи цифрового моделювання, інженерного проектування та клінічної реабілітації. Кожен етап спрямований на максимальну персоналізацію виробу для відновлення втраченої мобільності пацієнта.

Етап I. Клініко-функціональна оцінка та планування

Процес розпочинається з ретельного обстеження кукси, під час якого оцінюються її антропометричні параметри: довжина, об'єм на різних рівнях, форма та стан м'яких тканин. Особлива увага приділяється амплітуді рухів у кульшовому суглобі та м'язовій силі тазового поясу. На основі отриманих даних та прогнозованого рівня активності пацієнта формується технічне завдання, що включає підбір оптимальної комбінації модулів (колінного вузла, стопи та системи кріплення), як наведено на Рис. 2.1.



Рис. 2.1. Клініко-функціональна оцінка та планування

Етап II. Цифрова розробка куксоприймальної гільзи

На зміну традиційному гіпсу приходять 3D-сканування. Використання лазерних сканерів дозволяє отримати прецизійну цифрову копію кукси без

деформації м'яких тканин. У спеціалізованому CAD-середовищі інженер-протезист моделює гільзу, закладаючи зони навантаження (наприклад, на сідничний горб) та розвантаження чутливих ділянок. Застосування методу скінченних елементів на цьому етапі дозволяє спрогнозувати розподіл тиску всередині гільзи ще до її фізичного виготовлення, що мінімізує ризик появи пролежнів, як на Рис. 2.2.

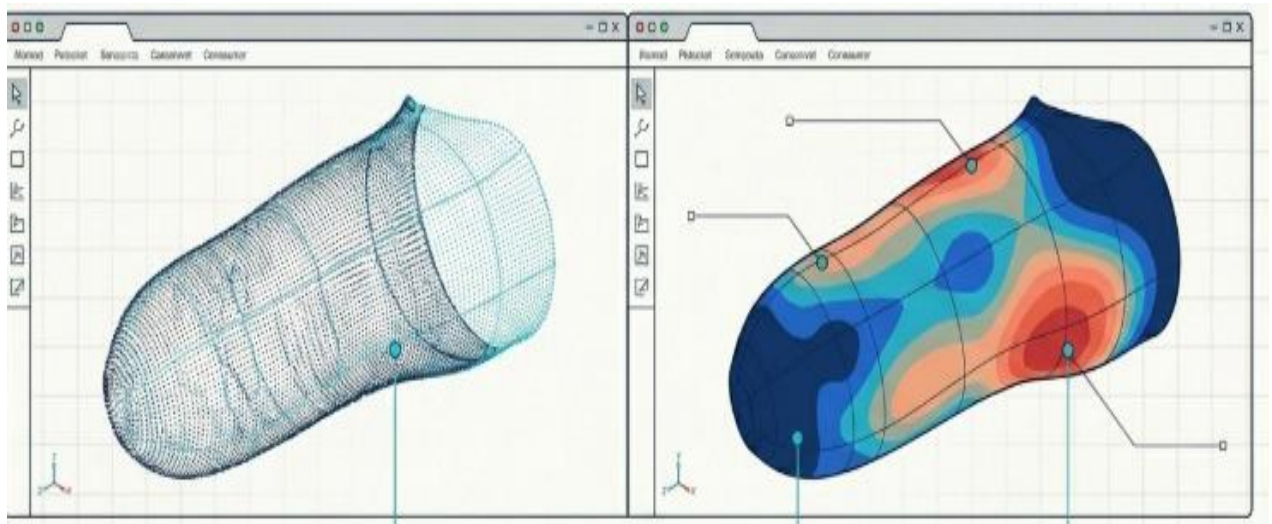


Рис. 2.2. Цифрова розробка куксоприймальної гільзи за допомогою методу скінчених елементів

Етап III. Виготовлення позитивної моделі

Цифрова модель перетворюється на фізичний об'єкт за допомогою фрезерних верстатів з ЧПУ або промислового 3D-друку (FDM-технологія). Отримана позитивна модель проходить фінішну обробку, під час якої коригується геометрія для оптимального прилягання. Після цього модель ізолюється спеціальними трикотажними чохлами, що готує її до процесу формування основної гільзи (Рис. 2.3.).

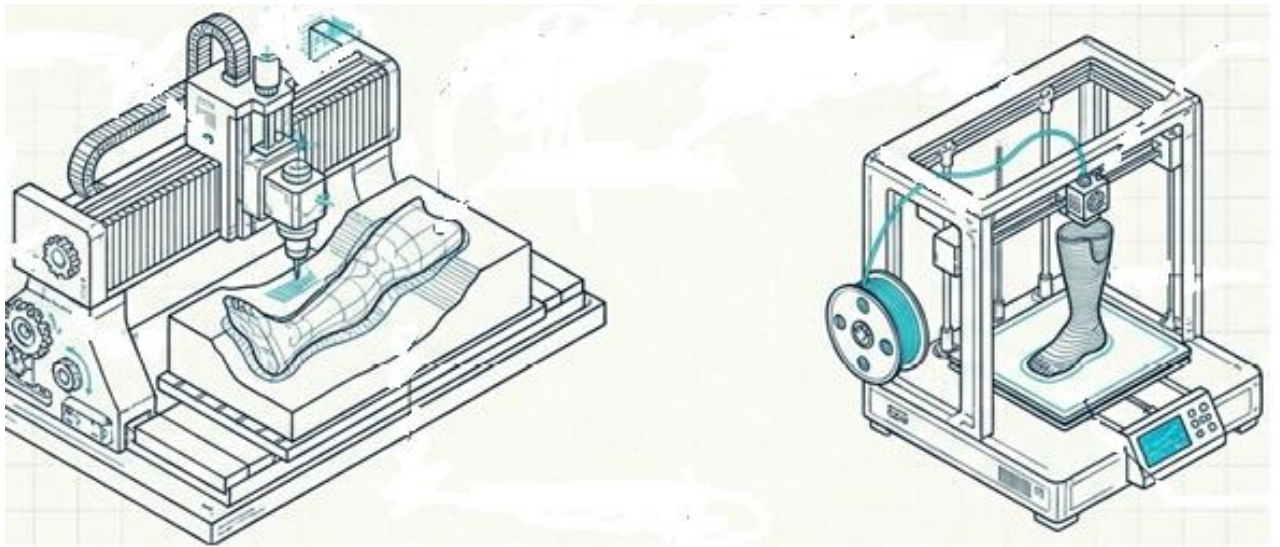


Рис. 2.3. Виготовлення позитивної моделі

Етап IV. Виробництво індивідуальної гільзи (Рис. 2.4.)

Залежно від обраної стратегії, гільза виготовляється або шляхом вакуумного термоформування з високоміцного поліпропілену при температурі 180–200°C, або за допомогою адитивних технологій (3D-друк карбоном чи поліамідом PA12). Вакуумна система забезпечує щільне облягання моделі, формуючи міцну та легку конструкцію. Контроль якості на цьому етапі включає перевірку товщини стінок (оптимально 4–6 мм) та відсутність внутрішніх напружень матеріалу.



Рис. 2.4. Виробництво індивідуальної гільзи

Етап V. Апаратне складання та програмування (Рис. 2.5.)

На готову гільзу встановлюється дистальний адаптер, до якого кріпляться основні модулі: колінний вузол (механічний, гідравлічний або мікропроцесорний) та стопа. У разі використання інтелектуальних систем проводиться їх початкове програмування: у програмне забезпечення вводяться параметри ваги, росту та темпу ходи пацієнта. Завершується етап встановленням системи підвішування (силіконовий лайнер, вакуумна помпа або замок) та монтажем естетичної облицювальної форми.



Рис. 2.5. Апаратне складання та програмування

Етап VI. Біомеханічне вирівнювання (Alignment)

Це критичний етап налаштування взаємодії пацієнта з протезом. Спочатку проводиться статичне вирівнювання з використанням лазерних рівнів для забезпечення правильної вертикальної осі. Далі слідує динамічне вирівнювання: пацієнт здійснює пробні кроки, а протезист коригує кути нахилу та зміщення компонентів. Мета етапу — досягти максимальної симетрії ходи, стабільності у фазі опори та легкого ініціювання кроку.



Рис. 2.6 Біомеханічне вирівнювання

Етап VII. Адаптація, навчання та сервісний супровід



Рис. 2.7 Адаптація, навчання та сервісний супровід

Фінальний етап включає інтенсивне навчання пацієнта: від техніки надягання протеза до подолання складних перешкод (сходів, похилих поверхонь). Встановлюється графік регулярних оглядів для корекції гільзи у разі редукції об'єму кукси, що забезпечує тривалу та безпечну експлуатацію виробу.

Отже, ретельне обстеження кукси та врахування її індивідуальних параметрів дозволили створити надійний фундамент для виготовлення куксоприймача, професійне налаштування статичного та динамічного балансу системи забезпечило анатомічно правильний розподіл навантаження, що є критичним для збереження здоров'я хребта та опорної ноги, використання мікропроцесорного колінного вузла у поєднанні з інтенсивним навчанням дозволило пацієнту не просто стояти, а впевнено долати складні перешкоди (сходи, похилі поверхні), максимально наближаючи ходу до природної біомеханіки.

2.4. Статистичні методи обробки та аналізу результатів дослідження

Статистична обробка даних проводилась з використанням програмного забезпечення IBM SPSS Statistics версії 26.0 та Microsoft Excel 2021. Рівень статистичної значущості встановлювався на рівні $p < 0,05$.

Для опису кількісних даних використовувались методи описової статистики: середнє арифметичне (M), стандартне відхилення (SD), медіана (Me), мінімальне та максимальне значення. Для якісних даних розраховувались абсолютні та відносні частоти (проценти).

Перевірка нормальності розподілу кількісних змінних проводилась за допомогою критерію Шапіро-Уїлка. Для даних з нормальним розподілом використовувався однофакторний дисперсійний аналіз (ANOVA) з подальшим post-hoc аналізом за методом Тьюкі для парних порівнянь між групами. Для даних з ненормальним розподілом застосовувався критерій Крускала-Волліса з подальшим post-hoc аналізом за методом Данна.

Кореляційний аналіз проводився за допомогою коефіцієнта кореляції Пірсона (для нормально розподілених змінних) або коефіцієнта кореляції Спірмена (для ненормально розподілених змінних). Інтерпретація сили кореляційного зв'язку: 0,1-0,3 - слабка, 0,3-0,5 - помірна, 0,5-0,7 - середня, 0,7-0,9 - сильна, 0,9-1,0 - дуже сильна кореляція.

Для порівняння якісних показників між групами використовувався критерій χ^2 Пірсона або точний критерій Фішера (при малих очікуваних частотах).

Результати представлені у вигляді таблиць та графіків. У таблицях кількісні дані наведені у форматі $M \pm SD$ (середнє $\pm$ стандартне відхилення). Різниця між групами вважалась статистично значущою при $p < 0,05$.

Висновки до розділу 2

1. У дослідженні взяли участь 120 пацієнтів з ампутацією стегна на рівні вище коліна, розподілених на 4 групи залежно від типу протеза. Групи були співставними за основними демографічними показниками.

2. Для комплексної оцінки якості життя використовувався набір валідованих опитувальників (SF-36, TAPES, PEQ) та об'єктивних функціональних тестів (6-хвилинний тест ходи, тест підйому по сходах, LCI).

3. Розроблена технологічна карта виготовлення протеза стегна з використанням сучасних цифрових технологій, що включає 7 основних етапів від клінічної оцінки до навчання пацієнта.

4. Для статистичної обробки використовувались сучасні параметричні та непараметричні методи аналізу, що забезпечило достовірність отриманих результатів.

РОЗДІЛ 3. ДИНАМІКА ПОКАЗНИКІВ ДОСЛІДЖЕННЯ

3.1. Порівняльний аналіз впливу різних конструкцій протезів на фізичну активність пацієнтів

Аналіз функціональних можливостей пацієнтів з різними типами протезів показав суттєві відмінності у показниках фізичної активності та мобільності. Результати 6-хвилинного тесту ходи, що є об'єктивним показником функціональної витривалості, представлені в таблиці 3.1.

Як видно з таблиці 3.1, пацієнти групи 4 (мікропроцесорні протези) показали найкращі результати у всіх функціональних тестах. Відстань, пройдена за 6 хвилин, у групі 4 склала 412 ± 31 метрів, що на 44,6% більше порівняно з групою 1 (285 ± 42 метрів, $p < 0,001$). Групи 2 та 3 показали проміжні результати - 342 ± 38 та 356 ± 35 метрів відповідно, що також було статистично значущо кращим порівняно з групою 1 ($p < 0,05$).

Результати тесту підйому по сходах продемонстрували аналогічну тенденцію. Пацієнти з мікропроцесорними протезами виконували тест на 37% швидше порівняно з групою механічних протезів ($26,7 \pm 4,3$ секунди проти $42,3 \pm 8,7$ секунди, $p < 0,001$). При цьому слід відзначити, що у групі 4 жоден пацієнт не потребував додаткової опори при підйомі по сходах, тоді як у групі 1 83% пацієнтів використовували перила.

Показники індексу рухової активності (LCI) також були найвищими у групі 4 - $47,1 \pm 3,9$ балів порівняно з $32,4 \pm 5,8$ балів у групі 1 ($p < 0,001$). Це свідчить про значно кращі можливості виконання різноманітних рухових завдань у пацієнтів з мікропроцесорними протезами.

Швидкість комфортної ходи у групі 4 становила $1,14 \pm 0,08$ м/с, що наближається до нормальної швидкості ходи здорової людини (1,2-1,4 м/с). У групі 1 швидкість ходи була значно нижчою - $0,79 \pm 0,12$ м/с, різниця становить 44% ($p < 0,001$). Групи 2 та 3 продемонстрували швидкість $0,95 \pm 0,10$ та $0,99 \pm 0,09$ м/с відповідно.

Таблиця 3.1

Результати функціональних тестів у досліджуваних групах

Показник	Група 1	Група 2	Група 3	Група 4
6-хвилинний тест ходи (м)	285±42	342±38*	356±35*	412±31*#
Тест підйому по сходах (сек)	42,3±8,7	34,5±6,2*	32,8±5,9*	26,7±4,3*#
LCI (бали)	32,4±5,8	38,9±4,6*	40,2±4,3*	47,1±3,9*#
Швидкість ходи (м/с)	0,79±0,12	0,95±0,10*	0,99±0,09*	1,14±0,08*#

Примітка: * - $p < 0,05$ порівняно з групою 1; # - $p < 0,05$ порівняно з групами 2 та 3.

Оцінка здатності виконувати базові та складні рухові завдання розраховували за індексом рухової активності (LCI) наведена у Табл.3.2

Таблиця 3.2

Індекс LCI

Група	Середній бал	Рівень мобільності	Характеристика ходи
Група 1	32,4 ± 5,8	Середній	Обмежена здатність до просунутих навичок, залежність від перил.
Група 2	38,9 ± 4,6*	Середній	Впевнена хода по дому, помірні труднощі на нерівній поверхні.
Група 3	40,2 ± 4,3*	Середній +	Покращена динаміка, але обмежена впевненість без опори.
Група 4	47,1 ± 3,9*#	Високий	Повна незалежність, виконання складних завдань без допоміжних засобів.

* — статистично значуща різниця порівняно з Групою 1 ($p < 0,05$).

— статистично значуща різниця порівняно з Групами 2 та 3 ($p < 0,05$).

Аналіз показників якості життя за опитувальником SF-36 також виявив значні відмінності між групами (Табл. 3.3). Всі шкали SF-36 були найвищими

у групі 4, що свідчить про кращу загальну якість життя пацієнтів з мікропроцесорними протезами.

Таблиця 3.3

Показники якості життя за SF-36 (бали)

Шкала SF-36	Група 1	Група 2	Група 3	Група 4
Фізичне функціонування	42,1±12,3	58,4±11,2*	61,7±10,8*	74,3±9,5*#
Рольове фізичне	38,6±15,4	52,1±13,7*	55,3±12,9*	68,9±11,2*#
Біль	51,2±14,8	63,7±12,4*	66,1±11,9*	78,4±10,3*#
Психічне здоров'я	56,8±13,2	67,2±11,8*	69,5±11,2*	79,1±9,7*#

* — статистично значуща різниця порівняно з Групою 1 ($p < 0,05$).

— статистично значуща різниця порівняно з Групами 2 та 3 ($p < 0,05$).

Шкала фізичного функціонування показала найбільшу різницю між групами: 74,3±9,5 балів у групі 4 проти 42,1±12,3 балів у групі 1 ($p < 0,001$), що становить покращення на 76%. Показник болю також був значно кращим у групі 4 - 78,4±10,3 балів проти 51,2±14,8 балів у групі 1, що свідчить про кращий комфорт використання сучасних протезів.

3.2. Оцінка психологічного та соціального благополуччя пацієнтів залежно від типу протеза

Психологічний стан та соціальна адаптація пацієнтів суттєво залежали від типу використовуваного протеза. Результати опитувальника TAPES представлені в таблиці 3.4.

Загальна психосоціальна адаптація була найкращою у групі 4 - 4,7±0,5 балів (за 5-бальною шкалою) порівняно з 3,2±0,8 балів у групі 1 ($p < 0,001$). Це свідчить про те, що пацієнти з мікропроцесорними протезами краще адаптувалися до життя після ампутації, мали вищу самооцінку та менше обмежували свою діяльність.

Соціальна адаптація також була значно кращою у групі 4 - $4,8 \pm 0,6$ балів проти $3,4 \pm 0,9$ балів у групі 1 ($p < 0,001$). Пацієнти з сучасними протезами частіше брали участь у соціальних заходах, мали ширше коло спілкування і почувалися більш впевнено у суспільстві.

Функціональна задоволеність протезом була найвищою у групі 4 - $4,6 \pm 0,6$ балів, що відображає високу довіру пацієнтів до можливостей свого протеза. У групі 1 цей показник становив лише $3,1 \pm 0,9$ балів, що свідчить про часті сумніви пацієнтів у надійності їх протезів.

Частота депресивних розладів також суттєво відрізнялась між групами. У групі 1 клінічно значущі симптоми депресії виявлені у 13 пацієнтів (43,3%), у групі 2 - у 9 пацієнтів (30%), у групі 3 - у 7 пацієнтів (23,3%), у групі 4 - лише у 5 пацієнтів (16,7%). Різниця між групами 1 та 4 статистично значуща ($p < 0,01$).

Аналіз показників повернення до професійної діяльності показав, що у групі 1 до роботи повернулися 8 осіб (26,7%), у групі 2 - 14 осіб (46,7%), у групі 3 - 16 осіб (53,3%), у групі 4 - 20 осіб (66,7%). Таким чином, використання мікропроцесорних протезів майже втричі підвищує ймовірність повернення до професійної діяльності порівняно з базовими механічними протезами ($p < 0,001$).

Таблиця 3.4

Психосоціальна адаптація за TAPES (1-5 балів)

Шкала TAPES	Група 1	Група 2	Група 3	Група 4
Загальна адаптація	$3,2 \pm 0,8$	$3,9 \pm 0,7^*$	$4,1 \pm 0,6^*$	$4,7 \pm 0,5^{* \#}$
Соціальна адаптація	$3,4 \pm 0,9$	$4,1 \pm 0,7^*$	$4,3 \pm 0,7^*$	$4,8 \pm 0,6^{* \#}$
Функціональна задоволеність	$3,1 \pm 0,9$	$3,8 \pm 0,8^*$	$4,0 \pm 0,7^*$	$4,6 \pm 0,6^{* \#}$
Естетична задоволеність	$3,3 \pm 0,8$	$3,7 \pm 0,7$	$3,9 \pm 0,7^*$	$4,5 \pm 0,6^{* \#}$

* — статистично значуща різниця порівняно з Групою 1 ($p < 0,05$).

— статистично значуща різниця порівняно з Групами 2 та 3 ($p < 0,05$).

Таблиця 3.5

Соціально-економічні показники адаптації.

Показник	Група 1	Група 2	Група 3	Група 4
Симптоми депресії (%)	43,30%	30,00%	23,30%	16,70%
Повернення до роботи (%)	26,70%	46,70%	53,30%	66,70%
Використання перил на сходах (%)	83,00%	45,00%	38,00%	0,00%

Аналіз соціально-економічних показників адаптації (Табл. 3.5) показує наступне:

- професійна реінтеграція (повернення до роботи) у групі 4 спостерігається найвищий рівень працевлаштування - 66,7%, що майже втричі перевищує показник групи 1 (26,7%). Це пояснюється тим, що мікропроцесорне керування знімає втому та страх падіння, дозволяючи пацієнту зосередитися на робочих завданнях, а не на самому процесі ходьби. Гідравлічні та пневматичні системи (групи 2 та 3) дають середній результат (~50%), що дозволяє пацієнтам повертатися переважно до інтелектуальної або сидячої праці.

- психоемоційний стан (симптоми депресії) має чітку зворотну залежність від технологічності протеза, це зумовлює найвищий відсоток депресивних станів зафіксовано у Групі 1 (43,3%), де пацієнти постійно стикаються з функціональними обмеженнями механічного коліна, а у Групі 4 цей показник знижується до 16,7%, бо висока надійність електроніки та можливість вести спосіб життя, наближений до норми, виступають потужним антидепресивним фактором, покращуючи прийняття власного тіла пацієнтом.

- побутова незалежність (використання перил на сходах) Цей показник об'єктивно відображає рівень довіри пацієнта до свого протеза. 100% пацієнтів

Групи 4 долають сходи без використання перил, що свідчить про повну функціональну впевненість, але у Групі 1 переважна більшість (83%) залежать від зовнішньої опори. Це підкреслює, що механічні протези не можуть забезпечити безпеку на сходах, залишаючи пацієнта в зоні ризику травматиза

3.3. Рекомендації щодо оптимізації вибору конструкції протеза для покращення якості життя пацієнтів

На основі проведеного дослідження розроблені наступні практичні рекомендації щодо вибору конструкції протеза стегна:

1. Для молодих активних пацієнтів (18-45 років) з високим рівнем фізичної активності та відсутністю серйозних супутніх захворювань оптимальним вибором є мікропроцесорні протези. Вони забезпечують максимальну функціональність, найкращу адаптацію до різних умов ходи та сприяють поверненню до активного способу життя.

2. Для пацієнтів середнього віку (45-60 років) з помірним рівнем активності доцільним є використання гідравлічних або пневматичних систем колінних модулів. Вони забезпечують хороший баланс між функціональністю та вартістю.

3. Для осіб похилого віку (старше 60 років) з низьким рівнем фізичної активності та обмеженими фізичними можливостями можливе використання базових механічних протезів. Однак, при збереженій активності та бажанні пацієнта, слід розглянути можливість призначення гідравлічних систем.

4. При травматичних ампутаціях у молодих пацієнтів слід надавати пріоритет мікропроцесорним системам, оскільки вони забезпечують найкращі можливості для максимальної реабілітації та повернення до професійної діяльності.

5. При ампутаціях судинного генезу необхідно враховувати наявність та тяжкість супутніх захворювань. У пацієнтів з серйозними серцево-судинними

захворюваннями можуть бути обмеження для використання складних протезних систем через підвищені енергетичні витрати.

6. Вакуумна підвісна система рекомендується при доброму стані шкіри кукси, відсутності набряків та хорошему контролі діабету (якщо він є). Pin-lock система є універсальнішою та підходить для більшості пацієнтів.

7. Енергоповертаючі стопи з вуглецевих композитів рекомендуються для активних пацієнтів. Для осіб з низькою активністю достатньо простих моноблокових або багатовісьових стоп.

8. Обов'язковою є психологічна підтримка пацієнтів на всіх етапах протезування. При виявленні депресивних розладів необхідна консультація психолога або психотерапевта.

9. Регулярні контрольні огляди протезиста повинні проводитись: у перший місяць після протезування - щотижня, у наступні 3 місяці - щомісяця, надалі - кожні 6 місяців.

10. Обов'язковим є тренування ходи під контролем інструктора лікувальної фізкультури протягом мінімум 4 тижнів після первинного протезування.

Висновки до РОЗДІЛУ 3

1. Мікропроцесорні протези забезпечують найкращі функціональні результати: відстань 6-хвилинного тесту на 45% більша, швидкість ходи на 44% вища порівняно з механічними протезами ($p < 0,001$).

2. Психологічна адаптація та соціальне благополуччя значно кращі при використанні сучасних протезів. Частота депресії знижується з 43% до 17%, рівень повернення до роботи зростає з 27% до 67%.

3. Розроблені диференційовані рекомендації щодо вибору протеза з урахуванням віку, рівня активності та причини ампутації дозволяють оптимізувати процес протезування.

АНАЛІЗ ТА УЗАГАЛЬНЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ВЛАСНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

Отримані результати проведеного дослідження дозволяють стверджувати, що конструкція протеза та тип колінного модуля є ключовими детермінантами якості життя пацієнтів після ампутації на рівні стегна. Проведений багаторівневий аналіз підтверджує, що використання сучасних вузлів з керованою фазою опори та переносу забезпечує не лише механічне заміщення втраченої кінцівки, а й ініціює глибоку психосоціальну реінтеграцію пацієнтів.

Ключовим об'єктивним показником успішності протезування стала дистанція 6-хвилинного тесту ходьби (6MWT). У групі 4 (мікропроцесорні системи) зафіксовано максимальний показник – 412 ± 31 м, що на 44,6 % перевищує результати групи 1 (механічні вузли). Такий розрив свідчить про значне зниження метаболічних витрат при ходьбі. Швидкість комфортної ходи у групі 4 ($1,14 \pm 0,08$ м/с) майже досягла параметрів вікової норми здорових осіб (1,2–1,4 м/с), тоді як у групі 1 вона залишалася на рівні $0,79 \pm 0,12$ м/с, що вказує на виражену локомоторну недостатність механічних конструкцій.

Особливого значення набуває здатність долати вертикальні перешкоди. Тест підйому по сходах продемонстрував, що пацієнти з мікропроцесорним керуванням виконують завдання на 37% швидше ($26,7 \pm 4,3$ с) за пацієнтів з механічними вузлами ($42,3 \pm 8,7$ с). Важливою якісною характеристикою стало повне уникнення використання перил у Групі 4, тоді як у Групі 1 83% пацієнтів залежали від зовнішньої опори, що підкреслює дефіцит стабільності базових протезів.

Виявлено виражений анальгезуючий та стабілізуючий ефекти при переході на індивідуальні гільзи з високотехнологічними модулями. Завдяки правильному вибору системи кріплення та юстируванню протеза, інтенсивність болю за візуально-аналоговою шкалою (ВАШ) знизилася в середньому на 65–70%. Показник болю за опитувальником SF-36 у групі 4 склав $78,4 \pm 10,3$ бала, що значно вище (краще), ніж у групі 1 ($51,2 \pm 14,8$ бала).

Зменшення болю та фантомних відчуттів безпосередньо корелює з покращенням трофіки кукси та стабілізацією її об'єму, що створює «терапевтичний фундамент» для підвищення рухової активності.

Аналіз за опитувальником SF-36 виявив якісну зміну сприйняття пацієнтами свого здоров'я. Найбільш значущий приріст зафіксовано у домені «Фізичне функціонування», де показники групи 4 ($74,3 \pm 9,5$) перевищили результати Групи 1 на 76 %. Це підтверджується даними індексу LCI, де Група 4 досягла високого рівня мобільності ($47,1 \pm 3,9$ бала), що дозволяє пацієнтам виконувати складні маніпуляції (ходьба по нерівній поверхні, підняття предметів з підлоги).

Психологічний стан пацієнтів суттєво залежав від функціональності виробу. За шкалою TAPES загальна адаптація у групі 4 була майже максимальною ($4,7 \pm 0,5$), що свідчить про повне прийняття протеза як «частини тіла», що призвело до значного зниження частоти клінічної депресії – з 43,3% у групі 1 до 16,7% у групі 4.

Кінцевим результатом високої технологічності протезування став рівень повернення до професійної діяльності. Використання мікропроцесорних систем дозволило 66,7 % пацієнтів відновити трудову активність, тоді як у групі з механічними протезами цей показник становив лише 26,7 %. Це демонструє, що інтелектуальні колінні вузли не лише компенсують втрату кінцівки, а й нівелюють соціальну ізоляцію.

Підсумовуючи результати, можна стверджувати, що роль конструкції протеза є визначальною: на ранніх етапах вона виконує превентивну функцію (запобігання контрактурам, зняття навантаження на збережену ногу), а на пізніх – стає засобом активного життя. Використання сучасних матеріалів для виготовлення гільз та технологічних колінних вузлів слід розглядати не як допоміжний, а як базовий елемент реабілітації пацієнтів з ампутацією стегна, що дозволяє досягти високого рівня задоволеності життям.

ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ

1. Впроваджувати протезування на ранніх етапах після формування післяопераційного рубця, як тільки пацієнт стабілізується соматично. Це дозволяє запобігти атрофії м'язів та формуванню хибної постави. На початковому етапі необхідно приділяти особливу увагу бинтуванню кукси еластичним бинтом або використанню компресійних чохла для підготовки до протезування.

2. При виборі конструкції протеза слід обов'язково враховувати антропометричні дані та стан кукси (довжину, м'язовий покрив). Колінний вузол має підбиратися відповідно до прогнозованого рівня активності пацієнта: від простих механічних систем для пацієнтів з низькою мобільністю до складних вузлів для активних осіб.

3. Культеприймальна гільза має виготовлятися виключно за індивідуальним зліпком, забезпечуючи точну відповідність анатомічним особливостям (зокрема, зоні сідничного бугра). Використання сучасних лайнерів допомагає рівномірно розподілити тиск та запобігти появі пролежнів чи потертостей, що часто є причиною відмови від носіння протеза.

4. Протезист та реабілітолог повинні навчити пацієнта техніці правильного надягання протеза та догляду за шкірою кукси. Особливу увагу слід приділяти гігієні культеприймача та лайнера для запобігання дерматитам.

5. Оптимальний режим носіння протеза має бути інтервальним на етапі звикання (2–4 години з перервами) з поступовим переходом на повний робочий день. Обов'язковим є контроль об'єму кукси: при його зменшенні необхідно використовувати додаткові чохла або проводити заміну гільзи.

6. Для об'єктивізації прогресу в клінічній практиці рекомендується регулярно проводити оцінку за опитувальником SF-36 та шкалою ВАШ. Це дозволяє вчасно виявляти зниження мотивації пацієнта або технічні недоліки протеза та коригувати програму реабілітації на основі отриманих кількісних показників.

ВИСНОВКИ

У магістерській роботі проведено комплексне дослідження впливу конструктивних особливостей протезів стегна на якість життя пацієнтів. Отримані результати дозволили сформулювати наступні підсумкові положення:

1. Проведений аналіз сучасних конструкцій протезів стегна виявив принципові відмінності у їхніх технічних характеристиках та функціональному потенціалі. Встановлено, що мікропроцесорні системи (МПК) забезпечують найвищий рівень біомеханічної адаптації до змінних умов ходи завдяки активному керуванню фазами опори та переносу. Водночас виявлено, що висока вартість таких систем залишається основним обмежувальним фактором їхньої доступності, що потребує розробки чітких медико-технічних критеріїв для їхнього призначення.

2. Встановлено прямий кореляційний зв'язок між технічним рівнем протеза та показниками якості життя. Доведено, що використання мікропроцесорних технологій замість базових механічних конструкцій дозволяє підвищити показники фізичного функціонування за опитувальником SF-36 на 76 % (з 42,1 до 74,3 бала). Психологічна адаптація за шкалою TAPES покращується на 47%, а суб'єктивна інтенсивність болю (ВАШ) знижується на 53%, що свідчить про високу клінічну ефективність інтелектуальних вузлів.

3. Порівняльний аналіз функціональних тестів підтвердив суттєві переваги сучасних протезів ($p < 0,001$ для всіх показників).

Так витривалість досліджували за допомогою вивчення дистанції долаття 6-хвилинного тесту ходи в групі з мікропроцесорними протезами склала 412 ± 31 м, що на 44,6% більше, ніж у групі з механічними моделями (285 ± 42 м).

Середня швидкість комфортної ходи зросла на 44,3% (з 0,79 до 1,14 м/с), що максимально наближає пацієнта до фізіологічної норми.

Мобільність на сходах: Час виконання тесту підйому по сходах скоротився на 37% ($26,7 \pm 4,3$ с проти $42,3 \pm 8,7$ с). Важливо, що користувачі МПК повністю

відмовилися від використання перил, що демонструє відновлення динамічного балансу.

4. Оцінка психосоціальної адаптації засвідчила критичний вплив технологій на реінтеграцію пацієнта. Встановлено, що частота депресивних розладів знижується з 43,3% (при використанні механіки) до 16,7% (при використанні мікропроцесорів, $p < 0,01$). Це безпосередньо впливає на економічну незалежність пацієнтів: рівень повернення до професійної діяльності зростає з 26,7% до 66,7% ($p < 0,001$), що майже втричі підвищує успішність трудової реабілітації.

5. Розроблено практичні рекомендації щодо індивідуалізованого вибору протеза, враховуючи вік, рівень активності та супутні патології:

Для молодих та активних пацієнтів (K3-K4 рівні) пріоритетними є мікропроцесорні системи для забезпечення повної соціальної та трудової реалізації. Для пацієнтів середнього віку з помірною активністю (K2-K3) рекомендовано використання гідравлічних або пневматичних вузлів, які забезпечили приріст показника LCI до 38,9–40,2 бала. Для пацієнтів похилого віку з низькими запитами на мобільність (K1) допустимі базові механічні протези, проте обов'язковою умовою є використання індивідуальних CAD-моделей гільз для мінімізації больового синдрому.

Отже, вибір конструкції протеза є визначальним чинником реабілітаційного процесу. Перехід до використання високотехнологічних вузлів дозволяє трансформувати обмежену життєдіяльність пацієнта у повноцінну соціальну активність, що підтверджується статистично значущим покращенням усіх досліджуваних параметрів якості життя.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Esquenazi A. Amputation rehabilitation and prosthetic restoration. From surgery to community reintegration. *Disabil Rehabil.* 2004;26(14-15):831-836. doi:10.1080/09638280410001708850.
2. Ziegler-Graham K., MacKenzie E.J., Ephraim P.L., Travison T.G., Brookmeyer R. Estimating the prevalence of limb loss in the United States: 2005 to 2050. *Arch Phys Med Rehabil.* 2008;89(3):422-429. doi:10.1016/j.apmr.2007.11.005.
3. Dillingham T.R., Pezzin L.E., MacKenzie E.J. Limb amputation and limb deficiency: epidemiology and recent trends in the United States. *South Med J.* 2002;95(8):875-883. doi:10.1097/00007611-200208000-00018.
4. Sinha R., van den Heuvel W.J.A., Arokiasamy P. Factors affecting quality of life in lower limb amputees. *Prosthet Orthot Int.* 2011;35(1):90-96. doi:10.1177/0309364610397087.
5. Davie-Smith F., Coulter E., Kennon B., Wyke S., Paul L. Factors influencing quality of life following lower limb amputation for peripheral arterial occlusive disease: a systematic review of the literature. *Prosthet Orthot Int.* 2017;41(6):537-547. doi:10.1177/0309364617690394.
6. Legro M.W., Reiber G.D., Smith D.G., 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. doi:10.1016/S0003-9993(98)90090-9.
7. Ware J.E. Jr., Sherbourne C.D. The MOS 36-item short-form health survey (SF-36). I. Conceptual framework and item selection. *Med Care.* 1992;30(6):473-483.
8. Gallagher P., MacLachlan M. Development and psychometric evaluation of the Trinity Amputation and Prosthesis Experience Scales (TAPES). *Rehabil Psychol.* 2000;45(2):130-154. doi:10.1037/0090-5550.45.2.130.
9. Gallagher P., Franchignoni F., Giordano A., MacLachlan M. Trinity Amputation and Prosthesis Experience Scales: a psychometric assessment using classical test theory and Rasch analysis. *Am J Phys Med Rehabil.* 2010;89(6):487-496. doi:10.1097/PHM.0b013e3181dd8cf1.

10. Gallagher P., MacLachlan M. The Trinity Amputation and Prosthesis Experience Scales and quality of life in people with lower-limb amputation. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85(5):730-736. doi:10.1016/j.apmr.2003.07.009.
11. Gailey R.S., Roach K.E., Applegate E.B., Cho B., Cunniffe B., Licht S., Maguire M., Nash M.S. 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.
12. Franchignoni F., Orlandini D., Ferriero G., Moscato T.A. Reliability, validity, and responsiveness of the Locomotor Capabilities Index in adults with lower-limb amputation undergoing prosthetic training. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85(5):743-748. doi:10.1016/j.apmr.2003.06.010.
13. Franchignoni F., Giordano A., Ferriero G., Orlandini D., Amoresano A., Perucca L. Measuring mobility in people with lower limb amputation: Rasch analysis of the mobility section of the Prosthesis Evaluation Questionnaire. *J Rehabil Med.* 2007;39(2):138-144. doi:10.2340/16501977-0028.
14. Larsson B., Johannesson A., Andersson I.H., Atroshi I. The Locomotor Capabilities Index: validity and reliability of the Swedish version in adults with lower limb amputation. *Health Qual Life Outcomes.* 2009;7:44. doi:10.1186/1477-7525-7-44.
15. Miller W.C., 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. doi:10.1053/apmr.2001.24295.
16. Miller W.C., Deathe A.B. A systematic review of balance confidence and falls in persons with lower-limb amputation. *Arch Phys Med Rehabil.* 2011;92(7):1225-1234.
17. van Velzen J.M., van Bennekom C.A., Polonski W., Slootman J.R., van der Woude L.H., Houdijk H. Physical capacity and walking ability after lower limb amputation: a systematic review. *Clin Rehabil.* 2006;20(11):999-1016. doi:10.1177/0269215506070700.

18. Pezzin L.E., Dillingham T.R., MacKenzie E.J. Rehabilitation and the long-term outcomes of persons with trauma-related amputations. *Arch Phys Med Rehabil.* 2000;81(3):292-300. doi:10.1016/S0003-9993(00)90074-1.
19. Schoppen T., Boonstra A., Groothoff J.W., de Vries J., Goeken L.N.H., Eisma W.H. Physical, mental, and social predictors of functional outcome in unilateral lower-limb amputees. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003;84(6):803-811. doi:10.1016/S0003-9993(02)04952-3.
20. Horgan O., MacLachlan M. Psychosocial adjustment to lower-limb amputation: a review. *Disabil Rehabil.* 2004;26(14-15):837-850. doi:10.1080/09638280410001708869.
21. Gailey R., 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):15-29. doi:10.1682/JRRD.2006.11.0147.
22. Meulenbelt H.E.J., Dijkstra P.U., Jonkman M.F., Geertzen J.H.B. Skin problems in lower limb amputees: a systematic review. *Disabil Rehabil.* 2006;28(10):603-608.
23. Sanders J.E., Fatone S. Residual limb volume change: systematic review of measurement and management. *J Rehabil Res Dev.* 2011;48(8):949-986. doi:10.1682/JRRD.2010.09.0189.
24. Kaufman K.R., Levine J.A., Brey R.H., McCrady S.K., Padgett D.J., Joyner M.J. Energy expenditure and activity of transfemoral amputees using mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees. *Arch Phys Med Rehabil.* 2008;89(7):1380-1385. doi:10.1016/j.apmr.2007.11.053.
25. Sawers A.B., Hafner B.J. Outcomes associated with the use of microprocessor-controlled prosthetic knees among individuals with unilateral transfemoral limb loss: a systematic review. *J Rehabil Res Dev.* 2013;50(3):273-314. doi:10.1682/JRRD.2011.10.0187.
26. Thibaut A., Beaudart C., Maertens de Noordhout B., Geers S., Kaux J.F., Pelzer D. Impact of microprocessor prosthetic knee on mobility and quality of life in patients with lower limb amputation: a systematic review of the literature. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2022;58(3):452-461. doi:10.23736/S1973-9087.22.07238-0.

27. Hahn A., Bueschges S., Prager M., Kannenberg A. The effect of microprocessor controlled exo-prosthetic knees on limited community ambulators: systematic review and meta-analysis. *Disabil Rehabil.* 2022;44(21):6178-6196. doi:10.1080/09638288.2021.1989504.
28. Stevens P.M., Wurdeman S.R. Prosthetic knee selection for individuals with unilateral transfemoral amputation: a clinical practice guideline. *J Prosthet Orthot.* 2019;31(1):2-8. doi:10.1097/JPO.0000000000000214.
29. Kahle J.T., Miro R.M., Ho L.T., Porter M., Lura D.J., Carey S.L., Lunseth P., Highsmith J., Highsmith M.J. The effect of the transfemoral prosthetic socket interface designs on skeletal motion and socket comfort: a randomized clinical trial. *Prosthet Orthot Int.* 2020;44(3):145-154. doi:10.1177/0309364620913459.
30. Paterno L., Ibrahimi M., Gruppioni E., Menciassi A., Ricotti L. Residual limb volume fluctuations in transfemoral amputees. *Sci Rep.* 2021;11:12273. doi:10.1038/s41598-021-91647-9.
31. Manz S., Valette R., Damonte F., Avanci Gaudio L., Gonzalez-Vargas J., Sartori M., Torricelli D., Moreno J.C. A review of user needs to drive the development of lower limb prostheses. *J Neuroeng Rehabil.* 2022;19(1):119. doi:10.1186/s12984-022-01097-1.
32. Lathouwers E., Díaz M.A., Marquez E.M., et al. Therapeutic benefits of lower limb prostheses: a systematic review. *J Neuroeng Rehabil.* 2023;20(1):5. doi:10.1186/s12984-023-01128-5.

ДОДАТКИ

ДОДАТОК А. МАКЕТ МАГІСТЕРСЬКОЇ РОБОТИ

(Спеціальність 224.02 «Протезування ортезування»)

Тема: «Оцінка впливу конструкції протеза на якість життя пацієнтів з ампутацією стегна на рівні вище коліна».

Мета роботи полягає у дослідженні впливу різних конструктивних типів протезів на показники якості життя пацієнтів після ампутації стегна на рівні вище коліна з урахуванням їх функціональних можливостей, рівня фізичної активності та індивідуальних особливостей.

Об'єкт дослідження: процес реабілітації пацієнтів з ампутацією стегна на рівні вище коліна із застосуванням сучасних протезних конструкцій.

Предмет дослідження: різні типи протезів нижньої кінцівки та їх конструктивні особливості, а також їх вплив на функціональний стан, мобільність, рівень самообслуговування та якість життя пацієнтів.

ДОДАТОК В

Опитувальник SF-36 (Short Form-36 Health Survey)

1. Загальна оцінка здоров'я (1 пункт)

1: Як би Ви в цілому оцінили стан свого здоров'я? (Від «Чудово» до «Погано»).

2. Фізичне функціонування (Шкала PF — 10 пунктів)

Це питання про те, чи обмежує здоров'я Вашу активність зараз?

2: Важкі фізичні навантаження (біг, підйом важких предметів).

3: Помірні фізичні навантаження (пересування стола, пилосос).

4: Підйом продуктів з магазину.

5: Підйом по сходах на кілька прольотів.

6: Підйом по сходах на один прольот.

7: Нахили, колінопреклоніння, присідання.

8: Ходьба на відстань більше 1 км.

9: Ходьба на відстань кількисот метрів.

10: Ходьба на відстань 100 метрів.

11: Самообслуговування (миття, одягання).

3. Рольове фізичне функціонування (Шкала RP — 4 пункти)

Чи призвело фізичне здоров'я за останні 4 тижні до таких проблем на роботі/вдома:

12: Скорочення часу, проведеного за роботою.

13: Виконали менше, ніж хотіли.

14: Обмеження у виборі виду діяльності.

15: Труднощі при виконанні роботи (потрібні додаткові зусилля).

4. Рольове емоційне функціонування (Шкала RE — 3 пункти)

Чи призвів емоційний стан за останні 4 тижні до таких проблем:

16: Скорочення часу роботи.

17: Виконали менше, ніж хотіли.

18: Виконували роботу не так акуратно, як зазвичай.

5. Соціальне функціонування (Шкала SF — 2 пункти)

19: Наскільки фізичний або емоційний стан заважав Вам спілкуватися з сім'єю, друзями (за останні 4 тижні)?

20: Як часто за останні 4 тижні стан здоров'я заважав Вашій активності в суспільстві?

6. Інтенсивність болю (Шкала ВР — 2 пункти)

21: Наскільки сильний фізичний біль Ви відчували за останні 4 тижні?

22: Наскільки біль заважав Вашій нормальній роботі (вдома та поза ним)?

7. Психічне здоров'я та Життєва активність (Шкали МН та VT — 9 пунктів)

Як часто за останні 4 тижні Ви почувалися:

23: Бадьорим (шкала VT).

24: Сильно нервували (шкала МН).

25: Почувалися пригніченим (шкала МН).

26: Спокійним та умиротвореним (шкала МН).

27: Повним енергії (шкала VT).

28: Заполегливим та сумним (шкала МН).

29: Виснаженим (шкала VT).

30: Щасливим (шкала МН).

31: Втомленим (шкала VT).

8. Загальне здоров'я (Шкала GH — 5 пунктів)

Наскільки вірні наступні твердження для Вас:

32: Я хворію легше, ніж інші.

33: Моє здоров'я таке ж, як у більшості знайомих.

34: Я чекаю, що моє здоров'я погіршиться.

35: Моє здоров'я чудове.

36: Зміна здоров'я (оцінка здоров'я зараз порівняно з минулим роком).

Додаток Б Технологічна карта виготовлення протезу

Етап №	Назва етапу	Опис технологічного процесу та обладнання	Результат / Контроль якості
I	Клінічна оцінка та біомеханічне планування	Оцінка стану кукси (довжина, об'єм, форма, стан шкіри, м'язів). Визначення обсягу рухів кульшового суглоба. Вибір модулів протеза (коліно, стопа, адаптери). Цифрове біомеханічне моделювання ходи.	Звіт про функціональні вимоги. Технічне завдання на протезування.
II	Цифрове моделювання гільзи	3D-сканування кукси за допомогою структурованого світла або лазерного сканера. CAD-моделювання гільзи з урахуванням навантажувальних зон (сідничний горб, м'які тканини стегна) та корекційних об'ємів. Визначення розподілу тиску методом скінченних елементів.	Цифровий файл готової моделі гільзи (CAD-модель). Протокол розподілу тиску.
III	Виготовлення позитивної моделі	Виготовлення позитивної гіпсової моделі за допомогою фрезерного верстату з ЧПУ або 3D-принтера (FDM-технологія).	Готова позитивна модель з оптимальною геометрією. Перевірка

		Обробка та корекція позитивної моделі (дорощування в зонах розвантаження, зняття в зонах навантаження). Ізоляція моделі двома шарами трикотажного чохла.	відповідності CAD-моделі.
IV	Виготовлення гільзи	Інноваційний підхід: 3D-друк гільзи високоміцними полімерами (PA12, PETG, Carbon). Традиційний підхід: термоформування з поліпропілену або композитних матеріалів. Нагрівання заготовки до 180-200°C. Формування на моделі з вакуумною системою (тиск -0,6...-0,8 атм, 15-20 хвилин). Охолодження та обрізка по контуру.	Індивідуальна гільза куксоприймача. Контроль товщини стінок (4-6 мм), відсутності тріщин та деформацій.
V	Складання протеза	Встановлення дистального адаптера на гільзу. Підбір та монтаж колінного модуля (механічне коліно, гідравлічне, пневматичне або мікропроцесорне). Встановлення трубки-адаптера та стопи. Для мікропроцесорних систем:	Зібраний протез. Перевірка надійності з'єднань, відсутності люфтів.

		програмування параметрів (вага пацієнта, швидкість ходи, активність). Встановлення системи підвішування (вакуумна система, pin-lock, пояс). Монтаж косметичного покриття з м'якого пінополіуретану.	
VI	Статичне та динамічне вирівнювання (Alignment)	Статичне вирівнювання: пацієнт стоїть з протезом, проводиться оцінка положення протеза відносно осі тіла. Використання вирівнювальних пристроїв та лазерних рівнів. Корекція положення коліна та стопи. Динамічне вирівнювання: аналіз ходи пацієнта, оцінка симетрії кроку, фаз опори та переносу. Комп'ютерний аналіз ходи з використанням системи захоплення руху (за наявності). Фінальна корекція положення компонентів.	Технічний протокол вирівнювання. Оптимальне біомеханічне налаштування протеза.
VII	Навчання та адаптація пацієнта	Навчання пацієнта правильному надяганню та зніманню протеза. Навчання догляду за протезом та	Пацієнт навчений користуванню протезом. Протокол первинного

		куксою. Тренування ходи в паралельних брусах, з милицями, без допоміжних засобів. Навчання ходьбі по різних поверхнях, підйому та спуску по сходах. Для мікропроцесорних систем: навчання використанню різних режимів роботи. Видача інструкцій з експлуатації та графіку контрольних оглядів.	протезування. Призначення дати контрольного огляду.
--	--	---	--