

МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ
ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

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

Магістерська робота
за спеціальністю: 224 «Технології медичної діагностики та лікування»,
Спеціалізація 224.02 «Протезування ортезування»
на тему: «Особливості технологічного процесу виготовлення гільзи протеза
гомілки з використанням педиленового вкладиша»

Харків – 2026

АНОТАЦІЯ

Тема: «Виготовлення протеза гомілки з пом'якшувальним вкладишем».

Метою роботи є дослідження особливостей виготовлення протеза гомілки з використанням педиленового пом'якшувального вкладиша з EVA-матеріалу та оцінка його функціональності й ефективності у використанні.

Об'єкт дослідження — процес виготовлення та використання протеза гомілки. Предмет дослідження — конструктивні та технологічні особливості виготовлення протеза гомілки з педиленовим пом'якшувальним вкладишем із EVA-матеріалу.

У роботі проведено аналіз сучасного стану протезування нижніх кінцівок, досліджено конструктивні особливості протеза гомілки та властивості EVA-матеріалу як основи для виготовлення пом'якшувального вкладиша. Розглянуто технологічний процес виготовлення протеза, що включає клінічне обстеження пацієнта, виготовлення гіпсових моделей, формування приймальної гільзи, виготовлення педиленового вкладиша та проведення стендового і динамічного регулювання протеза.

Результати дослідження підтвердили, що застосування пом'якшувального вкладиша забезпечує рівномірний розподіл навантаження в приймальній гільзі, зменшує піковий тиск на куксу, покращує амортизаційні властивості конструкції та підвищує комфорт користування протезом. Після протезування відзначено покращення стабільності стояння, симетричності ходи та функціональної мобільності пацієнта.

Наукова новизна одержаних результатів полягає у вдосконаленні підходів до виготовлення індивідуального протеза гомілки з використанням EVA-вкладиша, що забезпечує підвищення функціональної ефективності, комфорту та біомеханічної адаптації пацієнта до протеза.

Практичне значення одержаних результатів підтверджує доцільність використання педиленових пом'якшувальних вкладишів у конструкції протезів гомілки для покращення якості реабілітації, зменшення дискомфорту під час користування протезом та підвищення рівня рухової активності пацієнтів.

Ключові слова: протез гомілки, пом'якшувальний вкладиш, EVA-матеріал, протезування нижніх кінцівок, приймальна гільза, реабілітація, біомеханіка ходьби, функціональна мобільність.

ABSTRACT

Topic: “Manufacture of a lower leg prosthesis with a cushioning insert.”

The aim of this study is to investigate the specifics of manufacturing a lower leg prosthesis using a pedilene cushioning insert made of EVA material and to evaluate its functionality and effectiveness in use.

The object of the study is the process of manufacturing and using a lower leg prosthesis. The subject of the study is the design and technological features of manufacturing a lower leg prosthesis with a pedilene cushioning insert made of EVA material.

The study analyzes the current state of lower limb prosthetics, examines the design features of the lower leg prosthesis, and investigates the properties of EVA material as a base for manufacturing the cushioning insert. The technological process of prosthesis fabrication is discussed, which includes clinical examination of the patient, creation of plaster models, molding of the socket, fabrication of the pedicle liner, and bench and dynamic fitting of the prosthesis.

The study results confirmed that the use of a cushioning insert ensures uniform load distribution within the socket, reduces peak pressure on the residual limb, improves the structure's shock-absorbing properties, and enhances the comfort of using the prosthesis. Following prosthetic fitting, improvements were noted in the patient's standing stability, gait symmetry, and functional mobility.

The scientific novelty of the obtained results lies in the refinement of approaches to the fabrication of a custom lower-leg prosthesis using an EVA liner.

ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

(повне найменування вищого навчального закладу)

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

ЗАТВЕРДЖУЮ

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

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

ЗАВДАННЯ

НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ(МАГІСТЕРСЬКУ) РОБОТУ СТУДЕНТУ

Мацко Максим Валерійович
(прізвище, ім'я, по батькові)

- Тема роботи «Особливості технологічного процесу виготовлення гільзи протеза гомілки з використанням педиленового вкладиша». _____
керівник роботи В.о. завідувача кафедрою екстреної та невідкладної медичної допомоги, ортопедії травматології та протезування, д.мед.н, професор Голка Г.Г.
- Строк подання студентом роботи травень 2026 року (*орієнтовно, відповідно до графіку проведення атестації ЕК*).
- 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.
- Зміст пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити):
Вступ.
1. Огляд літератури за темою та вибір напрямів досліджень.
2. Виклад загальної методики й основних методів досліджень.

3. Експериментальна частина й методика досліджень.
 4. Аналіз та узагальнення результатів власних досліджень впливу конструкції протеза на якість життя.
- Висновки.

Список використаних джерел.

5. Перелік досліджень (з точним зазначенням обов'язкових досліджень):
Бібліографічно-пошуковий аналіз, збір та аналіз клінічних даних пацієнтів, анкетування/опитування (визначення якості життя), оцінка біомеханіки та функціональності різних конструкцій протезів, статистична обробка результатів.

6. Консультанти розділів роботи

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

7. Дата видачі завдання 21.11.2025

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

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

№ з/п	Назва етапів магістерської роботи	Строк виконання етапів роботи	Примітка
6	Подання повністю готової, зшитої роботи до Екзаменаційної комісії	За 1 день до захисту	

Студент _____ **Мацко М.В.**

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Керівник роботи _____ **проф. Голка Г.Г**

(підпис)

(прізвище та ініціали)

ЗМІСТ

АНОТАЦІЯ.....	2
ВСТУП.....	8
РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ.....	11
1.1. Теоретичні основи та сучасний стан протезування нижніх кінцівок.....	11
1.2. Конструктивні особливості протезу гомілки.....	15
1.3. Пом'якшувальні вкладиші (лайнери): матеріали, властивості, застосування.....	19
Висновки до розділу 1.....	23
РОЗДІЛ 2. МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ.....	25
2.1. Загальна характеристика пом'якшувальних матеріалів в конструкції протеза гомілки.....	25
2.2. Загальна характеристика об'єкта дослідження.....	26
2.3. Матеріали та комплектуючі для виготовлення протеза.....	28
2.4. Методи виготовлення протеза гомілки.....	31
2.5. Технологічна карта виготовлення протеза гомілки.....	33
Висновки до розділу 2.....	45
РОЗДІЛ 3. РЕЗУЛЬТАТИ ВЛАСНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ.....	46
3.1. Оцінка якості та функціональності виготовленого протеза.....	46
3.2. Аналіз ефективності використання пом'якшувального вкладиша.....	56
3.3. Порівняльний аналіз та узагальнення результатів.....	60
Висновки до розділу 3.....	63
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	65
СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ.....	68

ВСТУП

Актуальність дослідження. Протезування нижніх кінцівок є важливою складовою сучасної медичної та реабілітаційної практики, оскільки спрямоване на відновлення рухової активності, соціальної адаптації та якості життя осіб із ампутаціями. У сучасних умовах, зокрема в Україні, спостерігається значне зростання кількості людей, які потребують протезування внаслідок травм, захворювань, а також бойових дій, що обумовлює підвищені вимоги до якості та функціональності протезно-ортопедичних виробів.

Особливе значення має протезування гомілки, оскільки саме цей вид ампутації є одним із найпоширеніших. Ефективність використання протеза гомілки значною мірою залежить не лише від конструкції самого протеза, але й від правильного підбору допоміжних елементів, які забезпечують комфорт, безпечність та адаптацію користувача. Одним із ключових таких елементів є пом'якшувальний вкладиш, який виконує функцію амортизації, зменшує тиск на куксу, запобігає травмуванню тканин та сприяє рівномірному розподілу навантаження.

У сучасній практиці широко застосовуються різні типи вкладишів, проте значна увага приділяється саме педиленовим вкладишам із EVA-матеріалу, які мають ряд переваг, зокрема легкість, еластичність, гігієнічність, доступність та простоту у виготовленні. На відміну від лайнерів, такі вкладиші мають інші конструктивні та експлуатаційні характеристики, що потребує окремого наукового обґрунтування їх використання у складі протеза гомілки.

Незважаючи на наявність досліджень у сфері протезування, питання оптимального використання педиленових вкладишів із EVA-матеріалу залишається недостатньо висвітленим, що зумовлює необхідність подальших досліджень у цьому напрямі. Таким чином, обрана тема є актуальною як з наукової, так і з практичної точки зору.

Метою роботи є дослідження особливостей виготовлення протеза гомілки з використанням педиленового пом'якшувального вкладиша з EVA-матеріалу та оцінка його функціональності й ефективності у використанні.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити такі **завдання**:

- 1) проаналізувати сучасний стан протезування нижніх кінцівок;
- 2) визначити конструктивні особливості протезу гомілки;
- 3) дослідити властивості матеріалу EVA та особливості застосування педиленових вкладишів;
- 4) охарактеризувати матеріали та методи виготовлення протеза гомілки;
- 5) розробити технологічну карту виготовлення протеза;
- 6) оцінити якість та функціональність виготовленого протеза;
- 7) провести аналіз ефективності використання педиленового вкладиша;
- 8) узагальнити отримані результати та сформулювати висновки.

Об'єкт дослідження - процес виготовлення та використання протеза гомілки.

Предмет дослідження - конструктивні та технологічні особливості виготовлення протеза гомілки з педиленовим пом'якшувальним вкладишем із EVA-матеріалу.

Методи дослідження. У роботі використано комплекс загальнонаукових і спеціальних методів дослідження, зокрема аналіз наукової літератури застосовано для вивчення сучасного стану протезування нижніх кінцівок та характеристик матеріалів; порівняльний аналіз використано для зіставлення різних типів пом'якшувальних вкладишів і визначення їх переваг та недоліків; технологічний аналіз дав змогу дослідити особливості процесу виготовлення протеза гомілки; експериментальний метод застосовано для оцінки якості та функціональності виготовленого протеза; узагальнення та систематизація результатів використано для формулювання висновків дослідження.

Наукова новизна полягає у дослідженні особливостей застосування педиленового пом'якшувального вкладиша з EVA-матеріалу в конструкції протеза гомілки та визначенні його впливу на комфорт і функціональні характеристики виробу.

Практичне значення отриманих результатів полягає у можливості використання розроблених підходів і рекомендацій у діяльності протезно-ортопедичних підприємств для підвищення якості, зручності та ефективності експлуатації протезів гомілки.

РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ

1.1. Теоретичні основи та сучасний стан протезування нижніх кінцівок

Протезування нижніх кінцівок є однією з найбільш складних і багатокомпонентних галузей сучасної медико-реабілітаційної науки, що поєднує клінічні, біомеханічні та інженерно-технологічні підходи до відновлення втрачених функцій опорно-рухового апарату. Основною метою протезування є максимальне відновлення здатності пацієнта до самостійного пересування, збереження біомеханічної симетрії ходи та підвищення якості життя. У сучасних умовах розвиток цієї галузі тісно пов'язаний із впровадженням новітніх технологій виготовлення протезів, удосконаленням конструкцій приймальних гільз та застосуванням інноваційних матеріалів, що забезпечують комфорт і функціональність виробів [30, с. 12].

Сучасна система протезування базується на комплексному підході, що включає етапи клінічного обстеження пацієнта, виготовлення гіпсових моделей кукси, проектування приймальної гільзи, підбір модульних компонентів та подальше налаштування конструкції протеза. Важливим етапом є саме формування приймальної гільзи, яка визначає комфортність та функціональність усього виробу. Неправильне розподілення навантаження в зоні контакту кукси з гільзою може призводити до больових відчуттів, порушення кровообігу та зниження ефективності використання протеза [21, с. 34].

Важливу роль у розвитку сучасного протезування відіграють науково-методичні рекомендації та технологічні стандарти, розроблені профільними установами, зокрема Український Національний Державний Інститут (УкрНДІ) протезування, які визначають базові підходи до виготовлення та регулювання протезів нижніх кінцівок. Згідно з цими рекомендаціями, ключовим фактором успішної адаптації пацієнта є індивідуалізація

конструкції протеза з урахуванням анатомічних та функціональних особливостей кукси [4, с. 18].

Сучасні протези нижніх кінцівок є модульними системами, які складаються з приймальної гільзи, колінного механізму (для протезів стегна), адаптерів та штучної стопи. Особливу увагу приділяють конструкції, методу фіксації та вибору форми гільзи, що обирається індивідуально до потреб користувача, оскільки саме вона забезпечує передачу навантаження від тіла пацієнта до протеза. Від якості виготовлення гільзи залежить стабільність ходи, енергоефективність рухів та рівень комфорту користувача [32, с. 41].

Значний внесок у розвиток теоретичних основ протезування зроблено у працях, присвячених аналізу біомеханіки рухів нижніх кінцівок та моделюванню навантажень у системі «кукса–протез». Зокрема, дослідження показують, що правильний розподіл тиску в приймальній гільзі є критичним для запобігання ускладненням та підвищення ефективності використання протеза [25, с. 27]. У цьому контексті важливими є також технології оцінки функціональних характеристик протезів, які дозволяють здійснювати об'єктивний контроль якості виготовлених виробів [50, с. 63]. Сучасні тенденції розвитку протезування передбачають активне використання цифрових технологій, комп'ютерного моделювання та біомеханічного аналізу. Це дає змогу підвищити точність виготовлення компонентів протеза та скоротити час адаптації пацієнта. Наприклад, системи комп'ютерного аналізу опорно-рухового апарату дозволяють оцінювати параметри ходи та виявляти відхилення у функціонуванні протеза [14, с. 88].

Окрему роль у сучасному протезуванні відіграють матеріали, що використовуються для виготовлення допоміжних елементів, зокрема вкладишів із силіконових або гелевих матеріалів для приймальних гільз. Вони забезпечують амортизацію, зменшення тиску на м'які тканини та покращення загального комфорту. У наукових джерелах зазначається, що використання м'яких еластичних матеріалів дозволяє значно знизити ризик виникнення трофічних порушень у зоні контакту кукси з гільзою [9, с. 22].

Важливим напрямом розвитку є також впровадження інтелектуальних технологій у протезуванні, які дозволяють здійснювати моніторинг стану користувача в реальному часі. Зокрема, дослідження електроміографічних сигналів дають можливість аналізувати стан м'язової активності та втому, що може бути використано для вдосконалення систем керування активними протезами [3, с. 243]. Такі підходи відкривають перспективи створення більш адаптивних та функціональних протезних систем.

Сучасний стан протезування в Україні характеризується інтеграцією міжнародних стандартів та розвитком співпраці з провідними науковими установами. Це сприяє підвищенню якості підготовки фахівців та впровадженню інноваційних технологій у виробництво протезів [55, с. 21]. У рамках освітніх та наукових програм активно впроваджуються сучасні методики моделювання та виготовлення протезно-ортопедичних виробів, що дозволяє підвищити ефективність реабілітаційного процесу. Важливим аспектом сучасного протезування є не лише конструктивна складова виробу, але й процес адаптації пацієнта до використання протеза. Саме етап навчання ході та формування правильної біомеханічної моделі рухів визначає кінцевий функціональний результат. У практиці протезування встановлено, що навіть технічно правильно виготовлений протез може бути малоефективним у разі недостатньої адаптації користувача або неврахування індивідуальних особливостей навантаження [32, с. 19].

Значну роль у підвищенні ефективності протезування відіграє оптимізація розподілу тиску в зоні контакту кукси з приймальною гільзою. Дослідження показують, що нерівномірний розподіл навантаження є однією з основних причин дискомфорту, больових відчуттів та обмеження часу використання протеза. У зв'язку з цим у сучасній практиці активно застосовуються різні конструктивні рішення, спрямовані на покращення амортизаційних властивостей гільзи, зокрема використання м'яких вставок та спеціальних матеріалів [25, с. 31].

Окрему увагу приділяють розвитку технологій виготовлення приймальних гільз, які є ключовим елементом системи протезування. Традиційні методи, що базуються на гіпсовому моделюванні, поступово доповнюються цифровими технологіями та комп'ютерним проєктуванням. Це дозволяє досягати більш високої точності відповідності форми гільзи анатомічним особливостям кукси та зменшувати кількість корекційних етапів у процесі виготовлення [38, с. 12]. Сучасні підходи до проєктування протезів також враховують біомеханічні параметри ходи, включаючи фазову структуру кроку, розподіл навантаження на опорні поверхні та активність м'язових груп. Такі дослідження дозволяють більш точно моделювати взаємодію між протезом і тілом користувача, що є особливо важливим для протезів гомілки, де значна частина навантаження припадає саме на приймальну гільзу [19, с. 123].

У сучасній науковій літературі підкреслюється, що матеріал, який використовується для внутрішніх елементів протеза, має вирішальне значення для довготривалого комфорту користувача. Еластичні та амортизуючі матеріали дозволяють зменшити пікові навантаження, що виникають під час ходи, та запобігають травматизації м'яких тканин. Це особливо актуально для пацієнтів із підвищеною чутливістю кукси або складною анатомією [39, с. 27]. Важливо також відзначити, що розвиток протезування тісно пов'язаний із впровадженням інженерних технологій та автоматизованих систем контролю якості. Використання вимірювальних пристроїв для оцінки тиску та розподілу навантаження в гільзі дозволяє об'єктивно оцінити ефективність конструкції ще на етапі виготовлення. Це значно підвищує точність налаштування протеза та скорочує період адаптації пацієнта [37, с. 44].

Сучасні дослідження також акцентують увагу на ролі реабілітаційного супроводу пацієнтів після протезування. Комплексна реабілітація включає фізичну терапію, навчання правильної ходи, а також психологічну адаптацію.

Такий підхід дозволяє значно підвищити ефективність використання протеза та покращити загальну якість життя користувача [49, с. 118].

Таким чином, сучасний стан протезування нижніх кінцівок характеризується активним поєднанням класичних методів виготовлення з інноваційними технологіями, спрямованими на підвищення комфорту, точності та функціональності протезних систем. Основними напрямками розвитку є удосконалення конструкції приймальної гільзи, застосування нових матеріалів із покращеними амортизаційними властивостями та впровадження цифрових технологій проектування, що в сукупності забезпечує підвищення ефективності протезування та соціальної адаптації пацієнтів.

1.2. Конструктивні особливості протезу гомілки

Протез гомілки є одним із найбільш поширених типів протезів нижніх кінцівок, що застосовується у пацієнтів після ампутацій на рівні гомілки. Його конструкція має забезпечувати відновлення основних функцій опори та ходьби при максимальному збереженні біомеханічної природності рухів. Основною вимогою до такого протеза є забезпечення стабільності під час фази опори та плавності перекату стопи під час переносу ваги тіла [29, с. 14].

Конструктивно протез гомілки складається з приймальної гільзи, адаптера, модульного з'єднання та штучної стопи. Кожен із цих елементів виконує окрему функцію, однак саме приймальна гільза є ключовим компонентом, який визначає комфорт і функціональність усього виробу. Вона забезпечує передачу навантаження від кукси до протезу та стабілізацію кінцівки під час руху [23, с. 9]. Особливістю протеза гомілки є те, що основна вага тіла розподіляється через куксу великогомілкової кістки та м'які тканини, що робить правильне проектування гільзи критично важливим. Невідповідність форми або жорсткості гільзи може призводити до локальних

перевантажень, больових відчуттів та вторинних ускладнень, пов'язаних із порушенням кровообігу [22, с. 17].

У сучасних конструкціях протезів гомілки активно застосовується модульний принцип побудови, який дозволяє адаптувати протез під індивідуальні потреби пацієнта. Це означає, що кожен елемент системи може бути замінений або відрегульований без необхідності повної заміни конструкції. Такий підхід значно підвищує ремонтпридатність і функціональну гнучкість протеза [32, с. 22]. Приймальна гільза протеза гомілки виготовляється з урахуванням анатомічної форми кукси та індивідуальних особливостей розподілу навантаження. Вона повинна забезпечувати щільний контакт із м'якими тканинами без надмірного тиску на чутливі зони. Саме тому у процесі виготовлення широко застосовуються індивідуальні гіпсові моделі та подальше коригування форми гільзи [38, с. 28]. Важливим конструктивним елементом є також система амортизації, яка включає використання спеціальних вставок між куксою та жорсткою частиною гільзи. У сучасній практиці для цього використовуються еластичні полімерні матеріали, що дозволяють зменшити пікові навантаження під час ходьби та покращити загальний комфорт використання протеза [39, с. 41].

У рамках удосконалення конструкції протезів гомілки особлива увага приділяється матеріалам, що використовуються для внутрішнього шару гільзи. Одним із перспективних рішень є застосування м'яких термопластичних матеріалів, зокрема EVA-полімерів, які характеризуються високою еластичністю, амортизаційними властивостями та стійкістю до деформації. Такі матеріали дозволяють зменшити локальний тиск на куксу та підвищити комфорт під час тривалого використання протеза [9, с. 33].

Штучна стопа у складі протеза гомілки виконує функцію забезпечення опори та відтворення природної біомеханіки перекату під час ходьби. Сучасні конструкції стоп можуть мати різні ступені жорсткості та енергоповернення, що дозволяє адаптувати протез під рівень активності

користувача. Це особливо важливо для пацієнтів, які ведуть активний спосіб життя [27, с. 45].

Важливим аспектом конструкції є також правильне центрування та вирівнювання всіх компонентів протеза. Невірне налаштування може призводити до порушення ходи, перевантаження суглобів здорової кінцівки та швидкої втоми користувача. Тому процес складання та регулювання протеза є невід'ємною частиною його виготовлення [37, с. 52]. Сучасні дослідження також підкреслюють важливість оцінки функціональних характеристик протеза вже на етапі його виготовлення. Використання спеціальних стендів та вимірювальних систем дозволяє визначати ефективність розподілу навантаження та виявляти потенційні проблемні зони конструкції ще до її видачі пацієнту [25, с. 18].

Суттєвим фактором, який впливає на конструктивну ефективність протеза гомілки, є характер взаємодії між куксою та внутрішньою поверхнею приймальної гільзи. У процесі ходьби ця зона зазнає змінних динамічних навантажень, які включають як вертикальний тиск, так і зсувні сили. Саме тому конструкція гільзи повинна не лише фіксувати кінцівку, але й компенсувати мікрорухи, що виникають під час фази переносу та опори [41, с. 23]. У сучасній практиці протезування все більше уваги приділяється розподілу контактних зон навантаження. Виділяють ділянки допустимого навантаження та зони, які є чутливими до компресії. Неправильне проєктування цих зон призводить до перевантаження м'яких тканин і виникнення локальних подразнень. Тому конструкція гільзи повинна забезпечувати диференційований тиск, що досягається за рахунок індивідуального моделювання внутрішньої поверхні [48, с. 12].

Значну роль у підвищенні якості конструкції відіграє також точність виготовлення гіпсової моделі кукси, яка є базою для подальшого формування гільзи. Будь-які неточності на цьому етапі автоматично передаються на фінальну конструкцію, що впливає на посадку протеза та комфорт

користувача. Саме тому сучасні методики передбачають багатоетапну корекцію моделі перед виготовленням остаточного виробу [38, с. 19].

Конструкція протеза гомілки повинна також враховувати динаміку руху в гомілковостопному суглобі, навіть якщо анатомічний суглоб відсутній. Це досягається шляхом використання штучної стопи з заданими характеристиками пружності та демпфування, що імітує природну біомеханіку кроку. Таким чином забезпечується більш природна кінематика ходьби та зменшується енергетичні витрати користувача [44, с. 31].

Окремої уваги потребує питання стабілізації протеза під час навантаження. Для цього у конструкції використовуються елементи фіксації, які запобігають проковзуванню кукси всередині гільзи. Це можуть бути як геометричні особливості внутрішньої поверхні, так і використання додаткових амортизуючих матеріалів, що підвищують коефіцієнт тертя [36, с. 27]. Удосконалення конструкцій протезів гомілки також пов'язане з розвитком технологій оцінки їх функціональності. Сучасні системи дозволяють аналізувати розподіл тиску в реальному часі, що дає можливість коригувати конструкцію ще до завершення процесу виготовлення. Це значно зменшує кількість повторних корекцій та підвищує точність відповідності протеза анатомічним вимогам [25, с. 44].

Важливо відзначити, що конструктивні рішення у протезуванні повинні враховувати не лише механічні, але й фізіологічні особливості пацієнта. Зокрема, стан шкірних покривів, чутливість тканин та рівень фізичної активності безпосередньо впливають на вибір жорсткості гільзи та типу внутрішніх вкладишів [17, с. 38]. Сучасні підходи до проєктування також передбачають можливість швидкої адаптації протеза до змін стану кукси, які можуть відбуватися в процесі реабілітації. Це особливо важливо у перші місяці після ампутації, коли об'єм тканин може змінюватися, що потребує корекції посадки гільзи без повної заміни протеза [33, с. 21].

Таким чином, конструктивні особливості протеза гомілки визначаються складною взаємодією біомеханічних, матеріалознавчих та інженерних факторів. Основною метою є створення системи, яка забезпечує максимальну функціональність при мінімальному дискомфорті для користувача. Подальший розвиток конструкцій спрямований на підвищення адаптивності, точності прилягання та використання новітніх матеріалів, що дозволяють покращити амортизаційні та експлуатаційні характеристики протеза.

1.3. Пом'якшувальні вкладиші (лайнери): матеріали, властивості, застосування

Проблема комфортної взаємодії між куксою та прийнятною гільзою є однією з ключових у сучасному протезуванні нижніх кінцівок. Саме тому значна увага приділяється використанню додаткових елементів амортизації, які дозволяють зменшити пікові навантаження та забезпечити рівномірний розподіл тиску. До таких елементів належать пом'якшувальні вкладиші, що розміщуються у внутрішній частині гільзи та виконують функцію захисного і демпфуючого шару [39, с. 12]. Пом'якшувальні вкладиші використовуються для компенсації нерівностей анатомічної форми кукси, зменшення тертя та запобігання утворенню зон локального перевантаження. Вони відіграють важливу роль у підвищенні комфорту користувача, особливо на етапі первинного протезування, коли тканини ще адаптуються до навантажень [36, с. 18].

У сучасній практиці протезування пом'якшувальні елементи можуть виготовлятися з різних полімерних матеріалів, які відрізняються за еластичністю, щільністю, стійкістю до деформацій та біосумісністю. Одним із найбільш поширених рішень є використання матеріалів на основі EVA (етиленвінілацетату), які характеризуються поєднанням м'якості та

пружності, що дозволяє ефективно гасити ударні навантаження під час ходьби [9, с. 14].

Матеріали типу EVA мають закритопористу структуру, що забезпечує їхню легкість, низьку водопоглинальну здатність та стійкість до багаторазових циклів деформації. Це робить їх придатними для тривалого використання в умовах постійного механічного навантаження. Крім того, такі матеріали добре адаптуються до індивідуальної форми кукси, що підвищує точність посадки протеза [33, с. 27].

Важливою характеристикою пом'якшувальних вкладишів є їх здатність до рівномірного розподілу тиску по поверхні контакту. Це дозволяє уникнути точкових навантажень, які можуть призводити до больових відчуттів або пошкодження м'яких тканин. У цьому контексті матеріали з оптимальним модулем пружності відіграють ключову роль у забезпеченні функціональної стабільності системи «кукса–протез» [25, с. 30]. Окремо слід відзначити, що пом'якшувальні вкладиші можуть виконувати не лише амортизаційну, але й фіксуєчу функцію. Завдяки щільному приляганням до поверхні кукси вони підвищують стабільність положення кінцівки всередині гільзи, зменшуючи мікрорухи під час ходьби. Це особливо важливо для зниження ризику натирання та підвищення контролю над протезом [41, с. 16].

Сучасні технології виготовлення вкладишів передбачають індивідуальне формування виробу відповідно до анатомічних особливостей пацієнта. Це може здійснюватися як традиційними методами термоформування, так і з використанням цифрового моделювання та 3D-технологій. Такий підхід дозволяє досягти максимальної точності відповідності та підвищити функціональність протеза в цілому [18, с. 144]. Крім EVA-матеріалів, у протезуванні застосовуються також силіконові, поліуретанові та комбіновані полімери, які мають різні рівні жорсткості та амортизаційних властивостей. Вибір конкретного матеріалу залежить від рівня активності пацієнта, стану шкірних покривів та анатомічних особливостей кукси [17, с. 45].

У практичному застосуванні пом'якшувальні вкладиші значно підвищують якість життя користувачів протезів, оскільки зменшують больові відчуття, підвищують тривалість щоденного використання протеза та сприяють більш швидкій адаптації. Особливо це важливо для пацієнтів із високим рівнем фізичної активності або складною формою кукси [29, с. 21].

Окремого значення у проєктуванні пом'якшувальних вкладишів набуває питання їх товщини та зональної варіативності. У різних ділянках контакту кукси з гільзою рівень навантаження є неоднорідним, тому сучасні конструкції вкладишів передбачають диференційовану товщину матеріалу. У зонах підвищеного тиску використовується більший шар амортизації, тоді як у стабілізаційних ділянках товщина зменшується для забезпечення кращого контролю руху [48, с. 15]. Важливим фактором є також здатність матеріалу до довготривалої еластичної деформації без втрати первинних властивостей. У процесі експлуатації протеза вкладиш зазнає тисяч циклів навантаження, тому матеріал повинен зберігати стабільні амортизаційні характеристики протягом усього періоду використання. Деградація матеріалу може призводити до зниження комфорту та необхідності частішої заміни елемента [39, с. 19].

У клінічній практиці також враховується тепловий режим взаємодії між куксою та внутрішніми елементами протеза. Під час тривалого використання відбувається підвищення температури та накопичення вологи, що може впливати на стан шкірних покривів. Тому матеріали для вкладишів повинні мати достатню повітропроникність або мікроструктуру, яка зменшує ефект перегріву [36, с. 24]. Суттєвою перевагою сучасних полімерних матеріалів є можливість їх точного термоформування під індивідуальну анатомію пацієнта. Це дозволяє створювати максимально щільний контакт між вкладишем і куксою, що підвищує стабільність протеза під час динамічних навантажень. Така індивідуалізація значно зменшує ризик мікротравм і покращує контроль руху [33, с. 30].

У сучасних дослідженнях також розглядається можливість комбінування різних матеріалів у структурі одного вкладиша. Наприклад, жорсткіші шари можуть використовуватися для стабілізації, тоді як м'якіші — для амортизації. Така багатошарова структура дозволяє досягти оптимального балансу між комфортом і керованістю протеза [25, с. 36]. Окрему увагу приділяють впливу вкладишів на біомеханіку ходи. Зменшення ударних навантажень у фазі опори сприяє більш природному розподілу сил через всю кінематичну систему нижньої кінцівки. Це дозволяє знизити компенсаторне навантаження на здорову ногу та поперековий відділ хребта, що є важливим для профілактики вторинних ускладнень [19, с. 123].

Крім того, пом'якшувальні вкладиші відіграють важливу роль у стабілізації положення кукси при зміні напрямку руху. Під час поворотів або нерівномірного навантаження виникають зсувні сили, які можуть спричинити втрату стабільності протеза. Завдяки еластичності матеріалу ці сили частково компенсуються, що підвищує безпеку пересування [37, с. 28]. У процесі підбору матеріалу також враховується рівень активності пацієнта. Для осіб із низькою руховою активністю перевага надається більш м'яким матеріалам, тоді як для активних користувачів використовуються щільніші та зносостійкіші варіанти, здатні витримувати високі навантаження без втрати форми [17, с. 40]. Сучасні технології реабілітації також передбачають можливість оцінки ефективності вкладишів за допомогою систем аналізу тиску та біомеханічного моделювання. Це дозволяє на етапі проєктування прогнозувати поведінку матеріалу в реальних умовах експлуатації та оптимізувати конструкцію ще до її виготовлення [25, с. 44].

Таким чином, пом'якшувальні вкладиші є складним функціональним елементом протезної системи, який поєднує в собі амортизаційні, стабілізаційні та захисні властивості. Їх ефективність безпосередньо залежить від правильного підбору матеріалу, конструкції та індивідуальної адаптації до анатомічних особливостей пацієнта.

Висновки до розділу 1

У ході аналізу теоретичних основ та сучасного стану протезування нижніх кінцівок встановлено, що дана галузь є комплексною міждисциплінарною системою, яка поєднує медичні, біомеханічні та інженерно-технологічні підходи. Її основною метою є відновлення втрачених функцій опорно-рухового апарату, забезпечення максимально природної ходи та підвищення якості життя пацієнтів.

Визначено, що ключовим елементом протезної системи є приймальна гільза, від якої залежить комфорт користування протезом, стабільність фіксації та ефективність передачі навантаження. Саме вона визначає взаємодію між куксою та конструкцією протеза, а також впливає на швидкість та якість адаптації пацієнта. Аналіз конструктивних особливостей протеза гомілки показав, що сучасні модульні системи дозволяють індивідуально налаштовувати компоненти протеза відповідно до анатомічних і функціональних особливостей користувача. Це забезпечує більшу універсальність конструкції та можливість її адаптації до різних рівнів фізичної активності.

Встановлено, що однією з основних проблем протезування є нерівномірний розподіл тиску в зоні контакту кукси з гільзою, що може призводити до дискомфорту, больових відчуттів та обмеження часу використання протеза. Тому особливого значення набувають конструктивні рішення, спрямовані на зменшення пікових навантажень та підвищення амортизаційних властивостей системи. Окрему роль у підвищенні комфорту відіграють пом'якшувальні вкладиші, які забезпечують додаткову амортизацію, зменшують тертя та сприяють більш рівномірному розподілу тиску. Використання сучасних полімерних матеріалів, зокрема EVA, дозволяє підвищити функціональність протезної системи та покращити адаптацію користувача. Також встановлено, що якість протезування значною мірою залежить від точності виготовлення гіпсових моделей, правильності

проектування приймальної гільзи та дотримання технологічної послідовності виготовлення. Будь-які похибки на цих етапах негативно впливають на кінцевий результат і комфорт використання протеза. Сучасні тенденції розвитку протезування спрямовані на впровадження цифрових технологій, удосконалення матеріалів та підвищення індивідуалізації конструкцій. Це дозволяє покращити точність виготовлення протезів, скоротити термін адаптації та підвищити загальну ефективність реабілітації.

Таким чином, результати розділу підтверджують необхідність подальшого вдосконалення конструкції протеза гомілки та використання сучасних пом'якшувальних матеріалів для підвищення його функціональності, комфорту та біомеханічної ефективності.

РОЗДІЛ 2. МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

2.1. Загальні характеристики пом'якшувальних матеріалів в конструкції протеза гомілки

Для проведення порівняльного аналізу пом'якшувальних матеріалів у конструкції протеза гомілки було обстежено 10 пацієнтів із однобічною ампутацією гомілки, які перебували на етапі первинного або повторного протезування. Вік пацієнтів становив від 24 до 58 років. Серед причин ампутації переважали наслідки мінно-вибухових травм, дорожньо-транспортних пригод, цукрового діабету та судинних захворювань нижніх кінцівок.

До першої групи увійшли 4 пацієнти віком 24–46 років, які використовували EVA-педиленові пом'якшувальні вкладиші. У більшості пацієнтів спостерігалися помірна чутливість кукси, локальний дискомфорт у ділянці великогомілкової кістки та періодичне подразнення шкіри при тривалому користуванні протезом. Для даної групи використовувались протези з РТВ та гібридними системами куксоприймальних гільз. Пацієнти відзначали добрі амортизаційні властивості EVA-вкладиша, зменшення локального тиску та покращення адаптації до протеза під час ходьби.

Другу групу становили 3 пацієнти віком 28–52 років, які користувалися силіконовими або гелевими лайнерами з вакуумною системою фіксації. У цих пацієнтів основними скаргами до протезування були нестабільність кукси в гільзі, надлишкова мікрорухливість та швидка втомлюваність під час тривалого пересування. Для них застосовувалися TSB-куксоприймальні гільзи із системою повного контакту та вакуумною фіксацією. У результаті використання вакуумної системи спостерігалось покращення стабільності протеза, зменшення поршневого ефекту та підвищення контролю над протезом у фазі опори та переносу.

До третьої групи було включено 3 пацієнти віком 35–58 років, які використовували силіконові та гелеві лайнери із замковою системою кріплення. Основними клінічними особливостями у даної групи були надлишкова рухливість кукси, страх втрати фіксації протеза та зниження впевненості під час пересування нерівною поверхнею. У цих пацієнтів застосовувалися TSB-гільзи із піноюю замковою системою фіксації. Пацієнти відзначали простоту користування протезом, надійну фіксацію та достатній рівень функціональності, однак у двох випадках спостерігалось підвищене навантаження на дистальний відділ кукси при тривалому носінні протеза.

Тип матеріалу	Конструктивні особливості	Біомеханічні принципи	Вплив на комфорт	Системи гільз
EVA педилен	Термопластичний еластичний матеріал, що термоформується індивідуально.	Амортизація навантажень та рівномірний розподіл тиску.	Зменшує потертості та локальний біль.	PTB, TSB, гібридні.
Силіконовий/гелевий лайнер (вакуум)	Еластичний лайнер із вакуумною фіксацією.	Зменшує мікрорухи кукси та покращує контроль.	Високий комфорт та стабільність.	TSB та вакуумні системи.
Силіконовий/гелевий лайнер (замкова система)	Лайнер із піном та замковим механізмом.	Механічна фіксація кукси у гільзі.	Надійна фіксація, але можливий тиск дистально.	TSB із замковою системою.

Порівняльний аналіз результатів дослідження показав, що EVA-педиленові вкладиші забезпечують ефективне амортизаційне розвантаження та є доцільними для пацієнтів із чутливою куксою або початковим рівнем протезної активності. Силіконові та гелеві лайнери з вакуумною системою продемонстрували найкращі показники стабілізації кукси та біомеханічного контролю протеза, тоді як замкові системи фіксації забезпечували простоту користування та надійність кріплення при достатньому рівні функціональної активності пацієнтів.

2.2. Загальна характеристика об'єкта дослідження

Об'єктом дослідження в даній роботі є протез гомілки, що призначений для відновлення опорно-рухової функції нижньої кінцівки після ампутації на рівні гомілки. Протезна конструкція розглядається як індивідуально адаптована технічна система, яка повинна забезпечувати стабільну опору, відтворення базових елементів ходи та комфортне тривале використання в умовах повсякденної активності пацієнта.

Особливістю клінічного випадку є складна етіологія ампутації, яка пов'язана з судинною патологією, а саме артеріо-венозними мальформаціями. Додатково у пацієнта спостерігався вроджений недорозвиток та гігантизм правої нижньої кінцівки, що призвело до значної функціональної асиметрії та неможливості збереження кінцівки. Така клінічна ситуація формує підвищені вимоги до протезування, оскільки супроводжується складними анатомічними та біомеханічними особливостями формування кукси.

Кукса після ампутації характеризується індивідуальною конфігурацією м'яких тканин, нерівномірним розподілом навантажувальних зон та підвищеною чутливістю окремих ділянок. Це зумовлює необхідність ретельного підбору конструкції приймальної гільзи та використання додаткових амортизаційних елементів для зменшення локального тиску і запобігання дискомфорту під час експлуатації протеза.

Функціонально протез правої гомілки повинен компенсувати втрату природного суглобово-м'язового апарату, забезпечуючи відтворення основних фаз ходьби: опори, переносу та перекату стопи. При цьому особливу увагу слід приділяти стабільності в фазі опори, оскільки саме вона визначає безпеку пересування та рівень енергетичних витрат пацієнта.

Конструкція об'єкта дослідження передбачає використання приймальної гільзи індивідуального виготовлення, яка забезпечує щільне прилягання до кукси без надмірного тиску на чутливі анатомічні ділянки. Важливою складовою є також система амортизації, яка виконує функцію зменшення ударних навантажень та компенсації мікрорухів у процесі ходьби.

З огляду на складність клінічного випадку, протезна система повинна мати підвищену адаптивність до можливих змін об'єму та форми кукси в процесі реабілітації. Це особливо важливо на ранніх етапах користування, коли відбувається стабілізація тканин та формування остаточного навантажувального профілю.

2.3. Матеріали та комплектуючі для виготовлення протеза

Для виготовлення протеза гомілки застосовано комплекс сучасних конструкційних матеріалів, напівфабрикатів та стандартних модульних комплектуючих, що забезпечують необхідну міцність, надійність, біомеханічну функціональність та комфорт користувача. Вибір матеріалів здійснювався з урахуванням рівня функціональної активності пацієнта (КЗ), анатомічних особливостей кукси, характеру навантажень під час ходьби, а також вимог до довготривалого щоденного використання протезного виробу в різних умовах експлуатації.

Основним конструктивним елементом протеза є приймальна гільза, яка виконує ключову функцію передачі вагового навантаження від кукси до несучих елементів конструкції. Для її виготовлення використано термопластичний матеріал ПЕТГ (поліетилентерефталат-гліколь), який є одним із найбільш поширених матеріалів у сучасному протезуванні для виготовлення пробної прозорої гільзи (Check Socket). Даний матеріал характеризується високою ударною в'язкістю, стабільністю геометричної форми після охолодження, доброю термоформованістю та можливістю вакуумного формування на гіпсовій моделі. Завдяки своїй прозорості ПЕТГ також дозволяє здійснювати візуальний контроль щільності прилягання гільзи до анатомічних орієнтирів кукси під час виготовлення та корекції.

Показники функціональних можливостей	Первинно* протезування	Повторно** протезування
Вік пацієнта	5	
Кількість ампутацій/вроджених вад нижніх кінцівок	5	
Рівень ампутацій/вроджених вад нижніх кінцівок	5	
Причина відсутності кінцівки/кінцівок	4	
Супутні захворювання	4	
Наявність контрактур	5	
Здатність до пересування	5	
Використання протезно-ортопедичного виробу	-----	
Соціальні показники	-	
Загальна кількість балів	33	

* I ступінь – 13–16 балів; II ступінь – 17–27 балів; III ступінь – 28–35 балів; IV ступінь – 36–40 балів
 ** I ступінь – 16–21 бал; II ступінь – 22–34 балів; III ступінь – 35–40 балів; IV ступінь – 41–45 балів

Ступінь функціональних можливостей особи без протеза*/ з протезом** III ст

Дата передачі «__» ____ 20__ р.

Комплектувальні вироби та матеріали

№п/п	Найменування комплектуючих	Шифр	Од.вим.	К-ть
1	Гільза примірювальна +		1	1
2	Гільза основна шаруваті пластини			
3	Лайнер: замковий/беззамковий			
4	Адаптер /стопорний пристрій SPIDER LP		1	1
5	Дубль адаптер 4 P27/60			1
6	Колінний механізм: з замком/без замка; 1-вісний/4-вісний			
7	Модуль несучий			
8	Адаптер хомут			
9	Стопа: Сач/шарнірна/карбон Dynamic Foot 27R			1
10	Адаптер стопи 2 R 8=M10			1
11	Вакуум клапан			
12	Протяжний чохол			
13	Косметичне облицювання			
14	Кріплення Настилник текстиль BA-900L - "L"			1

Рис. 2.1. Комплектуючі вироби та матеріали

Важливою складовою протезної системи є пом'якшувальний вкладиш, який у даній роботі виготовлений із матеріалу Педілін (EVA — етиленвінілацетат). Цей матеріал має еластичну, пружну структуру, що забезпечує ефективне поглинання ударних навантажень під час фази опори та зменшення пікових тисків у ділянках чутливої тканини кукси. EVA-матеріали характеризуються високою зносостійкістю, гігієнічністю, стійкістю до вологи та стабільними амортизаційними властивостями протягом тривалого періоду експлуатації. Індивідуальне термоформування вкладиша дозволяє точно відтворити рельєф кукси, що забезпечує

рівномірний розподіл тиску та підвищує стабільність фіксації в приймальній гільзі.

Для забезпечення структурної цілісності та функціональної передачі навантаження використовуються стандартні модульні комплектуючі протеза. До них належать адаптери різних типів, які забезпечують регулювання просторового положення елементів системи, трубчасті несучі елементи (пілони), що виконують функцію передачі осьового навантаження, а також протезна стопа, яка відповідає за контакт із опорною поверхнею та формування природної біомеханіки кроку. Протезна стопа підбирається відповідно до рівня активності пацієнта та повинна забезпечувати достатню еластичність, енергоповернення та стабільність у фазі опори.

Особливу роль у конструкції відіграють кріпильні елементи, зокрема болтові з'єднання, гайки та фіксуючі системи, які забезпечують надійність з'єднання всіх модулів протеза. Їх використання дозволяє виконувати точне стендове регулювання, а також забезпечує можливість подальшої корекції геометрії протеза у процесі експлуатації.

У технологічному процесі виготовлення також застосовуються допоміжні матеріали, які мають важливе значення для якості кінцевого виробу. До них належать гіпс для створення анатомічної моделі кукси, контактні клеї для фіксації та з'єднання елементів вкладиша, тальк для запобігання злипанню термопластичних матеріалів під час формування, а також абразивні матеріали для механічної обробки та шліфування поверхонь гільзи.

Окремо слід відзначити значення технології вакуумного формування, яка використовується при виготовленні гільзи. Вона дозволяє досягти максимально щільного прилягання матеріалу до моделі, зменшити кількість повітряних карманів та забезпечити високу точність відтворення анатомічних форм кукси.

2.4. Методи виготовлення протеза гомілки

Виготовлення протеза гомілки здійснюється із застосуванням комплексу клінічних, технологічних та біомеханічних методів, які забезпечують індивідуальну адаптацію конструкції до анатомічних особливостей кукси та функціональних можливостей пацієнта. Основною метою використаних методів є створення точної посадки приймальної гільзи, рівномірного розподілу навантаження та забезпечення комфортної і безпечної ходьби.

Першим етапом є клініко-біомеханічний метод оцінки пацієнта, який включає збір анамнезу, аналіз причин ампутації, визначення стану кукси та оцінку функціональних можливостей опорно-рухового апарату. Даний метод дозволяє визначити рівень мобільності пацієнта, характер навантажень та вимоги до майбутньої протезної конструкції. Особлива увага приділяється оцінці стану м'яких тканин, чутливих зон та стабільності колінного суглоба.

Наступним є антропометричний метод, який передбачає точне вимірювання параметрів кукси та здорової кінцівки. Вимірюються периметри, довжини, анатомічні орієнтири та контрольні відстані між кістковими структурами. Отримані дані використовуються для формування індивідуальної геометрії приймальної гільзи та забезпечення симетрії протезування.

Далі застосовується метод гіпсового моделювання, який є базовим у класичному протезуванні. Він включає створення гіпсового негативу кукси з подальшим отриманням позитивної моделі. Під час моделювання здійснюється функціональна корекція моделі шляхом формування зон навантаження та розвантаження. Цей метод дозволяє максимально точно відтворити анатомічну форму кукси та врахувати біомеханічні особливості розподілу тиску. На основі отриманої моделі застосовується метод термоформування полімерних матеріалів у вакуумному середовищі. Даний метод використовується для виготовлення приймальної гільзи з ПЕТГ, що дозволяє отримати точне прилягання матеріалу до моделі, мінімізувати

дефекти формування та забезпечити високу міцність конструкції. Вакуумне формування забезпечує рівномірний розподіл матеріалу та стабільну геометрію гільзи.

Окремо використовується метод індивідуального формування пом'якшувального вкладиша з EVA-матеріалу. Він передбачає термічну активацію листового матеріалу з подальшим вакуумним або ручним моделюванням по поверхні гіпсової моделі. У процесі формування досягається точне повторення анатомічного рельєфу кукси та створення амортизаційного шару, який зменшує локальні пікові навантаження. Також застосовується метод модульної збірки протеза, який полягає у поетапному з'єднанні всіх конструктивних елементів: приймальної гільзи, адаптерів, несучих трубок та протезної стопи. Цей метод дозволяє здійснювати точне регулювання положення компонентів у фронтальній та сагітальній площинах, забезпечуючи правильну вісь навантаження та біомеханічну коректність конструкції.

Завершальним є метод стендового та клінічного регулювання, який включає первинне налаштування протеза на стенді та подальшу корекцію під час статичної і динамічної ходьби пацієнта. Під час цього етапу перевіряється симетрія ходи, стабільність у фазі опори, комфорт посадки гільзи та відсутність патологічних навантажень на куксу.

2.5. Технологічна карта виготовлення протеза гомілки

Етап №	Назва етапу	Опис технологічного процесу (ключові моменти)	Результат / Контроль якості
І. КЛІНІЧНА ОЦІНКА ТА БІОМЕХАНІЧНЕ ПЛАНУВАННЯ	1. Клінічна оцінка пацієнта	Збір анамнезу пацієнта. Фізикальне обстеження. Формування правильного клінічного та біомеханічного рішення для визначенні конструкції та виготовлення протезу. (рис. 2.1)	Зібрано інформацію по причині ампутації, даті та рівню ампутації, перебіг загострення, ускладнення, супутні захворювання, больовий синдром, попередній досвід протезування, соціальна та професійна активність
	2. Функціональні обстеження, спеціальні тести	1. Мануально-м'язове тестування. Пацієнта розташовують у стандартному положенні, яке ізолює потрібну м'язову групу та мінімізує компенсації. Пояснюють рух і просять виконати його активно в повному доступному діапазоні.	Тест проводився з контрлатеральної сторони, а потім ураженої кінцівки. Ознак м'язової слабкості не виявлено
		2. Діапазон руху в суглобах. Пацієнта розміщують у стандартизованому положенні для кожного суглоба з метою ізоляції руху та запобігання компенсаторним рухам. Дослідник пояснює та демонструє рух, після чого пацієнт виконує активний рух у повному доступному діапазоні.	Тест проводився з контрлатеральної сторони, а потім ураженої кінцівки. Обсяг активних та пасивних рухів у суглобі повний, відповідає фізіологічній нормі. Обмежень не виявлено
		3. Тест висувної шухляди. Пацієнта розміщують у стандартизованому положенні з фіксованим стегном та зігнутим колінним суглобом. Дослідник стабілізує проксимальний сегмент і прикладає контрольовану силу у передньому або задньому напрямку до гомілки.	Передній та задній тест висувної шухляди негативні. Патологічного зміщення великогомілкової кістки не визначається. Колінний суглоб стабільний.

	3.Визначення ступеня мобільності пацієнта	Структурований клінічний процес оцінки фізичних можливостей пацієнта з метою встановлення його функціонального рівня для правильного підбору компонентів протеза.	За результатом оцінки функціонального стану пацієнт відповідає рівню мобільності К3. Пацієнт здатний до самостійного пересування з варіативною швидкістю, подолання перешкод поза приміщенням не обмежено в часі. Має достатній баланс, координацію та витривалість для активного способу життя. Рекомендовано використання протезних компонентів, що забезпечують динамічну відповідь та адаптацію до змін темпу ходьби
	4.Визначити конструкцію протезу	Комплектація визначається з урахуванням умов експлуатації та рівня активності пацієнта. Протез для купання — це спеціальний допоміжний протез, призначений для безпечного перебування у вологому середовищі (душ, басейн, пляж).	Визначено конструкцію протеза для купання із застосуванням пом'якшувального вкладиша, водостійкої стопи та вологостійких компонентів. Рішення обґрунтоване функціональними потребами пацієнта.

II. ЦИФРОВЕ МОДЕЛЮВАННЯ ГІЛЬЗИ	1. Розмітка та зняття мірок	Підготовка кукси до гіпсування. Ізоляція стрейч плівкою. Нанесення розмітки зон, що не здатні витримувати навантаження: - передній край (гребінь) великої гомілкової кістки; - голівку малої гомілкової кістки; - кісткові опили; - округлену поверхню медіального виростка стегнової кістки. Розмітити контур надколінника, міжсуглобової щілини, лінії замірів периметрів (кругових розмірів) кукси, починаючи від зв'язки надколінника і дистально через кожні 5 см. Виміряти та занести в бланк замовлення наступні розміри кукси гомілки: - периметри кукси (по розмітці); - відстань між вершинами латерального та медіального виростків стегна; - відстань між зв'язкою надколінника і підколінною ямкою в сагітальній площині (передній-задній розмір); - розмір захвату над виростками стегна у фронтальній площині. Виміряти та занести в бланк замовлення наступні розміри здорової кінцівки: - розмір «підлога коліно» - відстань від центру колінного суглоба до опорної поверхні стопи; - довжину стопи.	Виконано розмітку та зняття мірок кукси. Ключові анатомічні орієнтири позначені. Дані перевірені та занесені в бланк замірів
---------------------------------------	------------------------------------	---	---

Виготовлення гіпсового негатива проводити в положенні пацієнта «сидячи» та в рукавичках з латексу.

Зігнути кінцівку пацієнта в колінному суглобі на необхідний кут.

Примітка. Кут згинання в колінному суглобі залежить від довжини кукси гомілки і визначається по таблиці.

Довжина кукси	Кут згинання
До 100 мм	$30^{\circ} \pm 5^{\circ}$
Вище 150 мм	$10^{\circ} \pm 5^{\circ}$

Занурити гіпсовий бинт в ємність з водою.

Витримати бинт у воді до припинення виділення з нього повітряних бульбашок.

Вичавити зайву воду.

Накласти гіпсовий бинт на куксу пацієнта, починаючи з дистального відділу рівномірно розтягуючи та пригладжуючи кожний наступний шар до попереднього. Повторити декілька разів, щоб було 3-4 шари гіпсового бинта по всій поверхні кукси гомілки.

Моделювати негатив руками:

- в зоні власної зв'язки надколінника;
- в зонах – медіальний та латеральний – великої гомілкової кістки;
- в зонах виростків стегна.

Сушити негатив на куксі до повного застигання гіпсу.

Зняти негатив з кукси пацієнта.

Сушити негатив в термошафі.

Гіпсовий негатив виготовлений за клінічними мірками та орієнтирами Patellar-tendon bearing socket (РТВ-гільза) — це форма гільзи для протеза гомілки у якій основне навантаження тіла цілеспрямовано передається через сухожилля надколінка та інші толерантні до тиску ділянки, а чутливі зони розвантажуються (Зелені зони – не толерантні до тиску, потрібно розвантажити; Червоні зони – толерантні до тиску, можна давати тиск)



	3.Виготовлення гіпсової моделі	Різати трубу металеву діаметром 30 мм довжиною, що дорівнює довжині негативу плюс 10-15 см. Зачистити задирки та притупити гострі кромки трубки. Установити гіпсовий негатив в ємкість з піском. Встановити трубу у гіпсовий негатив. Приготувати гіпсовий розчин із розрахунку 40% води та 60% гіпсу, розмішувати його до отримання рівнодисперсної кашцеподібної маси. Заповнити негатив гіпсовим розчином. Виставити трубу по центру негатива. Сушити залитий гіпсовим розчином негатив при кімнатній температурі. Зняти негатив з моделі. Відновити на моделі лінії розмітки. Обробити гіпсову модель по всій довжині відповідно з наступними рекомендаціями: - лінійні розміри між кістковими структурами повинні відповідати розмірам, вказаними в бланку замовлення; - об'ємні розміри (периметри) м'яких тканин повинні бути зменшені для надання гідростатичного навантаження на куксу.	Виготовлення гіпсової моделі кукси з урахуванням принципів РТВ-гільза). Сформовано зони навантаження на ділянку власної зв'язки надколінника, медіальну поверхню великогомілкової кістки та литковий м'яз. Проведено розвантаження кісткових виступів (гребінь великогомілкової кістки, голівка малогомілкової кістки, дистальний кінець кукси). Модель відповідає анатомічним особливостям пацієнта.
--	--------------------------------	--	---

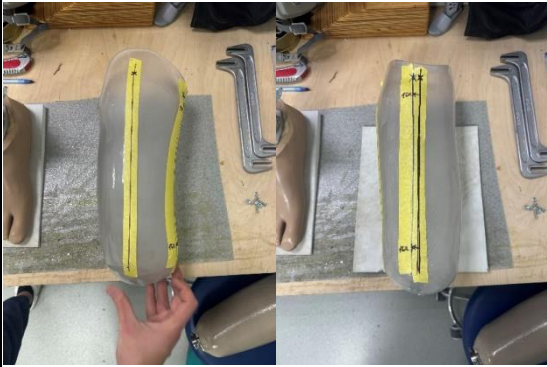
	Обробити поверхню гіпсової моделі знімаючи гіпс в місцях, що підлягають навантаженню: - медіально від гребня великої гомілкової кістки; - між великою і малою гомілковою кістки; - між великою і малою гомілковими кістками; - по всій поверхні литкового м'язу. Знімати рівномірно гіпс з медіального і латерального юоків гіпсової моделі в області коліна до отримання означеного в бланку замовлення лінійного розміру між латеральним та медіальним виростками стегна у фронтальній площині. Обробити гіпсову модель в зоні розташування власної зв'язки надколінка до отримання означеного в бланку замовлення лінійного розміру між зв'язкою надколінка і підколінною ямкою у сагітальній площині. Перевірити відповідність розмірів гіпсової моделі кукси гомілки розмірам вказаним у бланку замовлення. Доростити на гіпсовій моделі густим гіпсовим розчином зони, що підлягають розвантаженню: - до 5 мм по всьому гребню великої гомілкової кістки; - до 10-15 мм дистальну зону гіпсової моделі в залежності від того опорна чи не опорна кукса гомілки; - до 5-10 мм в зоні головки малої гомілкової кістки. Зняти напливи гіпсу і зробити плавні переходи між гіпсовою моделлю і шарами гіпсу, що були накладені на неї. Звірити розміри гіпсової моделі з розмірами занесеними в бланк розмірів сантиметровою стрічкою. Шліфувати гіпсову модель. Сушити гіпсову модель.	
--	--	--

ІІІ. ВИГОТОВЛЕННЯ ГІЛЬЗИ	1.Виготовлення пом'якшувального вкладиша з педіліну	Встановити гіпсову модель у трубку вакуумної установки. Визначити і записати розміри листової заготовки м'якого вкладиша. Виміряти і записати розмір периметру проксимального відділу гіпсової моделі. Виміряти та записати розмір периметру проксимального відділу гіпсової моделі. Виміряти та записати розмір довжини гіпсової моделі. Розмітити на листі педіліну контури заготовки. Вирізати листову заготовку м'якого вкладиша з листа педіліну по розмітці. Означити на бокових сторонах заготовки лінії склеювання завширшки 20 мм. Одна лінія повинна знаходитися з зовнішньої сторони заготовки, а друга з внутрішньої сторони. Збрусувати краї заготовки на нівець по розмітці. Намазати збрусовані краї заготовки контактним клеєм. Сушити заготовку при кімнатній температурі до висихання клею. Накласти поверхні заготовки, що склеюються, одна на другу. Щільно притиснути заготовку в області склеювання по всій довжині заготовки. Витримати заготовку при кімнатній температурі до висихання клею. Обробити гіпсову модель тальком. Розігріти м'який вкладиш в термошафі до стану формування. Натягнути м'який вкладиш на гіпсову модель та формувати його по всій поверхні. Зняти фаску шириною 10-15 мм по дистальному торцю м'якого вкладиша.	Виготовлено індивідуальний пом'якшувальний вкладиш відповідно до параметрів гіпсової моделі
--------------------------	---	---	--

		Заміряти довжину і ширину посадочного місця під донце на дистальному торцю гіпсової моделі. Розмітити на листі педіліну контури заготовки донця. Вирізати заготовку донця. Розігріти заготовку донця у термошафі. Формувати заготовку по дистальному торцю гіпсової моделі. Макрувати розташування донця відносно м'якого вкладиша розташованого на гіпсовій моделі. Нанести контактний клей на заготовку донця та оброблений край м'якого вкладиша. Сушити намазані клеєм поверхні при кімнатній температурі. Установити донце на дистальний торець гіпсової моделі по розмічених лініях та щільно притиснути. Сушити до висохання клею. Збрусувати на нівець краї донця, що виступають. Шліфувати оброблені поверхні поролоном.	
--	--	---	--

	2.Виготовлення тимчасової приміральної гільзи	Встановлюємо гіпсову модель на вакуумну установку для глибокої витяжки. Включаємо термошафу та налаштовуємо рекомендовану температуру для прозорого термоліну Поліетилентерефталат-гліколь(ПЕТГ). Встановлюємо ПЕТГ в рамку для формування. Після розігрівання термошафи до потрібної температури, одягнути захисні термостійкі рукавиці, встановити рамку та очікувати до прогрівання матеріалу та провисання на 2/3 від висоти моделі, періодично підтягувати фіксатори рамки. Після прогрівання та провисання термоліну до необхідної довжини, одягнути перчатки, відкрити термошафу, дістати рамку, підійти до моделі, перевернути рамку та тягнути її до низу, розтягуючи термолін по всій довжині, включити вакуум та слідкувати за втягуванням уникаючи створення складок або повітряних кишень, при необхідності розгладити, розтягнути складку. Залишити включеним вакуум до повного застигання гільзи.	Виготовлено тимчасову примірвальну гільзу шляхом вакуумного формування, жорстка та не буде деформуватися від навантаження пацієнта, що дасть кращий результат під час примірки та виготовлення постійної гільзи
--	---	--	--

	3. Підготовка приймальної гільзи до складання протезу гомілки	Розмітити на моделі контури обрізки проксимального відділу гільзи протеза. Зняти гіпсову модель з глибокої витяжки. Обрізати гільзу по наміченому контуру. Вибити гіпс з гільзи. Витягти з гільзи пом'якшувальний вкладиш. Обробити приймальну гільзу по контуру обрізки. Вставити в приймальну гільзу пом'якшувальний вкладиш. Перенести на м'який вкладиш контур посадочного кільця гільзи, відступивши від її верхнього краю 10мм. Витягти м'який вкладиш із гільзи і обрізати по наміченому контуру, вище на 5мм. Обробити м'який вкладиш по контуру, та шліфувати поролоном. Вставити вкладиш в гільзу.	Зняття гільзи шляхом розбивання гіпсового позитиву через форму так щоб не пошкодити гільзу, так як збивати та здувати не рекомендовано, через ризик лопання гільзи від тиску. Обробка гільзи та пом'якшувального вкладиша не забуваючи техніку безпеки роботи з шліфувальним станком використовувати захисне спорядження
IV. СКЛАДАННЯ ТА ВИРІВНЮВАННЯ (ALIGNMENT)	1. З'єднання комплектації	З'єднання всіх комплектуючих протезу розпочинається завжди зі стопи та налаштовується в нейтральне положення, після встановлення адаптера, перевіряємо по лазерному рівню та переходимо до стенового регулювання	Правильне розміщення комплектуючих перед стеновим регулюванням допоможе запобігти проблемам при примірці протезу

	2.Стендове регулювання	Перед встановленням гільзи на адаптер, проводимо вісь навантаження кукси, використовуємо штангенциркуль та маркер для розмітки в фронтальній та сагітальній площинах лінії вісі навантаження. Відповідно до рекомендацій по встановленню адаптера для довгої кукси гомілки, в фронтальній площині зміщуємо вісь навантаження на 1 сантиметр латерально, в сагітальній площині нічого не змінюємо. Ропочинаємо встановлення гільзи на комплектацію протеза по лазерному рівню. Підгинаємо адаптер для встановлення гільзи, після чого фіксуємо їх разом 	Попередньо перед встановленням гільзи вимірюємо висоту каблука взуття пацієнта, 1 сантиметр підставляємо під п'яту стопи після чого розміщується гільза за допомогою лазерного рівня та фіксується до адаптера, протез готовий до примірки на пацієнті
V. Примірка протезу на пацієнті	1.Статичне регулювання	Надіти на стопу протеза і здорову кінцівку взуття. Допомогти пацієнту надіти на куксу спочатку пом'якшувальний вкладиш, а потім протез. Попросити пацієнта встати та постояти декілька хвилин, щоб перевірити висоту протезу, відсутність болісних відчуттів, коректність схеми побудови протеза. Попросити пацієнта сісти та зняти протез. Перевірити стан кукси пацієнта після примірки протезу. Якщо немає подразнень шкіри, натертості, почервоніння в зонах не толерантних до тиску, можна продовжувати примірку та попросити пацієнта самостійно одягнути протез та продовжити примірку протезу, перейти до динамічного регулювання протезу	Зауважень до стендового регулювання немає, стан кукси після статичного регулювання задовільний, зауваження пацієнта відсутні, гільза безпечна та комфортна, можна переходити до етапу динамічного регулювання

	2. Динамічне регулювання	Попросити пацієнта самому одягнути протез, встати і пройти у бруси. Запропонувати пацієнту пройтись в протезі для перевірки коректності схеми побудови протеза в динаміці, в фронтальній та сагітальній площині. Попросити пацієнта сісти та зняти протез, запитати чи немає зауважень в пацієнта, перевірити стан кукси після ходьби, перевірити об'ємні та прямі розміри кукси. Якщо в пацієнта немає зауважень та стан кукси чудовий, забрати протез для доопрацювання, та завершення виготовлення гільзи	Проблем в самостійному одяганні протезу немає. Схема встановлення тимчасової примірювальної гільзи правильна, додаткове регулювання не проводилося. Проблем з самостійним зняттям протезу не було. Стан кукси після динамічного регулювання чудовий. Пацієнт задоволений примірною, зауважень немає. Змін параметрів кукси немає. Можна завершувати виготовлення постійного протезу з пом'якшувальним вкладишем
--	--------------------------	--	--

Висновки до розділу 2

У другому розділі було розглянуто клініко-функціональні особливості пацієнта, а також технологічні етапи виготовлення індивідуального протеза гомілки. Проведена комплексна оцінка дозволила сформулювати обґрунтовані вимоги до конструкції протезного виробу з урахуванням анатомічних, біомеханічних та функціональних характеристик.

За результатами клінічного обстеження встановлено, що пацієнт має збережений м'язовий потенціал та нормальну силу основних м'язових груп нижніх кінцівок. Діапазон рухів у суглобах знаходиться в межах фізіологічної норми, що свідчить про відсутність суттєвих функціональних обмежень опорно-рухового апарату та створює сприятливі умови для ефективного протезування.

Визначено, що пацієнт належить до високого рівня функціональної активності, що передбачає можливість самостійного пересування, подолання перешкод та ведення активного способу життя. Це стало підставою для вибору конструкції протеза, орієнтованої на динамічну відповідь та адаптацію до змінних умов навантаження.

У ході дослідження було детально описано технологічний процес виготовлення протеза гомілки, який включає етапи клінічної підготовки, зняття мірок, виготовлення гіпсового негативу та позитивної моделі, формування індивідуального приймального елемента, термоформування тимчасової гільзи, а також стендове та клінічне регулювання. Така поетапна технологія забезпечує точність відповідності протеза анатомічним особливостям кукси та підвищує якість функціональної адаптації.

Особливу увагу приділено методам формування зони навантаження в приймальній гільзі, що дозволяє оптимально розподілити тиск між толерантними та чутливими ділянками кукси. Це сприяє зменшенню больових відчуттів, підвищенню стабільності та довготривалому комфортному використанню протеза.

РОЗДІЛ 3. РЕЗУЛЬТАТИ ВЛАСНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

3.1. Оцінка якості та функціональності виготовленого протеза

Функціональна оцінка включає метод мануально-м'язового тестування (ММТ), який дозволяє визначити силу основних м'язових груп нижніх кінцівок за п'ятибальною шкалою. У пацієнта виявлено нормальну м'язову силу (5 балів) у всіх основних групах як на ураженій, так і на контрлатеральній кінцівці, що свідчить про збережений м'язовий потенціал та добру здатність до компенсації навантаження під час протезування. Додатково застосовується метод оцінки діапазону рухів у суглобах (ROM-аналіз). Результати показали, що рухливість у колінному та кульшовому суглобах знаходиться в межах фізіологічної норми, без суттєвих обмежень.

Таблиця 3.1.

Результати мануально-м'язового тестування

Оцінка м'язової функції	Уражена сторона	Контрлатеральна сторона
Щиколотка		
Підошовне згинання		5
Дорсальне розгинання		5
Коліно		
Розгинання	5	5
Згинання	5	5
Стегно		
Розгинання	5	5
Згинання	5	5
Відведення	5	5
Приведення	5	5
Зовнішнє обертання	5	5
Внутрішнє обертання	5	5

Оцінка сили м'язів		
5	Норма	Рух з нормальною силою
4	Добре	Можливий рух проти низького та середнього опору
3	Слабкий	Рух проти сили тяжіння
2	Дуже слабкий	Чітка м'язова напруга, рух можливий, якщо усунути ефект гравітації
1	Ледь помітно	Видиме та/або відчутне скорочення м'язів без моторного ефекту
0	Не відчувається	Немає видимого та/або відчутного скорочення м'язів

			
Дорсальне розгинання	Колінне розгинання	Стегнове згинання	Стегнове згинання
			
Стегнове приведення	Стегнове відведення	Колінне згинання	Стегнове відведення

Це є важливим фактором для вибору активного типу протеза, оскільки дозволяє забезпечити природний патерн ходьби та стабільність у фазі опори. Оцінка функціонального рівня пацієнта проводиться за допомогою бальної системи визначення мобільності.

За результатами обстеження пацієнт віднесений до III ступеня функціональної активності (рівень K3), що характеризується можливістю самостійного пересування з варіативною швидкістю, подоланням перешкод та високою соціальною активністю. Це обґрунтовує використання динамічних протезних компонентів середнього та високого рівня активності.

Оцінювання ступеня функціональних можливостей особи без протеза відповідно до Порядку визначення функціональних можливостей особи з інвалідністю, дитини з інвалідністю, іншої особи з порушеннями функцій нижніх кінцівок, яка потребує протезування/ампутації, затвердженого наказом Міністерства соціальної політики України від 20 січня 2015 року № 37 (у редакції наказу Міністерства соціальної політики України 29 вересня 2021 року № 551), зареєстрованого в Міністерстві юстиції України 16 листопада 2021 року за № 1507/37129

Показники функціональних можливостей	Бали
Вік пацієнта	до 49 років включно - 5 балів; 50 - 59 років - 4 бали; 60 - 69 років - 3 бали; 70 - 79 років - 2 бали; 80 років і більше - 1 бал 5
Кількість ампутацій / вроджених вад нижніх кінцівок	однієї ступні чи однієї гомілки - 5 балів; двох стоп - 4 бали; двох гомілок - 4 бали; одного стегна - 4 бали; стегна та гомілки - 3 бали; обох стегон - 2 бали; вичленення у одному тазостегновому суглобі - 3 бали; вичленення у одному тазостегновому суглобі та гомілки - 2 бали; вичленення у одному тазостегновому суглобі та ампутації на рівні стегна - 1 бал; вичленення в обох тазостегнових суглобах - 0 балів 5
Рівень ампутації	нижній - 5 балів; середній - 5 балів; вищий - 3 бали; вичленення в гомілковостопному або колінному суглобі - 4 бали; вичленення в тазостегновому суглобі - 2 бали 5
Причина відсутності кінцівок/кінцівок	травма, вроджені вади - 5 балів; інше захворювання - 4 бали 4
Супутні захворювання	відсутні - 5 балів; такі, що не впливають на опорно-руховий апарат особи - 5 балів; гонартизм (серйозна недостатність, легка недостатність, ниркова недостатність) - 4 бали; цукровий діабет тощо) - 4 бали; поз'явні з протезуванням (железні рубці, трофічні виразки, остеомієліт кісток кукки чи збереженої кінцівки, геміпарез/парез на боці ампутації тощо) - 3 бали; розумова відсталість, похилі захворювання - 2 бали 4
Наявність контрактур	немає - 5 балів; контрактура до 5° - 5 балів; контрактура від 6° до 15° - 4 бали; контрактура від 16° до 20° - 3 бали; контрактура більше ніж 20° - 2 бали 5
Здатність до пересування	з мильцями - у приміщенні та поза ним, з різною швидкістю, з можливістю долання перешкод (сходи, нерівні поверхні); спроможність стояти на збереженій кінцівці та утримувати рівновагу без використання засобів пересування (мильця) - 5 балів; з мильцями - у приміщенні та поза ним, з обмеженою швидкістю, з можливістю долання перешкод (сходи, нерівні поверхні); спроможність стояти на збереженій кінцівці та утримувати рівновагу без використання засобів пересування (мильця) - 4 бали; з мильцями у приміщенні - 3 бали; з ходунками у приміщенні - 2 бали; на кріслі колісному самостійно - 1 бал; на кріслі колісному за допомогою іншої особи - 0 балів 5
Соціальні показники	перебуває у трудових відносинах, є фізичною особою - підприємцем, провадить незалежну професійну діяльність, значається, служить, займає виборну посаду з оплатою праці згідно штатного розпису, а також виключений до основного складу, складу кандидатів та резерву команд, що беруть (братимуть) участь у всеукраїнських чи міжнародних спортивних змаганнях (за наявності довідки Українського центру з фізичної культури і спорту інвалідів, його регіональних або місцевих центрів), здійснює догляд за членом сім'ї або іншою особою, яка потребує догляду* - 5 балів (незалежно від кількості соціальних ознак)
Сумарна кількість балів	33

I ступінь - 13 - 16 балів; II ступінь - 17 - 27 балів; III ступінь - 28 - 35 балів; IV ступінь - 36 - 40 балів

Ступінь функціональних можливостей особи без протеза

III ступінь

Рис. 3.1. Оцінювання ступеня функціональної можливості особи без протезу

Таблиця 3.2.

Бланк мобільності пацієнта

Бланк мобільності пацієнта		
	Первинне протезування*	Повторне протезування**
Вік пацієнта		3
Кількість ампутацій/вроджених вад нижніх кінцівок		5
Рівень ампутації/вроджених вад нижніх кінцівок		5
Причини відсутності кінцівки/кінцівок		5
Супутні захворювання		5
Наявність контрактур		5
Здатність до пересування		5
Використання протезно-ортопедичного виробу		5
Соціальні показники		0
Загальна кількість балів		38
* I ступінь – 13-16 бал; II ступінь – 17-27 бали; III ступінь – 28-35 балів; IV ступінь – 36-40 балів **I ступінь – 16-21 бал; II ступінь – 22-34 бали; <u>III ступінь – 35-40 балів;</u> IV ступінь – 41-45 балів Ступінь функціональних можливостей особи з протезом <u>III ступінь мобільності</u>		

Наступним методом є антропометричне моделювання кукси, яке реалізується через зняття точних мірок за допомогою сантиметрової стрічки та штангенциркуля, нанесення анатомічних орієнтирів і зон розвантаження. Особлива увага приділяється ділянкам великогомілкової кістки, виросткам, надколінковій зв'язці та м'якотканинним зонам, що чутливі до тиску. Метод гіпсового моделювання включає виготовлення гіпсового негативу шляхом циркулярного бинтування кінцівки з попереднім формуванням функціональних зон навантаження.

Таблиця 3.3.

Розмітка та зняття мірок

 Пальпація кісткових виступів колінної чашечки та розмітка	 Розмітка гребня великогомілкової кістки	 Виділення дистальної частини обпику великогомілкової кістки
 Розмітка голівки малогомілкової кістки	 Виділення дистальної частини обпику малогомілкової кістки	 Розмітка для зняття мірок
 Зняття об'ємних розмірів кукси	 Зняття прямих розмірів кукси	

Таблиця 3.4.

Виготовлення гіпсового негативу

 Циркулярне замотування гіпсовим бинтом	 Формування гіпсового негативу	 Формування гіпсового негативу
---	---	--

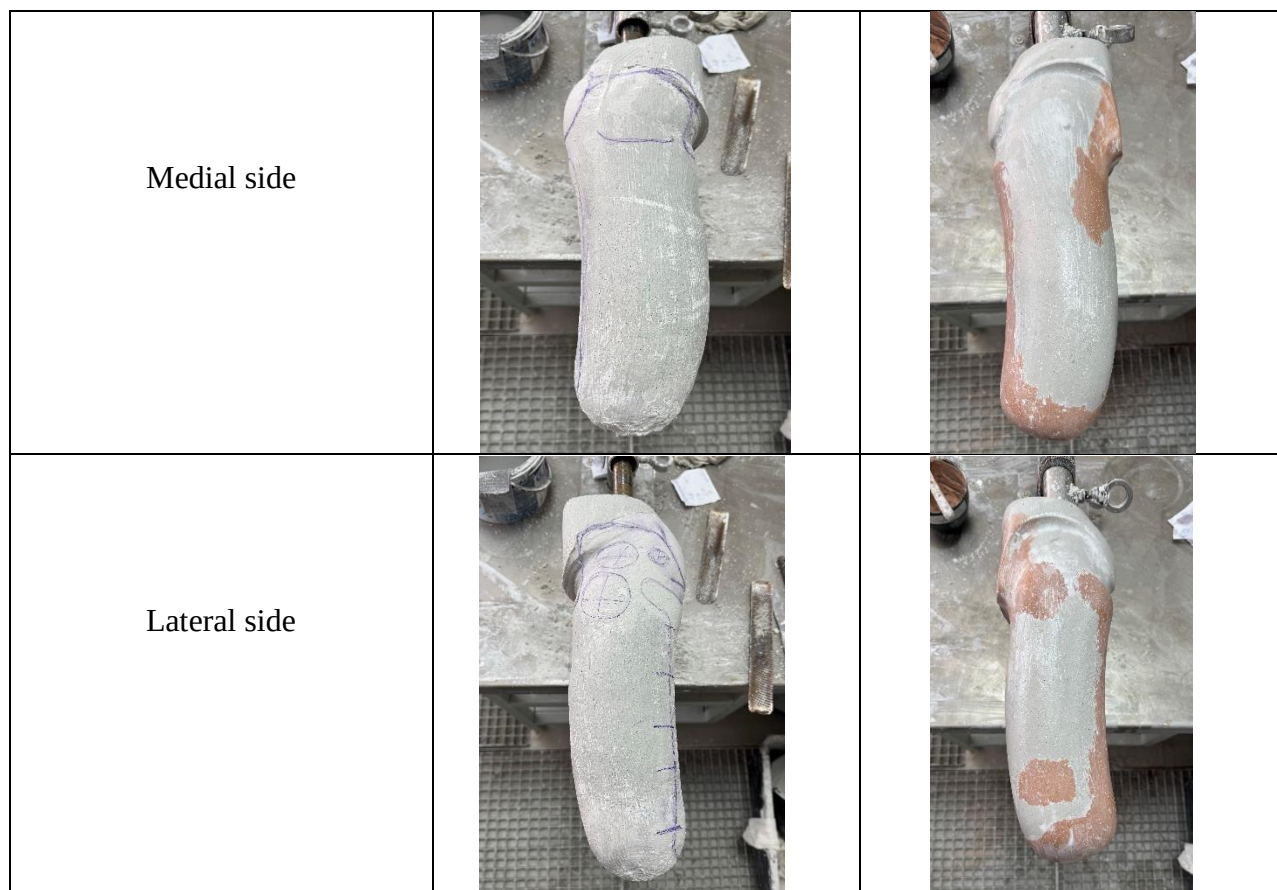
		
Результат знятого негативу ззовні	Результат знятого негативу всередині	

Після затвердіння здійснюється зняття негативу та відливання позитивної моделі, яка є анатомічною копією кукси.

Таблиця 3.5.

Процес та результати роботи з гіпсовим позитивом

	До	Після
Anterior side		
Posterior side		



Далі застосовується метод селективного коригування моделі, що передбачає зняття або додавання гіпсу в окремих ділянках для створення правильного розподілу тиску в майбутній гільзі. Особливе значення має метод виготовлення індивідуального приймального елемента із термопластичних матеріалів. Використовується вакуумне формування педиленового або аналогічного полімерного вкладиша, що забезпечує амортизацію, зниження пікових навантажень та підвищення комфорту при носінні протеза.

Таблиця 3.6.

Процес та результати виготовлення педиленового вкладиша

	Готовий результат		
Anterior side			
Posterior side			
Medial side			

Lateral side	
--------------	--

Для виготовлення тимчасової примірювальної гільзи застосовується метод термоформування ПЕТГ матеріалу у вакуумній установці. Даний етап дозволяє оцінити точність посадки, первинну біомеханіку та відповідність гільзи анатомічним особливостям пацієнта перед виготовленням остаточної конструкції.

Таблиця 3.7.

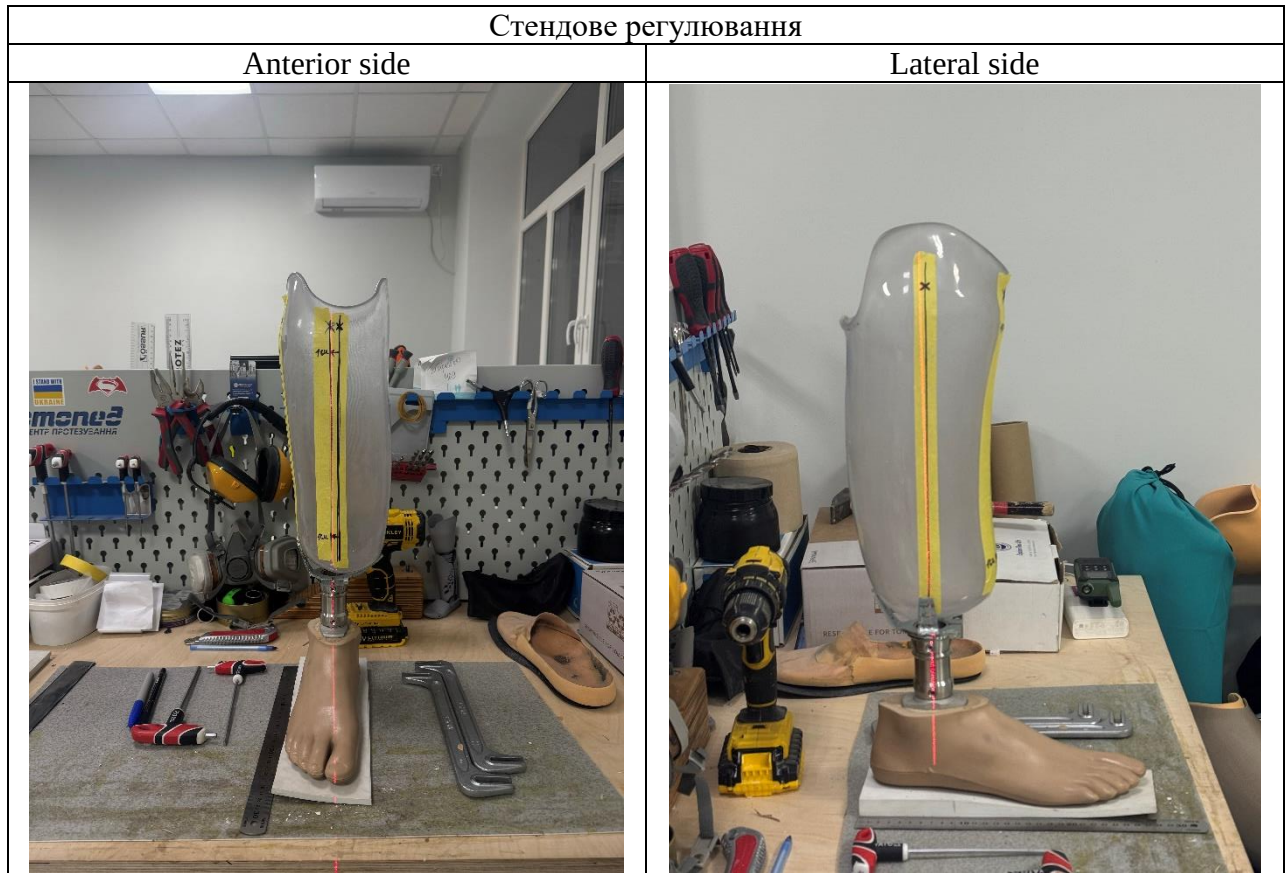
Процес та результати виготовлення тимчасової примірювальної гільзи

	Готовий результат
Anterior side	
Posterior side	

Medial side	
Lateral side	

Завершальним етапом є метод стендового регулювання та динамічного вирівнювання протеза. Він включає встановлення компонентів у біомеханічно правильне положення з використанням лазерного рівня, визначення осі навантаження та корекцію положення гільзи відносно стопи.

Результати стендового регулювання та вирівнювання протезу



Після цього виконується клінічна примірка, під час якої оцінюється симетрія ходи, стабільність у фазі опори та комфорт пацієнта.

3.2. Аналіз ефективності використання пом'якшувального вкладиша

Пом'якшувальний вкладиш (лайнер) є критично важливим елементом системи «кукса–приймальна гільза», оскільки виконує одночасно декілька функцій: амортизаційну, захисну, стабілізуючу та сенсомоторну. Його використання безпосередньо впливає на якість контакту між куксою та жорсткою частиною протеза, рівень комфорту пацієнта, а також на біомеханічну ефективність ходьби. У даному випадку застосовано індивідуально виготовлений вкладиш із термопластичного матеріалу

(педилен), сформований відповідно до анатомічних особливостей кукси правої гомілки.

У процесі експлуатації встановлено, що основною перевагою використаного вкладиша є рівномірний розподіл навантаження по поверхні кукси. Це досягається за рахунок адаптивної еластичності матеріалу, який здатний деформуватися відповідно до рельєфу м'яких тканин, зменшуючи концентрацію тиску в окремих точках. Найбільш вразливі анатомічні ділянки, такі як гребінь великогомілкової кістки, головка малогомілкової кістки та дистальні відділи кукси, отримують додаткове розвантаження, що значно знижує ризик больових відчуттів під час опорної фази ходьби.

Таблиця 3.9.

Статичне регулювання

 Статичне регулювання в фронтальній площині	 Статичне регулювання в сагітальній площині
--	---

Додатково слід відзначити зниження тертя між шкірними покривами та внутрішньою поверхнею гільзи. Завдяки наявності проміжного еластичного шару мінімізується прямий контакт шкіри з жорсткою конструкцією, що зменшує ризик утворення мацерацій, потертостей та локальних запальних реакцій. Це є особливо важливим у період тривалої щоденної експлуатації протеза, коли навіть незначні порушення розподілу тиску можуть призводити до ускладнень і зниження комплаєнсу пацієнта.

Окремим аспектом ефективності є покращення стабілізації кукси всередині приймальної гільзи. Завдяки щільному приляганню вкладиша до м'яких тканин зменшується надлишкова мікрорухливість кукси під час циклу ходьби. Це позитивно впливає на контроль протеза, зменшує паразитні рухи та сприяє більш симетричному розподілу навантаження між здоровою та протезованою кінцівкою.

Таблиця 3.10.

Динамічне регулювання циклів ходи

 Опора на п'ятку в сагітальній площині	 Опора на п'ятку в фронтальній площині	 Повний контакт в сагітальній площині
 Повний контакт в фронтальній площині	 Опора на всю стопу в сагітальній площині	 Опора на всю стопу в фронтальній площині
 Відштовхування в сагітальній площині	 Відштовхування в фронтальній площині	

Важливим результатом використання вкладиша є також покращення пропріоцептивного зворотного зв'язку. Пацієнт отримує більш чітке відчуття положення кукси у просторі та контакту з гільзою, що дозволяє підвищити точність рухів, стабільність під час стояння та впевненість при зміні темпу ходьби. Це особливо важливо для пацієнтів з високим рівнем функціональної активності (К3), у яких протез має забезпечувати не лише базову опору, але й динамічну адаптацію до різних умов пересування.

Також встановлено позитивний вплив вкладиша на зменшення енергетичних витрат під час ходьби. Завдяки амортизаційним властивостям матеріалу знижується необхідність надмірної компенсації з боку м'язів стегна та тазового поясу, що зменшує втому при тривалому використанні протеза. Пацієнт відзначає більш «м'який» характер перекату стопи та зменшення відчуття ударного навантаження в момент контакту п'яти з опорною поверхнею.

Крім того, використання індивідуально сформованого вкладиша сприяє підвищенню загальної толерантності до протезування. Адаптаційний період скорочується, оскільки зменшується кількість локальних больових стимулів і дискомфорту у перші дні носіння. Це позитивно впливає на мотивацію пацієнта до регулярного використання протеза та підвищує ефективність реабілітаційного процесу в цілому.

Отже, проведений аналіз дозволяє зробити висновок, що пом'якшувальний вкладиш є не лише допоміжним, а функціонально визначальним елементом системи протезування гомілки. Його застосування забезпечує комплексне покращення біомеханічних, сенсорних та комфортних характеристик протеза, що в результаті підвищує якість життя пацієнта та ефективність функціонального відновлення.

3.3. Порівняльний аналіз та узагальнення результатів

Проведений аналіз функціонального стану пацієнта до та після протезування дозволяє об'єктивно оцінити ефективність виготовленої конструкції протеза правої гомілки, а також рівень відновлення рухової активності та соціальної функціональності.

Згідно з бланком оцінки мобільності, первинний стан пацієнта характеризувався значним функціональним обмеженням, що обумовлено наявністю ампутаційного дефекту та вродженою судинною патологією (артеріовенозні мальформації з гігантизмом правої нижньої кінцівки). Загальна кількість балів за шкалою мобільності становила 38 балів, що відповідає III ступеню функціональних можливостей. Даний рівень свідчить про потенційно високу здатність до самостійного пересування, однак із необхідністю протезного забезпечення для повноцінної реалізації рухових функцій. Після виготовлення та підгонки протеза було відмічено суттєве покращення функціонального стану пацієнта. Зокрема, стабілізувалась здатність до стояння без додаткової опори, відновились симетричність ходи, а також підвищилась толерантність до тривалого навантаження під час ходьби. Пацієнт демонструє впевнене перенесення ваги з фази опори на фазу переносу, без виражених компенсаторних рухів у тазовому поясі.

Результати мануально-м'язового тестування (ММТ) до та після протезування залишилися на рівні 5 балів (норма) для всіх основних м'язових груп обох кінцівок:

- у гомілковостопному суглобі: підшовне та дорсальне згинання — 5/5 (контрлатеральна сторона);
- у колінному суглобі: згинання та розгинання — 5/5 (обидві сторони);
- у кульшовому суглобі: згинання, розгинання, відведення, приведення, ротаційні рухи — 5/5.

Це свідчить про повністю збережений м'язовий потенціал та відсутність вторинної м'язової атрофії, що є позитивним фактором для подальшої протезної реабілітації.

Оцінка діапазону рухів (ROM-аналіз) показала, що функціональні показники суглобів знаходяться в межах фізіологічної норми:

- гомілковостопний суглоб: плантарне згинання 40°, дорсальне розгинання 20°;
- колінний суглоб: згинання 130–135°, розгинання 5°;
- кульшовий суглоб: згинання 120–125°, розгинання 10°, відведення 42–45°, приведення 20°;
- ротаційні рухи кульшового суглоба: зовнішня ротація 45°, внутрішня 40°.

Відхилень або патологічних обмежень не виявлено, що дозволяє використовувати активний тип протезних компонентів із динамічною відповіддю на зміну темпу ходьби.

Особливу увагу слід приділити показникам після протезування, які характеризуються покращенням функціональної мобільності пацієнта. За результатами повторної оцінки встановлено перехід у III ступінь мобільності (K3 рівень), що підтверджує можливість:

- самотійного пересування на різних поверхнях;
- подолання нерівностей рельєфу;
- зміни швидкості ходьби без втрати рівноваги;
- виконання побутових та частково професійних навантажень.

Загальний функціональний бал після протезування стабілізувався на рівні високої активності, що відповідає клінічним очікуванням для пацієнтів із подібним рівнем ампутації та збереженою м'язовою функцією. Окремо слід відзначити позитивний вплив конструкції пом'якшувального вкладиша, який забезпечив рівномірний розподіл тиску в приймальній гільзі, зменшення пікових навантажень у зоні великогомілкової кістки та підвищення загального комфорту користування протезом. Пацієнт не відмічає

вираженого больового синдрому навіть при тривалому використанні конструкції.

Таким чином, порівняльний аналіз функціональних показників до та після протезування демонструє суттєве покращення як біомеханічних, так і клініко-функціональних характеристик пацієнта, що підтверджує ефективність обраної методики виготовлення протеза гомілки з пом'якшувальним EVA-матеріалом та правильність підібраної конструкції гільзи.

Висновки до розділу 3

У ході виконання розділу 3 було проведено комплексну оцінку результатів власного дослідження, що включала функціональну діагностику пацієнта, етапи виготовлення та регулювання протеза, а також аналіз ефективності його використання в процесі реабілітації.

Встановлено, що за результатами мануально-м'язового тестування (ММТ) м'язова сила основних груп нижніх кінцівок у пацієнта збережена на рівні 5 балів (норма), як до, так і після протезування. Це свідчить про відсутність вторинних м'язових уражень та достатній м'язовий потенціал для активного протезного навантаження. Аналіз діапазону рухів (ROM) підтвердив збереження фізіологічної рухливості у кульшових і колінних суглобах без патологічних обмежень, що дозволило обґрунтувати застосування активних динамічних протезних компонентів. За результатами оцінки мобільності пацієнта встановлено відповідність III ступеню функціональної активності (рівень K3), що характеризується високою здатністю до самостійного пересування, подолання перешкод, зміни темпу ходьби та виконання побутових і частково професійних навантажень. Після протезування відзначено покращення стабільності стояння, симетричності ходи та загальної впевненості під час руху. Етапи виготовлення протеза (зняття гіпсового негативу, формування позитивної моделі, селективна корекція, виготовлення педиленового вкладиша, термоформування тимчасової гільзи та стендове регулювання) забезпечили анатомічну точність посадки та оптимальні біомеханічні параметри конструкції.

Окремо доведено високу ефективність використання пом'якшувального вкладиша, який сприяв рівномірному розподілу навантаження, зниженню пікових тисків, зменшенню тертя, покращенню пропріоцепції та підвищенню комфорту пацієнта під час тривалого використання протеза.

Узагальнюючи результати, можна зробити висновок, що виготовлений протез правої гомілки є функціонально ефективним, біомеханічно обґрунтованим та клінічно доцільним. Його застосування забезпечило суттєве відновлення рухової активності пацієнта, підвищення рівня мобільності та якості життя, що підтверджує правильність обраної методики протезування.

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

У результаті виконання даної роботи було здійснено комплексне дослідження сучасних підходів до протезування нижніх кінцівок із детальним опрацюванням технології виготовлення протеза гомілки та оцінкою ефективності застосування педиленового пом'якшувального вкладиша з EVA-матеріалу. Проведене дослідження дозволило систематизувати теоретичні положення, проаналізувати конструктивні особливості протезів та підтвердити практичну значущість запропонованого технічного рішення.

Аналіз наукової літератури показав, що протезування нижніх кінцівок є однією з найбільш динамічних галузей сучасної реабілітаційної медицини, яка постійно розвивається під впливом нових матеріалів, біомеханічних досліджень та інженерних технологій. Особливої актуальності набуває протезування гомілки, оскільки даний рівень ампутації є найбільш поширеним і водночас потребує високої точності відновлення опорно-рухової функції для забезпечення природного патерну ходьби. У роботі встановлено, що ефективність протезування визначається не лише якістю основних конструктивних компонентів протеза, але й правильним підбором допоміжних елементів, серед яких ключове місце займає пом'якшувальний вкладиш. Саме він забезпечує взаємодію між куксою та жорсткою гільзою, впливаючи на рівень комфорту, стабільність фіксації та розподіл навантаження.

Детальне вивчення властивостей EVA-матеріалу та педиленових вкладишів дозволило встановити, що їх застосування є доцільним у практиці протезування завдяки поєднанню еластичності, зносостійкості, гігієнічності та технологічної простоти виготовлення. Такий тип вкладишів забезпечує ефективну амортизацію ударних навантажень, зменшення пікового тиску на чутливі анатомічні ділянки та покращення адаптації пацієнта до протезу в процесі щоденного використання.

У практичній частині роботи було послідовно реалізовано всі етапи виготовлення протеза гомілки, включаючи клінічне обстеження пацієнта, антропометричне моделювання, зняття гіпсового негативу, виготовлення позитивної моделі, селективну корекцію, формування приймальної гільзи методом термоформування, а також стендове регулювання та динамічне вирівнювання конструкції. Кожен з етапів мав важливе значення для забезпечення точності посадки та біомеханічної ефективності протеза.

Отримані результати функціональної оцінки пацієнта засвідчили високий рівень м'язової сили (5 балів за ММТ) та збереження повного обсягу рухів у кульшових і колінних суглобах у межах фізіологічної норми. Це створило сприятливі умови для використання активного типу протезної системи з динамічною відповіддю на навантаження. Після проведеного протезування було зафіксовано суттєве покращення функціонального стану пацієнта, що проявляється у підвищенні стабільності стояння, відновленні симетричності ходи, зменшенні компенсаторних рухів та покращенні загальної впевненості під час пересування. Пацієнт демонструє здатність до самостійного переміщення, подолання нерівностей рельєфу та зміни темпу ходьби без втрати рівноваги, що відповідає III ступеню функціональної активності (рівень K3).

Особливо важливим результатом дослідження є доведена ефективність застосування педиленового пом'якшувального вкладиша. Його використання забезпечує рівномірний розподіл тиску по поверхні кукси, значне зниження локальних перевантажень у ділянці великогомілкової кістки та інших чутливих зон, а також зменшення тертя між шкірними покривами і внутрішньою поверхнею гільзи. Крім того, встановлено покращення пропріоцептивного зворотного зв'язку, що позитивно впливає на контроль протеза під час ходьби та підвищує загальну координацію рухів.

Також доведено, що використання вкладиша сприяє зменшенню енергетичних витрат під час пересування, зниженню втомлюваності та підвищенню толерантності до тривалого носіння протеза. Це, у свою чергу,

прискорює процес адаптації пацієнта та підвищує рівень його соціальної активності.

Таким чином, результати роботи підтверджують, що запропонована конструкція протеза гомілки з використанням педиленового вкладиша є функціонально ефективною, біомеханічно обґрунтованою та клінічно доцільною. Вона забезпечує високий рівень комфорту, стабільності та мобільності пацієнта, що безпосередньо впливає на якість життя та успішність реабілітаційного процесу.

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Аврунін О.Г. Співробітництво між Харківським національним університетом радіоелектроніки та УкрНДІпротезування з підготовки фахівців з вищою освітою для протезної галузі. – Харків, 2017. – С. 101–104.
2. Автоматизований контроль втоми м'язів кінцівок спортсменів // Харків, 2018. – С. 130–132.
3. Аналіз електроміографічного сигналу для контролю втоми м'язів у режимі реального часу / В.С. Чумак та ін. – Харків, 2019. – С. 241–244.
4. Виготовлення протезів гомілки для занять спортом: типовий технологічний процес 03191680.01201.169-2019; розробник УкрНДІпротезування.
5. Виготовлення протезів стегна для занять спортом: типовий технологічний процес 03191680.01201.170-2019; розробник УкрНДІпротезування.
6. Гільза для протезів стегна: патент на винахід України № 59759 / І.Л. Тимофєєв та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 15.10.2002. Бюл. № 10.
7. Досвід організації в Україні системи підготовки фахівців з протезування та ортезування за сучасними міжнародними стандартами / О.Г. Аврунін та ін. // Реабілітація та протезування/ортезування ХХІ століття. – Харків, 2021. – С. 54–57.
8. Жемчужкина Т.В., Носова Т.В. Статистический анализ электромиограмм // Оптоелектронні інформаційні технології. – Вінниця, 2018. – С. 128–129.
9. Зм'якшуючий вкладиш в гільзу стопи: патент на винахід України № 60113 / А.Д. Салєєва та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 15.09.2003. Бюл. № 9.

10. Інтелектуальні технології в медичній діагностиці, лікуванні та реабілітації: монографія / С. В. Павлов та ін. – Вінниця: Едельвейс і К, 2019. – 260 с.
11. Каталог технічних засобів реабілітації. – URL: <https://www.msp.gov.ua>
12. Колінний механізм до протезу стегна: деклараційний патент на винахід України № 50198 А / А.Д. Салєєва та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 15.10.2002. Бюл. № 10.
13. Колінний механізм до протезу стегна: патент на винахід України № 81986 / Х.М. Віщенко та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 25.02.2008. Бюл. № 4.
14. Комп'ютерна система аналізу стану опорно-рухового апарату // Харків, 2017. – С. 87–89.
15. Конструювання гіпсових моделей кукс стегна: методичні рекомендації. – Харків: УкрНДІпротезування, 2008. – 61 с.
16. Лікувально-тренувальний протез гомілки: патент на винахід України № 55859 / А.Д. Салєєва та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 15.04.2003. Бюл. № 4.
17. Медичні показання та протипоказання до призначення конструкцій ПОВ: методичні рекомендації. – Харків: УкрНДІпротезування, 2009. – 107 с.
18. Можливості 3D-контенту при фізичній реабілітації в дистанційному режимі / О.Г. Аврунін та ін. – Харків, 2021. – С. 143–145.
19. Носова Т.В., Письменецкий В.А., Семенец В.В. Моделирование биомеханических сигналов нижних конечностей // Радиоэлектроника и информатика. – 2003. – № 1 (22). – С. 122–124.
20. Поворотний пристрій до протеза стегна: патент на винахід України № 87560 / Х.М. Віщенко та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 27.09.2009. Бюл. № 4.

21. Призначення конструкцій гільз до протезів нижніх кінцівок: навчально-методичний посібник. – Харків: УкрНДІпротезування, 2009. – 50 с.
22. Приймальна гільза для протезів гомілки: патент на винахід України № 108456 / Л.Г. Щетиніна та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 27.04.2015. Бюл. № 4.
23. Приймальна гільза протеза гомілки: патент на винахід України № 97606 / Л.Г. Щетиніна та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 27.02.2012. Бюл. № 4.
24. Пристрій для виготовлення протеза гомілки: заявка на винахід України а 202106097 / С.В. Корнєєв та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 01.11.2021.
25. Пристрій для оцінки розподілу тиску в приймальній гільзі протезу: патент на винахід України № 97317 / А.Д. Салєєва та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 25.01.2012. Бюл. № 2.
26. Пробна гільза для протеза стегна: патент на винахід України № 90043 / І.Л. Тимофєєв та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 25.03.2010. Бюл. № 6.
27. Протез на довгу куку стопи: патент на винахід України № 65823 / Є.К. Гришко та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 15.04.2004. Бюл. № 4.
28. Протез на довгу куку стопи: патент на винахід України № 69961 / Є.І. Чернов та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 15.02.2006. Бюл. № 2.
29. Протез нижньої кінцівки на довгу куку гомілки: патент на винахід України № 90930 / Л.Є. Ватолінський та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 10.06.2010. Бюл. № 11.
30. Протезування та ортезування: курс лекцій дистанційного навчання. Модуль І. Протезування нижніх кінцівок. – Нюрнберг, Німеччина (ISPO / HumanStudy e.V. / DonBoscoUniversity), 2010.

31. Система для комплексного обстеження опорно-рухового апарату нижніх кінцівок: патент України № 86847 / О.Г. Аврунін, Т.В. Носова, В.В. Семенець; опубл. 25.05.2009. Бюл. № 10.
32. Складання та регулювання протезів нижніх кінцівок: методичні рекомендації. – Харків: УкрНДІпротезування, 2013. – 50 с.
33. Спосіб виготовлення вкладиша для гільзи протеза кінцівки: патент на винахід України № 55719 / Л.Є. Ватолінський та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 17.01.2005. Бюл. № 6.
34. Спосіб виготовлення вкладиша для гільзи протеза кінцівки: патент на винахід України № 92230 / І.О. Хмелевська та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 11.10.2010. Бюл. № 9.
35. Спосіб виготовлення вкладиша для гільзи протеза: патент на винахід України № 68660 / А.Д. Салєєва та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 16.08.2004. Бюл. № 8.
36. Спосіб виготовлення вкладиша приймальної гільзи протеза кінцівки: патент на винахід України № 77848 / А.Д. Салєєва та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 15.01.2007. Бюл. № 1.
37. Спосіб виготовлення гільзи для протезів нижніх кінцівок: патент на винахід України № 93013 / Л.Г. Щетиніна та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 27.12.2010. Бюл. № 24.
38. Спосіб виготовлення гіпсової моделі кукси стегна: патент на винахід України № 97733 / І.Л. Тимофєєв та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 12.09.2012. Бюл. № 5.
39. Спосіб виготовлення зм'якшувального вкладиша в протез нижньої кінцівки: патент на винахід України № 61430 / А.Д. Салєєва та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 17.11.2003. Бюл. № 11.
40. Спосіб виготовлення зм'якшувального вкладиша в протез нижньої кінцівки: патент на винахід України № 74913 / І.О. Хмелевська та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 15.02.2006. Бюл. № 2.

41. Спосіб виготовлення приймальних гільз протезів стегна: патент на винахід України № 99233 / А.Д. Салєєва та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 25.07.2012. Бюл. № 14.

42. Спосіб виготовлення приймальної гільзи для протеза гомілки: патент на корисну модель України № 83577 / Л.Г. Щетиніна та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 25.09.2013. Бюл. № 18.

43. Спосіб виготовлення протеза при ампутації стопи по Шопару та Лісфранку: патент на винахід України № 85969 / Л.Є. Ватолінський та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 10.03.2009. Бюл. № 5.

44. Спосіб виготовлення протеза стопи: патент на винахід України № 74282 / І.О. Хмелевська та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 15.11.2005. Бюл. № 11.

45. Спосіб виготовлення протеза стопи: патент на винахід України № 79343 / Є.І. Чернов та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 11.06.2007. Бюл. № 8.

46. Спосіб визначення схеми зборки протеза стегна: патент на винахід України № 82375 / І.Л. Тимофєєв та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 10.04.2008. Бюл. № 7.

47. Спосіб оцінки виготовлення протеза гомілки: заявка на винахід України а 202106208 / С.В. Корнєєв та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 04.11.2021.

48. Спосіб оцінки приймальної гільзи протеза нижньої кінцівки: патент на винахід України № 98289 / І.Л. Тимофєєв та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 25.04.2012. Бюл. № 8.

49. Спосіб оцінки функцій осіб з інвалідністю при протезуванні нижніх кінцівок: заявка на винахід України а 202101750 / А.Д. Салєєва та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 05.04.2021.

50. Спосіб оцінки функціональних характеристик колінних механізмів: патент на винахід України № 90818 / А.Д. Салєєва та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 25.05.2010. Бюл. № 10.

51. Стенд для оцінки функцій штучних стоп протезів: патент на винахід України № 90629 / А.Д. Салєєва та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 11.05.2010. Бюл. № 9.

52. Штучна стопа для протезів нижніх кінцівок: патент на винахід України № 87734 / А.Д. Салєєва та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 10.08.2009. Бюл. № 15.

53. Application of EMG-signal phase portraits for differentiation of musculoskeletal system diseases / T.V. Zhemchuzhkina et al. // Proc. SPIE. – 2019.

54. Designing a biomedical electromyographic complex with a pain level control / T.V. Zhemchuzhkina et al. – London, 2019. – P. 229–235.

55. Experience of the organization in Ukraine of the system of training of specialists for prosthetic industry according to international standards / V. Semenets et al. // New Collegium. – 2021. – 1(103). – P. 19–28. URL: <https://doi.org/10.30837/nc.2021.1.19>

