

МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ
ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

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

Магістерська робота

на тему: «Ступінь впливу технології кріплення (силіконовий наколінник, вакуум) на комфорт та функціональність протеза гомілки»

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

Виконала:		
Здобувач гр 4-24-281	_____	Микита Валерійович ЄРМАК
	(підпис)	
Керівник роботи:		
декан IV мед. ф-ту, к.мед.н, доц. кафедри гігієни та екології	_____	Микола Ігорович ЛИТВИНЕНКО
Рецензент роботи:		

	(підпис)	

Анотація

Тема роботи: ступеня впливу технології кріплення (силіконового наколінника та вакуумних систем) на комфорт та функціональність протеза гомілки.

Метою роботи є науково-обґрунтована розробка концепції, критеріїв і технологічних підходів до вибору та застосування сучасних систем кріплення куксоприймальних гільз для пацієнтів із транстібіальними ампутаціями, що забезпечать не лише оптимальну функціональну підтримку при ходьбі та руховій активності, але й відповідність вимогам безпеки щодо механічної стабільності, розподілу навантажень та адаптації м'яких тканин.

Об'єктом дослідження є сукупність явищ, процесів і технологічних операцій, що реалізуються під час підбору, підгонки та експлуатації систем кріплення гільз у виробництві індивідуальних протезів гомілки та забезпечують їх відповідність клінічним потребам пацієнта.

Предметом дослідження визначено конструкційні, матеріалознавчі, технологічні та безпекові аспекти застосування силіконових наколінників і вакуумних систем кріплення у протезах пацієнтів із ампутаціями на рівні гомілки, що визначають їхню клінічну ефективність, комфорт та безпечність експлуатації.

У роботі вирішені наступні завдання: проаналізувати сучасний стан проблеми та світовий досвід фіксації транстібіальних протезів; визначити основні біомеханічні та анатомо-функціональні критерії, що впливають на вибір технології кріплення (силіконовий наколінник, вакуум); охарактеризувати вимоги безпеки до конструкційних матеріалів та технологій виготовлення кріплень у контексті профілактики травматизації та коливань об'єму кукси гомілки; дослідити ефективність традиційних методів моделювання та формування куксоприймальних гільз під різні типи фіксації; оцінити динаміку показників мобільності, пропріоцепції та симетрії ходи пацієнтів у процесі тривалого використання різних засобів реабілітації; розробити практичні рекомендації щодо оптимізації алгоритму підбору технології кріплення для покращення загального функціонального результату.

Наукова новизна дослідження полягає в тому, що удосконалено алгоритм комплектації індивідуальних протезів гомілки на основі класичних методів протезування та вперше встановлено кількісний ступінь впливу конкретних технологій кріплення (герметизуючого силіконового наколінника та систем активного/пасивного вакууму) на відновлення біомеханіки ходьби, зменшення поршневих рухів та рівень щоденного комфорту пацієнта.

Практичне значення отриманих результатів полягає у розробці практичних рекомендацій та технологічних схем виготовлення протезів гомілки із оптимально підібраними системами фіксації, що дозволяють підвищити рівень мобільності пацієнтів, покращити стабілізацію (зокрема при ходьбі сходами) та мінімізувати ризики травматизації м'яких тканин дистальної частини кукси.

Ключові слова: транстібіальна ампутація, протез гомілки, технологія

кріплення, силіконовий наколінник, активний вакуум, пасивний вакуум, комфорт пацієнта, мобільність, біомеханіка ходьби, традиційне моделювання гільзи, вимоги безпеки, функціональне відновлення.

Abstract

Research Topic: The extent to which attachment technology (silicone knee pads and vacuum systems) affects the comfort and functionality of lower-leg prostheses.

The objective of this study is to develop a scientifically grounded concept, criteria, and technological approaches for the selection and application of modern socket attachment systems for patients with transtibial amputations, which will ensure not only optimal functional support during walking and physical activity but also compliance with safety requirements regarding mechanical stability, load distribution, and soft tissue adaptation.

The object of the study is the set of phenomena, processes, and technological operations implemented during the selection, fitting, and use of socket attachment systems in the manufacture of custom lower-leg prostheses, ensuring their compliance with the patient's clinical needs.

The subject of the study is defined as the design, materials science, technological, and safety aspects of the use of silicone knee pads and vacuum fixation systems in prostheses for patients with below-knee amputations, which determine their clinical effectiveness, comfort, and safety of use.

This study addresses the following objectives: to analyze the current state of the field and global experience with the fixation of transtibial prostheses; to identify the main biomechanical and anatomical-functional criteria that influence the choice of fixation technology (silicone knee brace, vacuum); to characterize safety requirements for structural materials and manufacturing technologies of fixation devices in the context of preventing trauma and fluctuations in lower leg stump volume; to investigate the effectiveness of traditional methods for modeling and shaping stump-receiving sleeves for various types of fixation; to assess the dynamics of mobility, proprioception, and gait symmetry indicators in patients during long-term use of various rehabilitation aids; to develop practical recommendations for optimizing the algorithm for selecting fixation technology to improve overall functional outcomes.

The scientific novelty of the study lies in the fact that the algorithm for fitting custom lower-leg prostheses based on classical prosthetic methods has been improved, and for the first time, the quantitative degree of influence of specific attachment technologies (sealing silicone knee pads and active/passive vacuum systems) on the restoration of gait biomechanics, reduction of piston movements, and the patient's daily comfort level.

The practical significance of these findings lies in the development of practical recommendations and manufacturing protocols for lower-leg prostheses equipped with optimally selected fixation systems, which can enhance patients' mobility, improve stability (particularly when walking up stairs), and minimize the risk of soft tissue injury to the distal stump.

Keywords: transtibial amputation, lower leg prosthesis, attachment technology, silicone knee pad, active vacuum, passive vacuum, patient comfort, mobility, gait biomechanics, traditional socket modeling, safety requirements, functional restoration.

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	<u>«Протезування – ортезування»</u> (назва освітньої програми)

ЗАТВЕРДЖУЮ

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

назва кафедри

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

З А В Д А Н Н Я

НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ(МАГІСТЕРСЬКУ) РОБОТУ СТУДЕНТУ

Єрмак Микита Валерійович.
(прізвище, ім'я, по батькові)

1 .Тема роботи "Ступінь впливу технології кріплення (силіконовий наколінник, вакуум) на комфорт та функціональність протеза гомілки".

Керівник: декан IV мед. ф-ту, к.мед.н, доц. кафедри гігієни та екології Литвиненко М.І. _____

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

3.Вихідні дані до роботи: матеріали вітчизняних і зарубіжних публікацій за проблемою ампутації стегна , дані клінічних обстежень пацієнтів, результати анкетування щодо якості життя, результати оцінки біомеханіки.

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

1. Огляд літератури за темою та вибір напрямів досліджень.

2. Виклад загальної методики й основних методів досліджень.

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

Висновки.

Список використаних джерел.

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

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

6. Консультанти розділів роботи

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

7. Дата видачі завдання 21.11.2025

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

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

Студент

_____ Єрмак М.В.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Керівник роботи

к.мед.н, доц. кафедри
гігієни та екології

_____ Литвиненко М.І.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Перелік умовних скорочень

В/3 — верхня третина гомілки

С/3 — середня третина гомілки

Н/3 — нижня третина гомілки

В/4 — верхня чверть гомілки

МіПіДам — міждисциплінарний підхід до ампутації

ОРА — опорно-руховий апарат

ROM (*Range of Motion*) — обсяг рухів у суглобі

Vacuum — вакуумна система фіксації протеза

кг — кілограм

см — сантиметр

мм — міліметр

хв — хвилина

м'яз.-зв'язк. апарат — м'язово-зв'язковий апарат

РТВ (*Patellar-Tendon-Bearing*) — приймальна гільза з навантаженням на сухожилля надколінка.

РТВ SC (*Patellar-Tendon-Bearing Supracondylar*) — приймальна гільза з навантаженням на сухожилля надколінка та надвиростковим утриманням.

РТВ SC SP (*Patellar-Tendon-Bearing Supracondylar Suprapatellar*) — приймальна гільза з навантаженням на сухожилля надколінка, надвиростковим та наднадколінковим утриманням.

PTS (*Prosthesis Tibial Supracondylar*) — протез гомілки із захопленням надвиростків стегна та надколінка.

DVS (*Dynamic Vacuum System*) — система динамічного вакууму (система негативного тиску).

ТТ (*Transtibial*) — транстибіальний (нижче коліна).

TPE (*Thermoplastic Elastomer*) — термопластичний еластомер.

M1–M3 — рівні рухової активності пацієнта.

Otto Bock — німецька компанія-виробник протезно-ортопедичних компонентів.

Ossur — ісландська компанія-виробник ортопедичних та протезних систем.

Skeo — серія силіконових лайнерів компанії **Otto Bock**.

ЕД-16 — епоксидна смола марки ЕД-16.

ЕД-20 — епоксидна смола марки ЕД-20.

ПЕПА — поліетиленполіамін (амінний затверджувач).

ПН-609-21М — безстирольна поліефірна смола промислової марки.

ППЕ-3 — пінополіетилен марки ППЕ-3.

ППЕ-Р — радіаційно-зшитий пінополіетилен.

ДНДІ — державний науково-дослідний інститут.

МПа — мегапаскаль.

кПа — кілопаскаль.

$P = F/A$ — формула визначення тиску: тиск дорівнює силі, поділеній на площу.

°C — градус Цельсія.

6MWT (*Six-Minute Walk Test*) — 6-хвилинний тест ходьби.

10mWT (*10-Meter Walk Test*) — 10-метровий тест ходьби.

TUG (*Timed Up and Go Test*) — тест «Встань та йди».

FSST (*Four Square Step Test*) — тест 4-х квадратів.

FRT (*Functional Reach Test*) — тест функціонального досягнення.

Зміст

Перелік умовних скорочень _____	6
Вступ _____	7
РОЗДІЛ 1 Медико-технологічне обґрунтування _____	9
1.1 Актуальність проблеми ампутацій нижніх кінцівок _____	10
1.2 Класифікація кукс гомілки _____	13
1.3. Передпротезна підготовка пацієнтів після ампутації _____	16
Висновки до розділу 1 _____	22
Розділ 2 Види та конструкції гільз, технології кріплення протезів гомілки, комплектуючі до протезу гомілки, матеріали та техніка безпеки _____	24
2.1 Транстибіальний протез _____	24
2.2 Передумови раціонального конструювання гільз протезів гомілки _____	27
2.3 Типи гільз протезу гомілки _____	32
2.4 Типи кріплення протезу гомілки _____	34
2.5 Комплектуючі для протезування нижніх кінцівок _____	41
2.6 Технологічна карта виготовлення протезу гомілки _____	50
2.7 Біомеханіка протезу гомілки _____	62
2.8 Матеріали для виготовлення протезів _____	64
2.9 Техніка безпеки в протезно-ортезній лабораторії _____	70
Висновки до розділу 2 _____	73
Розділ 3 Дослідна частина _____	75
3.1 Нормальна хода _____	75
3.2 Порівняльна характеристика систем кріплення активного та пасивного вакууму для transtibial (ТТ) гільз _____	85
3.3 Загальна характеристика дослідження та структура вибірки _____	86
3.4 Аналіз розподілу клінічних випадків _____	87
3.5 Вплив силіконових наколінників на функціональність та комфорт _____	89
3.6 Порівняльна характеристика функціональності систем кріплення _____	90
3.7 Об'єктивна оцінка результатів за допомогою функціональних тестів _____	91
3.8 Індивідуальний аналіз клінічних випадків та результатів тестування _____	92

ВСТУП

Унаслідок повномасштабної військової агресії РФ проти України кількість пацієнтів із набутими ампутаціями суттєво зросла. За даними міжнародних гуманітарних організацій та Міністерства охорони здоров'я України, значна частина травм пов'язана з мінно-вибуховими ураженнями, політравмами та бойовими пошкодженнями нижніх кінцівок. Найпоширенішими є ампутації на рівні гомілки, що обумовлено сучасними принципами військово-польової хірургії та прагненням максимально зберегти функціональну довжину кінцівки. Але не треба забувати також про різні захворювання внаслідок яких відбувається ампутація кінцівки. Наприклад: цукровий діабет, судинні захворювання, онкологічні захворювання та різні травматичні ушкодження, тощо. Саме ці захворювання призводили до ампутації кінцівки перед початком агресії проти Українського народу.

Протезування пацієнтів після ампутації є важливою складовою медичної, соціальної та професійної реабілітації. Від правильно підібраної конструкції протеза та системи його кріплення залежить рівень комфорту пацієнта, ефективність ходьби, стабільність, енергозатрати та можливість повернення до функціонально активного життя.

Одними з найбільш поширених сучасних систем кріплення протезів гомілки є:

- вакуумні системи фіксації (Vacuum);
- системи з використанням силіконових лайнерів та наколінників.

Кожна з технологій має свої переваги, недоліки та клінічні показання, що потребує детального аналізу їх впливу на функціональність протеза та якість життя пацієнтів.

РОЗДІЛ 1 Медико-технологічне обґрунтування

Медико-технологічне обґрунтування протезування пацієнтів після ампутації гомілки

До недавнього часу початок реабілітації пацієнтів після ампутації нижньої кінцівки починали тільки після операції і проводили в декілька періодів (ранньому післяопераційному, періоді підготовки до протезування та в періоді оволодіння протезом). Але перелік проблем, що виникають внаслідок ампутації нижньої кінцівки, а саме психологічні розлади, суттєве зниження фізичної активності, труднощі соціальної адаптації, фантомний больовий синдром та можливість прогресування основного захворювання, що призвело до ампутації, свідчать про необхідність більш комплексного та розширеного підходу до проблеми реабілітації осіб після ампутації нижньої кінцівки. Тому згідно сучасним поглядам на реабілітацію пацієнтів після ампутації нижньої кінцівки, було розроблено алгоритм, який включає проведення реабілітаційних заходів на 4 основних етапах:

периопераційному (I етап);
перед протезуванням (II етап);
етапі тренування з протезом (III етап);
під час пожиттєвого догляду (IV етап).

Для кожного етапу розроблені відповідні рекомендації щодо визначення клінічного стану пацієнта, методик прийняття рішення (шляхом відповіді на конкретні питання) та безпосередньої організації реабілітаційних заходів. [8]

В периопераційному періоді проводиться комплексна оцінка пацієнта за алгоритмом **МіПіДАм**. Цей алгоритм забезпечує пацієнт орієнтований міждисциплінарний підхід під контролем лікаря до розробки комплексного плану лікування, збереження кінцівки та забезпечення пожиттєвого догляду. В цей період також необхідно забезпечити належне навчання пацієнта, його родини та осіб, які здійснюють догляд, щодо доступних на даний момент технологій, варіантів хірургічних процедур та реабілітаційних заходів. На етапі перед протезуванням необхідно прийняти рішення, чи є пацієнт кандидатом на підготовку до протезування. За позитивної відповіді за допомогою алгоритму МіПіДАм забезпечуються відповідні передпротезні втручання, щоб гарантувати досягнення пацієнтом найвищого рівня функціональної незалежності без протеза. Після чого відбувається встановлення протеза і починається наступний етап [8]. На етапі тренування з протезом вирішується, чи є пацієнт кандидатом на протезування. Далі використовуючи алгоритм МіПіДАм проводяться тренування, навчання та реабілітація з використання протезів, спочатку –

тренувального, далі – первинного. За результатами оцінюють, чи потрібні зміни в рецепті на протез для оптимізації функціонального стану та для досягнення пацієнтом реальних цілей. А також необхідно провести заключний огляд, включно з усіма відповідними членами медичної бригади. [8]

Під час реабілітації на етапі по життєвого догляду з метою досягнення пацієнтом найвищого рівня функціональної незалежності необхідно проводити щорічне регулярне обстеження пацієнта та спостереження з дотриманням алгоритму МіПіДАм. Також в цей період необхідно проводити навчання пацієнта з приводу поточної поведінки. За необхідності потрібно направляти пацієнта до відповідних закладів для вирішення медичних, психологічних, реабілітаційних проблем або потреб з приводу протеза. Пожиттєва реабілітація передбачає контроль пацієнта на предмет психосоціальної адаптації, патологій шкіри кукси, болю, скелетно-м'язових порушень, серцево-судинних захворювань, інших хронічних захворювань, здоров'я та забезпечення використання відповідного взуття для контралатеральної кінцівки. [8]

1.1 Актуальність проблеми ампутацій нижніх кінцівок

Термін “ампутація ” означає відсічення кінцівки на протязі кістки з метою видалення її нежиттєздатної частини. Аналогічним оперативним втручанням за своїм значенням є і екзартикуляція, однак при такій операції видалення нежиттєздатної кінцівки проводиться по лінії суглоба. Тому ампутація або екзартикуляція передбачає видалення частини або всієї пошкодженої кінцівки заради врятування життя хворого. Відомий французький хірург Клавелен, аналізуючи результати ампутацій під час Першої світової війни, сформулював афоризм, який став крилатим: “Краще нехай поранений втратить одну кінцівку, ніж помре з п'ятьма ”, маючи на увазі і голову потерпілого. Ампутація відноситься до найбільш древніх операцій. Вчення про такі операції пройшло декілька етапів і було пов'язане як із вирішенням загально медичних проблем (знеболювання, боротьба з інфекцією), так і вирішенням спеціальних питань: показання до операції, рівень ампутації, способи формування клаптів і т.д. Найбільш важким питанням в операціях ампутації є визначення показань до виконання цієї операції. [31,4,7,9]

М.І.Пирогов писав, що “ні одна операція не вимагає стільки роздумів, стільки здорового глузду і уваги лікаря, як раціональне і чітке уявлення про показання до ампутації ”кінцівки на рівні нижньої третини стегна.



Рис.1. Микола Іванович Пирогов виконує ампутацію нижньої кінцівки.

Показаннями до ампутацій прийнято вважати: а) відрив кінцівки; б) відкрите пошкодження кінцівки з роздробленням кісток, розрив магістральних кровоносних судин і нервових стовбурів; в) наявність тяжкої інфекції кінцівок, що загрожує життю хворого; г) гангрена кінцівок різного походження; д) злоякісні пухлини; е) непоправні деформації кінцівок (травматичні, вроджені). [31,4,7,9]

Класифікація ампутацій.

За показаннями розрізняють: первинні, вторинні, пізні і повторні або реампутації.

Первинні ампутації проводяться як первинна хірургічна обробка рани, при якій видаляють явно нежиттєздатні тканини, тобто нежиттєздатну частину кінцівки. Такі ампутації виконуються зразу після прийняття хворого в лікарню або протягом 24 годин після травми, тобто до розвитку вираженого запального процесу в межах пошкодження. Вторинні ампутації проводяться при тяжких остеомієлітах, що не піддаються лікуванню і загрожують амілоїдозом паренхіматозних органів, а також при анкілозах, хибному положенні кінцівки, що робить її неповноцінною або навіть патологічною. [31,4,7,9]

Реампутація – повторна ампутація, виконується при наявності хибної куки, не придатної для протезування.

За останні роки досить швидко зросла кількість осіб, ампутацій які виконуються на нижніх кінцівках. За статистичними даними в Україні виконується більше 10 тисяч ампутацій на різних сегментах. Значний період непрацездатності, інвалідизація хворих, висока летальність, все це обумовлює пошук нових засобів та методів фізичної реабілітації для осіб після ампутації нижньої кінцівки. Актуальною проблемою в Україні на сьогоднішній день є збільшення кількості військових, які внаслідок

бойових дій і військових травм потребують протезування нижніх кінцівок і тривалої фізичної реабілітації, яка може дозволити їм повернутися до звичного життя у побуті. В цьому випадку основне місце займають травми опорнорухового апарату (ОРА), які можуть призвести до інвалідності. Проблема фізичної реабілітації осіб працездатного віку, після ампутації нижньої кінцівки на рівні гомілки, визначається значними локомоторними порушеннями, що обмежують людину в пересуванні, самообслуговуванні, порушенні постави, зниженні резервних можливостей організму, толерантності до фізичних навантажень та, як наслідок вираженим обмеженням життєдіяльності. Причинами щодо ампутації кінцівки є:

Травма з великим розмежуванням тканин, яке хірургічно неможливо відновити

Змертвіння тканин після опіків чи відморожування

Газова гангрена

Суха гангрена, при якій присутня демаркаційна лінія, в такому випадку можлива самостійна ампутація (відсихання) частини кінцівки

Волога гангрена, як наслідок занесеної інфекції при діабетичній стопі, чи інших трофічних виразках

Облітеруючий атеросклероз судин нижніх кінцівок, важкий ступінь

Остеомієліт, (нагноювання кісток)

Людина може зазнати психологічної травми та емоційного дискомфорту. Кукса залишиться зоною зниженої механічної стабільності. Втрата кінцівок може представляти значні або навіть критичні практичні обмеження. Велика частина людей з ампутованими кінцівками (50–80 %) відчуває феномен фантомних кінцівок, вони відчують частини тіла, яких більше не має. Ці кінцівки можуть свербіти, боліти, горіти, бути напруженими, сухими або мокрими, затиснутими або притиснутими, або вони можуть відчувати, ніби вони рухаються[4,7,9]. Деякі вчені вважають, що це пов'язано зі своєрідною нейронною картою тіла, яка надсилає решті мозку інформацію про кінцівки, незалежно від їх існування. Фантомні відчуття та фантомний біль також можуть виникати після видалення частин тіла, крім кінцівок, наприклад після ампутації молочної залози, видалення зуба (біль у фантомному зубі) або видалення ока (синдром фантомного ока). [4,7,9]

Подібним явищем є незрозуміле відчуття в частині тіла, не пов'язаної з ампутованою кінцівкою. Було висунуто гіпотезу, що частина мозку, відповідальна за обробку стимуляції від ампутованих кінцівок, будучи позбавленою вхідних даних, розширюється в навколишній мозок (Фантоми в мозку: В. С. Рамачандран і Сандра Блейкслі), так що людина, яка має ампутовану гомілку буде відчувати незрозумілий тиск або зміну положення фантомної кінцівки. У багатьох випадках фантомна кінцівка допомагає адаптуватися до протеза, оскільки дозволяє людині відчувати пропріоцепцію протезної кінцівки. Щоб підвищити опірність або зручність

використання, комфорт або загоєння, деякі типи куксових шкарпеток можна носити замість або як частину носіння протеза. Мозок сигналізує про зростання кукси замість утворення рубцевої тканини, а вузлики та інші утворення можуть заважати протезуванню і іноді вимагають подальших операцій. Завдяки технологічному прогресу в протезуванні багато людей з ампутованими кінцівками живуть активним життям з невеликими обмеженнями.

[4,7,9]

1.2 Класифікація кукс гомілки.

Медичне призначення, показання та протипоказання до застосування протезів Призначення конструкції протезів гомілки визначають рівнем усічення кінцівки, функційністю кукси та ступенем мобільності пацієнта. За рівнем усічення кінцівки виокремлюють: короткі кукси, коли довжина кукси гомілки менша ніж 5 см; ампутації на рівні верхньої третини (В/3); середньої третини (С/3); нижньої третини (Н/3), а також довгі кукси гомілки після видалення в гомілковостопному суглобі з укороченням менше ніж 7 см (рис. 1.2).

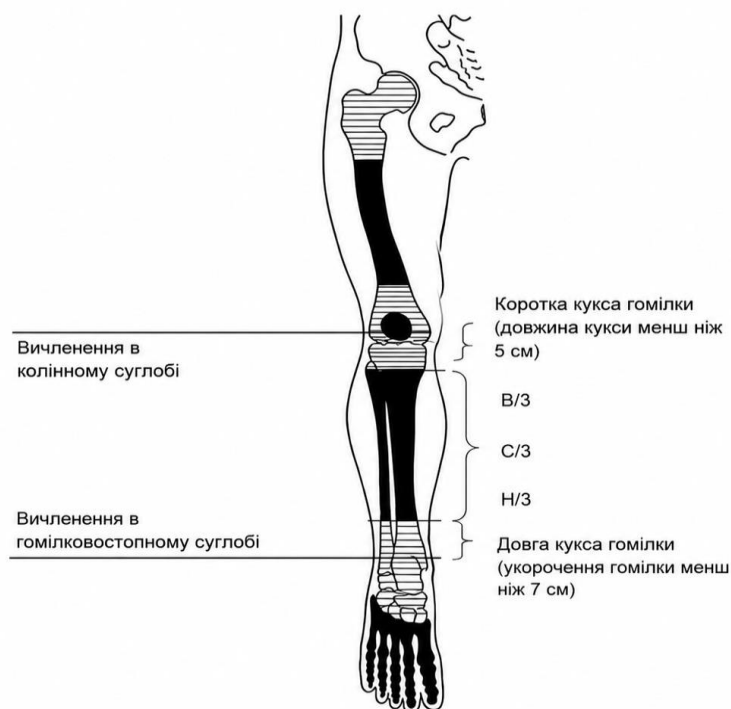


Рисунок 1.2 – Розподіл сегментів нижньої кінцівки (гомілки) за рівнями ампутації

Функційний стан кукси гомілки визначається станом кровообігу, здатністю м'язів кукси до скорочення, наявністю пороків і захворювань кукси, довжиною, ступенем атрофії та формою кукси, обсягом рухів у колінному суглобі та станом його зв'язкового апарату, виявом підшкірно-жирового шару. 22 За клінічним станом всі куки гомілки можна розподілити на три групи: функційні, малофункційні та нефункційні.

Функційні куки визначаються достатньо збереженою функцією м'язів без розладів кровообігу, безболісні, з повним обсягом рухів у колінному суглобі, без пороків і захворювань кісткових і м'якотканинних структур.

Малофункційним кукам властива знижена функція м'язів кукси, вони болісні під час пальпації, мають атрофічні, в'ялі тканини, на їх торцевих поверхнях можуть бути трофічні розлади шкіри без запальних явищ; можуть мати місце згинальна або розгинальна контрактури колінного суглоба, помірно виражена неспроможність бічних чи схрещених зв'язок, довжина кукси недостатня для керування протезом.

До нефункційних належать болісні куки, що визначаються розладом кровообігу, атрофією м'язів, значно зниженою функцією та вираженою нестабільністю колінного суглоба й наявністю численних пороків і захворювань, що є тимчасовими протипоказаннями до протезування й потребують консервативного, оперативного лікування або атипного комплектування та схеми побудови протеза. Особливості призначення протезів для пацієнтів з ампутаційними куками гомілки, а також вимоги до комплектувальних виробів до них наведено в табл. 1.2. [29]

Для пацієнтів із рівнем усічення кінцівки В/3, С/3, Н/3 та укороченням не менше ніж 7 см[29], які мають 0 або 1 ступінь мобільності, функційне призначення протезів полягає в тому, що вони застосовуються як косметичні вироби з метою реставрації природного вигляду ноги, або ж призначаються як вироби функціонального типу, що дозволяють виключно стояти чи здійснювати лімітоване пересування за допомогою сторонніх осіб по рівній поверхні в помірному незмінному темпі, а також для візуального приховування ампутованого сегмента гомілки. Вимоги до комплектувальних виробів у цьому разі передбачають, що технічні параметри гільзи протеза гомілки, ділянок сприйняття навантаження опорного кільця та методів фіксації виробу є стандартними, а будова стопи підбирається з урахуванням персональних параметрів користувача, зокрема маси тіла.

Для тих самих рівнів усічення В/3, С/3, Н/3 (укорочення не менше ніж 7 см)[29], але з 2 ступенем мобільності, призначення є функціональним, тобто забезпечує можливість стояння та пересування, а також косметичне заміщення відсутньої частини гомілки. Використання цього виробу дозволяє пацієнтові знизити обмеження під час ходьби на невеликі відстані як усередині приміщень, так і поза ними. При цьому технічні параметри

гільзи протеза, ділянок сприйняття навантаження опорного кільця та методів фіксації є стандартними, а також передбачено інтеграцію шарнірних або безшарнірних моделей стоп відповідного рівня функціональності.

Якщо пацієнт із рівнем усічення В/3, С/3, Н/3 (укорочення не менше ніж 7 см) має 3 ступінь мобільності, протез виконує функціональну роль, забезпечуючи можливість стояти та ходити, а також слугує для естетичного приховування ампутованого відрізка гомілки. Вимоги до комплектації визначають, що технічні параметри гільзи, ділянок навантаження та методів фіксації залишаються стандартними, проте припускається впровадження фіксувальних вузлів із замковим механізмом або без нього для рівня Н/3, зокрема з використанням силіконового чохла або лайнера із замком. Також заплановано застосування стоп необхідного рівня функціональності, які мають гарантувати амортизаційну чи ресорну функцію, стійкість під час опори та правильні рухи стопи в кількох площинах під час ходьби, а сама система кріплення виробу є класичною, з використанням силіконового лайнера із замковим механізмом.

Для активних пацієнтів із рівнем усічення В/3, С/3, Н/3 (укорочення не менше ніж 7 см) та 4 ступенем мобільності передбачено функціональне та естетичне заміщення втраченого сегмента ноги на рівні гомілки для користувачів із високим рівнем рухової активності. Протез не повинен створювати перешкод для виконання багатьох різновидів професійної діяльності, за винятком важкої фізичної праці та роботи на транспорті, занять різноплановими видами спорту, участі в будь-яких іграх та активному відпочинку, а також не повинен заважати водінню особистого автотранспорту. Технічні параметри гільзи протеза, ділянок сприйняття навантаження опорного кільця та методів фіксації виробу є стандартними, причому дозволено впровадження пом'якшувальних деталей, зокрема силіконового чохла із замковим механізмом. До комплектації входять мультифункціональні стопи, що гарантують високу стабільність, надійність та динамічність ходьби по будь-яких типах поверхонь, мають високий рівень повернення енергії та багатокоординатну функцію, яка повністю задовольняє спортивні потреби користувача.

У випадках, коли рівень усічення відповідає категорії В/4, тобто довжина кукси менша ніж 5 см, що охоплює короткі кукси з недостатністю зв'язкового апарату колінного суглоба і кукси з вадами, що вимагають розвантаження, при 1 та 2 ступенях мобільності призначається функціональне протезування, що забезпечує можливість сидіння, стояння та ходьби, а також естетичне відновлення втраченого сегмента ноги для пацієнтів, які мають потенційні можливості для самостійного пересування на малі та середні відстані з помірною швидкістю по рівній поверхні у фіксованому темпі. Для запобігання нестабільності коліна в сагітальній або фронтальній площинах у комплектації заплановано впровадження в

конструкцію протеза стегнової манжети та беззамкових шин. Приймальна гільза виробу має обов'язково враховувати стан зв'язок і колінного суглоба загалом, а також передбачати використання допоміжних елементів; припускається навіть створення протеза гомілки з гільзою на зігнуте коліно. Окрім цього, передбачено застосування шарнірних або безшарнірних стоп належної функціональності, які повинні виконувати амортизаційну роль, здійснювати потрібний переكات, забезпечувати передній поштовх і гарантувати стійкість як у статичному положенні стоячи, так і під час пересування.

Для пацієнтів, які мають післяопераційні кукси в найближчий післяопераційний період на рівнях В/3, С/3, Н/3 та володіють 1 або 2 ступенем мобільності, призначаються тимчасові лікувально-тренувальні вироби. Вони розроблені для функціонального заміщення відсутньої кінцівки у пацієнтів на початковому та віддаленому етапах після хірургічного втручання. Такі протези гарантують формування та стабілізацію об'ємних показників післяопераційних кукс, допомагають відновити навички пересування, виробити новий динамічний стереотип ходьби та скоротити загальні терміни реабілітаційного процесу. Вимоги до них визначають, що технічні параметри гільзи протеза гомілки, ділянок сприйняття навантаження опорного кільця та методів фіксації виробу є стандартними, проте необхідно закласти можливість заміни приймальної гільзи у разі коригування об'ємних параметрів кукси.

Нарешті, для випадків категорії В/4, де довжина кукси становить 5 см та менше з вираженою багатоплощинною нестабільністю колінного суглоба, за умови 1 або 2 ступеня мобільності, будова виробу має гарантувати надійну стійкість колінного суглоба і не створювати перешкод у процесі самообслуговування та виконання фізіологічних потреб. Для комплектації такого протеза заплановано використання стегнової манжети із замковими шарнірними шинами в районі коліна для усунення нестабільності в кількох площинах. Гільза протеза повинна щільно прилягати до кукси по всій її площі, але при цьому не виступати причиною травмування тканин кукси й не обмежувати рухи в колінному суглобі, через що обов'язковим є інтегрування пом'якшувальних елементів. Конструкція стопи в цьому варіанті має забезпечувати надійну опору в статичному положенні стоячи, а також під час виконання переднього та заднього поштовхів.

[29]

1.3. Передпротезна підготовка пацієнтів після ампутації

Передпротезна підготовка є критично важливим етапом реабілітації та включає:

- фізичну терапію;
- підготовку кукси;
- догляд за куксою
- профілактику контрактур;
- психологічну адаптацію;
- тренування рівноваги.

Протезист та фізіотерапевт, як члени реабілітаційної команди, часто встановлюють дуже тісні стосунки під час співпраці з людьми з ампутованими нижніми кінцівками. Протезист відповідає за виготовлення та модифікацію конкретної конструкції гільзи та забезпечення протезних компонентів, які найкраще відповідатимуть способу життя конкретної людини. Роль фізіотерапевта є трискладовою. По-перше, людина з ампутованими кінцівками повинна бути фізично підготовлена до навчання ходьбі з протезом та навчена догляду за залишками кінцівок, перш ніж їй буде встановлено протез. По-друге, людина з ампутованими кінцівками повинна навчитися користуватися протезом та доглядати за ним. Навчання ходьбі з протезом може бути найскладнішим, але водночас найкориснішим етапом реабілітації для всіх учасників. Людину з ампутованими кінцівками необхідно терпляче навчати біомеханіці ходьби з протезом. Після досягнення успіху людина з ампутованими кінцівками може з нетерпінням чекати повернення до продуктивного життя. По-третє, терапевт повинен ознайомити людину з вищими рівнями активності, ніж просто навчання ходьбі. Хоча людина з ампутованими кінцівками може бути не готова одразу брати участь у рекреаційних заходах, надання назв груп підтримки та організацій відпочинку для інвалідів може надати людині необхідну інформацію для звернення до неї, коли вона буде готова.

Точна оцінка психічного стану пацієнта може дати уявлення про ймовірний рівень розуміння майбутнього протезування. Терапевт повинен бути зацікавлений в оцінці потенціалу пацієнта до когнітивних дій, таких як одягання та знімання протеза, регулювання шкарпетки ластовиці, положення ліжка, догляд за шкірою, безпечне пересування та інші функціональні дії людини з ампутованою кінцівкою. Якщо пацієнт не має необхідного рівня когнітивних функцій, члени сім'ї та/або друзі повинні бути залучені до процесу реабілітації, щоб забезпечити успішний результат.

Слід провести функціональну оцінку загальних рухів верхніх кінцівок та правильних рухів нижніх кінцівок. Вимірювання діапазону рухів (ROM) залишкової кінцівки слід записати для подальшого використання. Контрактури суглобів – це ускладнення, які можуть значно перешкоджати здатності пацієнта з ампутованою кінцівкою ефективно пересуватися з протезом; тому слід бути особливо обережними, щоб їх уникнути. Найпоширенішою контрактурою для пацієнтів з трансфеморальною ампутацією є згинання стегна, зовнішня ротація та відведення, тоді як [34,9] згинання коліна є найчастіше зустрічною контрактурою для пацієнтів з транстібіальною ампутацією. Під час оцінки діапазону рухів терапевт повинен визначити, чи має пацієнт фіксовану контрактуру, чи просто ущільнення м'яких тканин через нерухомість, яке можна виправити протягом короткого періоду часу. Люди з транстібіальною ампутацією повинні уникати згинання коліна протягом тривалого часу. Куксова дошка допоможе підтримувати розгинання коліна під час використання інвалідного візка. Усіх людей з ампутацією необхідно попередити, що постійне сидіння в інвалідному візку без будь-яких зусиль для сприяння розгинанню стегна може призвести до обмеженого руху під час ходьби з протезом. Це може вплинути на спосіб виготовлення протеза.

Функціональну силу основних груп м'язів слід оцінювати за допомогою мануального м'язового тестування всіх кінцівок, включаючи усамітнену кінцівку та тулуб. Це допоможе визначити потенційний рівень навичок пацієнта для виконання таких дій, як переміщення, керування інвалідним візком та пересування з протезом та без нього.

Оцінка чутливості людини з ампутованою кінцівкою корисна як для пацієнта, так і для терапевта [34,9]. Терапевт може отримати уявлення про можливу нечутливість усамітненої кінцівки та/або здорової кінцівки. Це може вплинути на пропріоцептивний зворотний зв'язок для рівноваги та положення на одній кінцівці, що, у свою чергу, може призвести до труднощів з ходьбою. Пацієнта необхідно попередити, що зниження болю, температури та відчуття легкого дотику може збільшити ризик травмування та руйнування тканин.

Рівновага сидячи та стоячи має важливе значення при оцінці здатності людини з ампутованою кінцівкою утримувати центр ваги над основою опори. Координація сприяє легкості рухів та вдосконаленню моторних навичок. Як рівновага, так і координація [34] необхідні для перенесення ваги з однієї кінцівки на іншу, що покращує потенціал для оптимальної ходи. Після оцінки психічного стану, обсягу рухів, сили, відчуттів, рівноваги та координації терапевт матиме чітке уявлення про те,

який допоміжний пристрій буде найдоцільнішим для використання спочатку з кожною людиною з ампутованою кінцівкою

Проводиться традиційна оцінка здатності людини до пересування, включаючи силу здорової нижньої кінцівки та обох верхніх кінцівок, рівновагу на одній кінцівці, координацію та психічний стан. Вибір допоміжного пристрою повинен відповідати рівню майстерності людини, враховуючи, що з часом допоміжний пристрій може змінюватися. Наприклад, спочатку людині можуть знадобитися ходунки, але за умови належного навчання милиці для передпліччя можуть виявитися більш корисними як довгостроковий допоміжний пристрій.

Догляд за кінцівками

Важливо, щоб пацієнт розумів догляд за усамітненою та здоровою кінцівкою. Наприклад, навчання ходьбі з протезом у пацієнта з дисвазуляризацією може бути відкладено на 3-4 тижні, якщо виникне стирання. Пацієнта необхідно навчити різниці між ділянками, що несуть вагу, та ділянками, чутливими до тиску, а також орієнтуватися в конструкції гільзи та функціях компонентів протеза.

Кожного пацієнта слід проінструктувати щодо щоденного візуального огляду усамітненої кінцівки або після будь-якої напруженої діяльності. Більш частий огляд усамітненої кінцівки має бути рутинним у перші місяці навчання протезуванню. Для огляду задньої частини усамітненої кінцівки можна використовувати ручне дзеркало. Почервонілі ділянки слід дуже уважно стежити за якістю потенційних місць саден. Якщо виникне садно на шкірі, пацієнт повинен розуміти, що в більшості випадків протез не слід носити, доки не відбудеться загоєння.

Правильне бандажування кукси гомілки в післяопераційному періоді є базовим етапом реабілітації, який на дві третини визначає успіх майбутнього протезування. Цей процес переслідує кілька критичних медичних цілей. По-перше, еластичний бандаж ефективно прибирає післяопераційний набряк, стискаючи судини і змушуючи лімфу та венозну кров відтікати вгору, що значно прискорює загоєння ран. По-друге, він активно формує правильну анатомічну форму кінцівки, згладжуючи м'які тканини та перетворюючи куксу на конус, який згодом ідеально та безболісно сяде в приймальну гільзу протеза. По-третє, постійний і рівномірний зовнішній тиск насичує рецептори тканин, обманюючи головний мозок чітким сигналом про те, де саме тепер закінчується нога, що суттєво гасить фантомні болі.

У процесі бинтування існує залізне правило, яке не можна порушувати в жодному разі — це закон градієнта тиску. Згідно з ним, найсильніший натяг бинта має бути на самому кінці кукси, тобто дистально,

а в міру просування вгору до колінного суглоба компресія повинна поступово слабшати. Якщо зробити навпаки і випадково перетягнути верхню частину сильніше, ніж нижню, виникне небезпечний ефект джгута, через який кров застрягне в торці кукси, набряк посилиться, і з'явиться серйозна загроза відмирання тканин.

Сама техніка накладання пов'язки вимагає використання виключно еластичного бинта середньої або короткої розтяжності завширшки близько восьми-десяти сантиметрів. Кругові оберти тут суворо заборонені, оскільки вони діють як турнікет, тому бинтувати можна лише навскіс за допомогою так званої восьмиподібної техніки. Процес починають із косого закріплювального туру вище або безпосередньо під коліном, після чого ведуть бинт униз, обов'язково акуратно охоплюючи та притискаючи нижні кути м'яких тканин торця кукси. Кожен наступний оберт роблять навхрест, формуючи малюнок ялинки, причому новий шар повинен перекривати попередній приблизно на дві третини його ширини. При цьому саму колінну чашечку зазвичай залишають відкритою, щоб пацієнт міг вільно розгинати ногу, адже тривала нерухомість може призвести до закам'яніння суглоба та формування контрактури, яка сильно ускладнить майбутню ходьбу. Кінець бинта фіксують медичним пластирем або спеціальними кліпсами, повністю відмовляючись від шпильок чи вузлів, які створюють точки шкідливого надмірного тиску.

Для досягнення лікувального ефекту бандаж має перебувати на нозі цілодобово у режимі двадцять чотири на сім. Оскільки еластичний бинт швидко слабшає і неминуче сповзає під час рухів, пов'язку необхідно повністю знімати і накладати наново кожні чотири-шість годин, тобто приблизно чотири-п'ять разів на добу. Знімати бандаж дозволяється лише на короткий час для проведення гігієнічних процедур, перевірки стану шкіри та виконання легкого масажу. Під час контролю стану пацієнта важливо пам'ятати про сигнали небезпеки: якщо кукса під пов'язкою починає пульсувати, різко боліти, німіти, або якщо шкірна поверхня вище лінії бинта синіє чи блідне, бандаж слід негайно зняти і перебинтувати ногу з меншим натягом, оскільки такі симптоми свідчать про порушення кровообігу. Суворе та технічно правильне дотримання цих правил у перші тижні після ампутування готує надійний фундамент для раннього і успішного старту ходьби на протезі.

Прийнято вважати, що процес десенсибілізації мінімізує больові синдроми, сприяє розвитку витривалості та покращує сприйняття дотиків у зоні кукси. Окрім цього, такі заходи допомагають людині, яка перенесла ампутацію, звикнути до оновленого образу власного тіла з урахуванням

втрати сегмента кінцівки. Масажні маніпуляції та техніку легкого простукування дозволено впроваджувати на перших етапах реабілітації, здійснюючи їх як поверх еластичного биндажа, так і після його зняття. Усі зазначені процедури може реалізовувати реабілітолог, паралельно навчаючи цих дій самого пацієнта або його родичів. Також пацієнту в обов'язковому порядку роз'яснюють правила виконання вправ на зниження чутливості та прийомів перемикання уваги, що в комплексі дозволяє послабити прояви фантомного болю.

Масаж кукси

Необхідно виконувати м'яке та делікатне розминання всієї поверхні стегна чи гомілки за допомогою однієї або обох долонь. Особливу обачність слід проявляти в зоні післяопераційного рубця. Щойно хірургічні нитки або дужки будуть видалені, інтенсивність натискання можна посилити, промасажуючи глибші м'язові шари та структури м'яких тканин. Процедура має тривати близько 5 хвилин і повторюватися від 3 до 4 разів на добу, а також додатково за необхідності, якщо загострюються фантомні відчуття в ампутованій зоні. Потрібно акуратно розминати верхні (проксимальні) відділи пошкодженої ноги, приділяючи увагу зонам виходу судин і нервів у паху.

Техніка постукування (теппінг)

Поверхню кукси слід опрацьовувати за допомогою легких ударних рухів пучками пальців, повністю виключаючи торкання нігтями. На етапі, коли шви або металеві кліпси ще залишаються на шкірі, припускається лише ледь відчутне простукування безпосередньо вздовж лінії розрізу. Ці маніпуляції можна реалізовувати навіть через шар м'якої захисної або жорсткої пов'язки. Після того як рана загоїться і шви знімуть, інтенсивність рухів можна перевести у формат легких поплескувань по всій площі кукси.

Зниження чутливості (десенсибілізація)

Дана методика спрямована на зменшення надмірної реакції тканин кукси на зовнішні подразники та підвищення загальної толерантності до контакту з предметами. Вправи виконують двічі або тричі на день у періоди, коли знято компресійний биндаж, наприклад, під час проведення водних процедур або одразу після їх завершення. На початковому етапі використовують максимально делікатну текстуру, приміром, ватні спонжі, якими плавно розтирають шкірні покриви по колу. Згодом матеріал поступово змінюють на більш жорсткий: спочатку переходять на паперові серветки, а потім — на цупкі рушники чи текстурну тканину, нарощуючи щільність у міру звикання та адаптації шкіри.

Опрацювання рубцевої тканини (мобілізація шва)

Ці дії спрямовані на запобігання зрощенню рубця з розташованими під ним фасціями та кісткою, оскільки подібні спайки призводять до виникнення різких болів та потертостей під час подальшої експлуатації протеза. Вправу роблять після видалення еластичного бинта або компресійного чохла. Пацієнт має можливість виконувати ці маніпуляції щоденно під час миття. Для цього слід зафіксувати два пальці на ділянці над кісткою та, не зміщуючи їх по шкірі, здійснювати колові рухи, зміщуючи самі тканини протягом 1 хвилини. Такий цикл повторюють крок за кроком навколо всього кісткового виступу на кінці кукси. Коли післяопераційна рана повністю затягнеться, аналогічні зміщення виконують безпосередньо над лінією розрізу задля розм'якшення та підвищення еластичності сформованого рубця.

Ідеальна кукса – це та, яка добре загоїлася, має гарне судинне постачання, м'які та рухливі рубці, мінімальний біль, мінімальний набряк, довжину, достатню для біомеханічного впливу, але не надто довгу, щоб обмежувати вибір протезних компонентів, та велику площу поверхні для розподілу тиску. Хоча хірургічне втручання відіграє значну роль у створенні ідеальної кукси, фізіотерапія необхідна для максимізації шансів на досягнення цього ідеалу.[33]

Одним з основних гострих післяопераційних факторів, що впливають на час до протезування та швидкість реабілітації, є загоєння рани кукси, особливо у вразливих пацієнтів з порушеннями судинної системи. Набряк залишкової кінцівки також є поширеним ускладненням після операції з деформацією кінцівки. Контроль кількості набряку після операції є життєво важливим для сприяння загоєнню ран, контролю болю, захисту розрізу під час реабілітації та сприяння формуванню кукси для протезування. Традиційно для запобігання набряку кукси після операції використовуються м'які пов'язки або неклеючі еластичні бинти, але немає жодних доказів на користь використання цих пов'язок. Використання жорстких або напівжорстких пов'язок одразу після операції для запобігання гострому набряку набуло популярності в розвинених країнах, що добре підтверджується літературними даними.[33]

[33,4,6,7,9]

Висновки до розділу 1

Сучасні погляди на реабілітацію пацієнтів після ампутації нижніх кінцівок відкидають застарілу практику початку відновлювальних заходів лише у післяопераційному періоді. Сьогодні впроваджено комплексний чотирьохетапний алгоритм життєвого супроводу пацієнта, який включає периопераційний етап, період перед протезуванням, етап тренування з

протезом та етап пожиттєвого догляду. Успіх цього процесу базується на пацієнторієнтованому міждисциплінарному підході за участю хірургів, протезистів, фізіотерапевтів та психологів під контролем лікаря. Призначення конструкції протеза гомілки є суворо індивідуалізованим і визначається комбінацією анатомічних особливостей, таких як рівень усічення кінцівки та функційність кукси, а також ступенем мобільності пацієнта від нульового до четвертого рівня. Для пацієнтів із низькою руховою активністю вироби призначаються як косметичні або лімітовано функціональні для забезпечення статичної опори. Натомість для активних користувачів передбачено використання мультифункціональних стоп із високим рівнем повернення енергії та багатокоординатною функцією. Особливу складність становлять короткі кукси завдовжки менше п'яти сантиметрів або випадки з вираженою нестабільністю колінного суглоба, що вимагає інтеграції в конструкцію протеза додаткових фіксувальних елементів, таких як стегові манжети та шарнірні шини. Критично важливим етапом реабілітації, що на дві третини визначає успіх майбутнього ходіння, є якісна передпротезна підготовка. Її основою є компресійна терапія за допомогою еластичного бандажування за восьмиподібною технікою. Головним правилом тут виступає закон градієнта тиску, згідно з яким найсильніший натяг бинта створюється на самому кінці кукси, а в міру просування вгору компресія послаблюється для уникнення ефекту джгута і посилення набряку. Поряд із формуванням конусоподібної форми кінцівки, терапія спрямована на профілактику згинальних контрактур колінного суглоба, які найчастіше ускладнюють подальше протезування через тривале сидіння пацієнта в інвалідному візку без використання спеціальної куксової дошки. Окреме місце посідає механічна та сенсорна адаптація тканин, яка реалізується через десенсибілізацію шкіри розтираннями матеріалами різної текстури, легке простукування кукси та мобілізацію післяопераційного шва коловими рухами пальців, що запобігає спаюванню рубця з кісткою і захищає від майбутніх болісних потертостей. Оскільки ампутація спричиняє серйозну психологічну травму, супроводжується фантомними болями у більшості пацієнтів та змінює нейронну карту тіла в головному мозку, оцінка когнітивного і психічного стану є обов'язковою. За умови зниження розумових функцій пацієнта до процесу навчання обов'язково залучаються члени його родини. Пожиттєвий догляд за пацієнтом передбачає регулярний щорічний моніторинг стану шкіри кукси, контроль супутніх патологій та обов'язкове забезпечення належного взуття для збереженої контралатеральної кінцівки, що в комплексі дозволяє повернути людину до продуктивного і максимально незалежного життя.

Розділ 2 Види та конструкції гільз, технології кріплення протезів гомілки, комплектуючі до протезу гомілки, матеріали та техніка безпеки

Технології протезування постійно розвиваються. І якщо раніше ми вели мову про протези рук чи ніг, які лише зовні нагадують справжні кінцівки, то сьогодні можемо говорити про вражаючий функціонал і можливості. В сучасному протезуванні кінцівок найбільша увага приділяється потребам пацієнта та його адаптації до нового стилю життя. В залежності від потреб розрізняють наступні види протезів кінцівок:

Післяопераційний протез. Необхідний на самому початку реабілітації та звикання пацієнта до нового тіла.

Початковий протез. Використовується на завершальному етапі реабілітації, коли рана вже загоїлася, а набряк спав.

Підготовчий протез. З його допомогою пацієнт вчиться виконувати щоденні справи та найбільш необхідні рухи. Це важливий етап прийняття самої ідеї нового життя з постійним носінням протеза.

Повний протез. Це і є повноцінний протез для довгострокового використання. Саме про нього йде мова, коли лікарі кажуть про виготовлення протезів, здійснення комп'ютерних замірювань та підготовку гіпсового зліпка.

Спортивний протез. Існують протези для бігу, стрибків, альпінізму, плавання, їзди на велосипеді, важкої атлетики. Є можливість також обрати одне з “комплексних рішень”, наприклад, протез для зимових видів спорту. Як правило, спортивний протез має особливі характеристики щодо міцності, легкості, амортизації.

2.1 Транстибіальний протез

При ампутації та протезуванні пацієнту вдається зберегти власний колінний суглоб. Такий протез як правило не рухається. Найважливішим тут є з'єднання розетки протеза із вцілілою частиною кінцівки.

Чого можна чекати від сучасного протезу нижче коліна:

- Зручність з точки зору пацієнта

Протез не повинен натирати або чинити інший дискомфорт. Він не може ковзати, але не повинен бути надто тугим.

- **Достатній діапазон руху**

Всі види протезів ніг забезпечують безболісність використання протезу. На будь-якому відрізку руху ви не повинні відчувати болю. Тут багато чого залежить ще від етапу вимірювання та виготовлення моделі майбутнього протезу. Лікар протезист має правильно розрахувати як розміри, так і вагу майбутнього виробу для того, щоб відчуття пацієнта були якомога ближчими до природних.

- **Взаємодія зі шкірою**

Які б способи протезування не використовувались, ваша шкіра не повинна страждати. Будь-які висипання, пухирі чи пошкодження вимагають реакції медиків. Важливо, щоб пацієнт не переносив ці відчуття мовчки. Обов'язково слід повідомити протезиста, і він внесе необхідні корегування. В окремих випадках проблеми зі шкірою під час використання протеза можуть свідчити про те, що вимірювання або виготовлення моделі відбулося з помилками. Тоді лікарем може прийматися рішення про заміну протезу.



Виготовлення протезів

Якщо в минулому всі види протезів кінцівок виготовляли в основному із дерева або металу, зараз з'явилися нові матеріали. Передусім це сучасні пластики та композити з вуглецевого волокна. Протези стали легшими, керованішими та міцнішими.

Сучасні електронні технології суттєво вплинули на функціонал. Протези для ніг і рук стали не просто більш керованими. Тепер вони вміють автоматично адаптуватися для виконання певних завдань, таких як захоплення предметів або ходьба.

Не зважаючи на прорив у технологіях, сьогодні не можливо виготовити тисячу однакових протезів і допомогти тисячі різних пацієнтів. Індивідуальний підхід до кожного пацієнта – те, що залишилося від початку історії протезування.

Кожна ампутація унікальна. Тому унікальним є і кожен протез. Його підганяють враховуючи особливості пацієнта, а лише потім виготовляють. Цим займається лікар-протезист. Його завдання підігнати протез для кожного окремого випадку. Такий лікар мусить використовувати свої знання відразу в кількох сферах. Він працює не лише з людським тілом, але й з сучасними технологіями. Тому сучасних протезистів можна назвати спеціалістами і в інженерії, і в анатомії з фізіологією.

За кілька місяців після операції залишкова кінцівка як правило зменшується. Це відбувається через те, що зменшується набряк, м'язи атрофуються або просто втрачають розміри через недостатнє використання. Відповідно зменшуватися має і гніздо розетки протеза. Цей процес буде продовжуватися і далі. Форма і розміри залишку кінцівки будуть змінюватися, а протези виходити з ладу. Лікар протезист буде слідкувати за ситуацією під час регулярних прийомів, при необхідності буде здійснювати корегування або заміну протеза.

Етапи виготовлення протезів:

1. Вимірювання Вимірювання може розпочатися іще до операції. Власне, так завжди відбувається, коли це можливо і якщо операція нетермінова. Протезисти вимірюють тіло пацієнта, щоб можна було визначитися з розміром протеза, і, якщо даних достатньо розпочинати процес виготовлення. Після своїх маніпуляцій лікар-протезист обов'язково зустрічається із хірургом, який проводитиме ампутацію для того, щоб обговорити деталі майбутньої операції.

2. Гіпсовий зліпок Після операції чекають кілька тижнів – потрібно, щоб рана загоїлася, а набряк спав. Потім із залишкової кінцівки роблять гіпсовий зліпок. І ця форма буде слугувати шаблоном для виготовлення протеза. Останні

десятиріччя проводять також додаткові цифрові вимірювання. Враховують структуру залишкової частини кінцівки. Важливе розташування будь-яких м'язів, сухожиль або кісток. Так само як і стан шкіри пацієнта. Після

отримання усіх необхідних даних відбувається виготовлення протезів та розпочинається період адаптації та фізіотерапії.

3. Корегування Етап, який йде одночасно з фізіотерапевтичними заняттями пацієнта і потім продовжуються все життя. Навчитися жити з протезом, ходити на протезі для ноги – непросте завдання. Йому присвячена фізіотерапія після встановлення протеза. Лікар протезист уважно слідкує за ходою пацієнта, за виконанням пацієнтом щоденних побутових завдань, і при необхідності вносить корективи.

2.2 Передумови раціонального конструювання гільз протезів гомілки

2.2.1 Анатомія кісткової та м'якої тканини кукси гомілки

На рис. 2.1 показані кісткові ділянки або опуклості, що є або можуть бути типово чутливими та нетолерантними до тиску. Залежно від хірургічного методу, ступеня чутливості та опуклості, ці ділянки типово розвантажуються за допомогою додавання накладки з гіпсу різної товщини до гіпсового позитива. Ділянки 1–8 мають розглядатися для розвантаження тиску, і описані нижче під номером 9 (задній бік кукси), який не позначений на рис. 2.17.[29]

1) Медіальний виросток стегнової кістки. Унаслідок нормального заднього зсуву поряд із деякою зовнішньою ротацією медіального виростка стегнової кістки за умови повного згинання чимало пацієнтів з ампутацією гомілки відчуватимуть додатковий тиск через неправильний контур гільзи, коли кукса перебуває в цьому положенні. Однак завдяки широким сферичним контурам виростка без гострих виступів додатковий тиск у цій ділянці звичайно добре розподіляється й гарно переноситься. Але оскільки багато пацієнтів з ампутацією сидять протягом тривалого часу, цю зону потрібно розглядати для додаткового полегшення.[29]

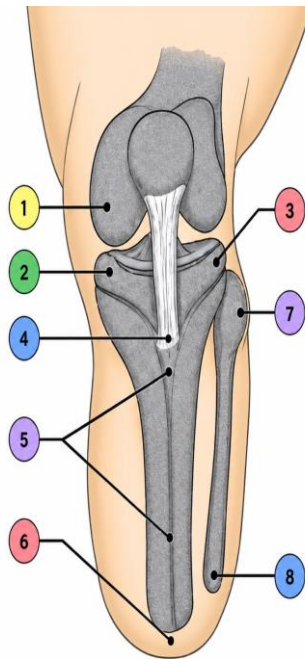


Рисунок 2.1 – Ділянки, чутливі до тиску в куксі гомілки під час навантаження в протезі

2) Передній, медіальний виросток великогомілкової кістки. Він може пальпуватися в більшості пацієнтів і менш випнутий, ніж латеральний виросток. Деяке розвантаження тиску тут потрібно розглядати для більшості пацієнтів.[29]

3) Передній, латеральний виросток великогомілкової кістки. Ця ділянка легко пальпується, вона випнута, чутлива, на цій ділянці розвантаження тиску має додаватися для всіх пацієнтів.

4) Горбистість великогомілкової кістки. Ця ділянка легко пальпується та є місцем дистального прикріплення сухожилля надколінка. Вона є випнутою та чутливою, має бути додана для розвантаження тиску для всіх пацієнтів.

5) Гребінь великогомілкової кістки. Легко пальпується, великогомілкова кістка з поперечного плану має трикутну форму з майже плоскою медіальною поверхнею на більшій частині її вертикальної довжини; є випнутою та чутливою внаслідок відсутності зм'якшення у вигляді м'язів, є тільки тонке покриття із тканини від переднього гребеня до медіального гребеня. Гребінь великогомілкової кістки і (значно менше) плоска медіальна поверхня мають розглядатися для розвантаження тиску в усіх пацієнтів.[29]

6) Дистальний кінець розсіченої великогомілкової кістки. Дистальна розсічена ділянка великогомілкової кістки звичайно чутлива, особливо в пацієнтів із недавньою ампутацією. Необхідно, щоб передній бік дистального кінця великогомілкової кістки мав копил на кортикальному шарі перед закриттям, щоб зняти гострі краї, що пізніше стане проблематичним. Унаслідок чутливості дистальна розсічена ділянка має

бути зменшена для всіх пацієнтів більшою або меншою мірою, залежно від використаного хірургічного методу.[29]

7) Головка малогомілкової кістки. Вона звичайно трохи випнута, може пальпуватися та є чутливою до тиску в більшості пацієнтів. Крім того, тому що малогомілковий нерв лежить біля поверхні тканини горизонтально й безпосередньо дистально до головки малогомілкової кістки, має бути забезпечене розвантаження тиску.[29]

8) Дистальний кінець розсіченої малогомілкової кістки. Дистальна частина малогомілкової кістки зазвичай розсікається приблизно на 0,5 см, але не більше ніж на 1 см коротше за великогомілкову кістку, і буде небагато скошеною задньо-латерально, і часто чутлива, вимагаючи розвантаження тиску. Однак, залежно від використаного хірургічного методу, дистальне закриття м'язовим шматком може усунути потребу в додатковому розвантаженні в протезі.[29]

9) Сухожилля, що обмежують з боків підколінну ямку. Хоча на рис. 2.17 їх не позначено, ці сухожилля є особливо випнутими під час положення сидючи або в процесі згинання в колінному суглобі внаслідок нормального заднього зрушення виростків стегнової кістки. Залежно від конструкції гільзи зміна задніх контурів обрізки і/або додаткове розвантаження та більші виступи (розширення) мають бути забезпечені в задньо-медіальній і задньо-латеральній зонах по обидва боки підколінного м'яза. Гіпс не знімають із цієї ділянки, але розвантаження тиску часто автоматично виконується з додатковим розподілом тиску через зняття гіпсу в зоні підколінного м'яза.[29]

1.2.2 Ділянки кукси, толерантні до тиску

На рис. 2.18 типові ділянки кукси, толерантні до тиску, у протезах гомілки зображені сірим кольором. Ці ділянки звичайно модифікуються на гіпсовому позитиві зняттям гіпсу більшою або меншою мірою залежно від того, чи є обрані місця м'якою або кістковою тканиною, а також залежно від ступеня чутливості.[29]

Сили реакції опори протягом ранньої та пізньої фази опори через тазостегнові суглоби за умови нормальної ходьби із середнім кроком (у разі відсутності ампутації) вимірюються як $3 \times$ вага тіла, збільшуючись до $4,5 \times$ вага тіла залежно від швидкості. Пам'ятайте, що повна й функційна скелетно-м'язова система більше не доступна пацієнтові з ампутацією, і сили, передані крізь протез до ділянок кукси проксимальніше, імовірно, будуть трохи більші, ніж зазначені вище. Пам'ятайте також, що чутливі до тиску ділянки кукси, зображені на рис. 2.17, ніколи не передбачалися за своєю природою, щоб переносити такі навантаження, прикладені до них, і первинні пацієнти з ампутацією можуть вимагати періоду формування та поступової твердості тканини, щоб дозволити таке прикладання повторного навантаження.[29]

Точні ділянки для зняття гіпсу на позитивній моделі, а також кількість гіпсу для зняття відображують клінічні рішення, основані на досвіді протезиста, з огляду на використаний хірургічний метод і фізіологічний стан пацієнта. Ділянки, толерантні до тиску, зображені на рис. 2.2. Задні толерантні ділянки не показано на рисунку, але вони описані нижче.[29]

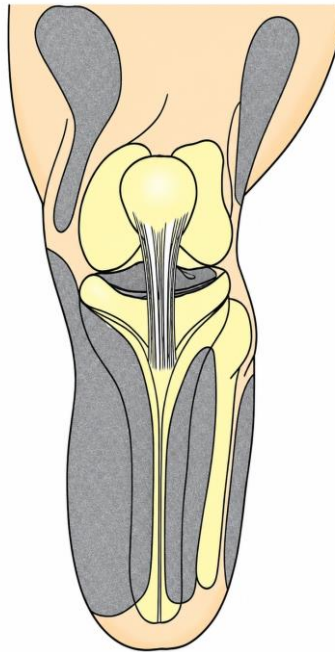


Рисунок 2.2 – Ділянки, толерантні до тиску в куксі гомілки під час навантаження в протезі

1) Внутрішній виросток великогомілкової кістки. Метафізарний виросток і сухожилля надколінка – більш толерантні до навантаження ділянки кукси. Підвищений тиск може добре переноситися й бути розподіленим на більшій частині довжини великогомілкової кістки під внутрішнім виростком великогомілкової кістки та дистальніше до нього. Однак варто бути обережним, тому що на медіальному гребені великогомілкової кістки переноситься менший тиск через обмежене покриття м'язовою та м'якою тканинами, що захищають ці кісткові ділянки.[29]

2) Сухожилля надколінка. Зазвичай воно не чутливе, його потужна маса може підтримати значно збільшені навантаження й тиск у середині центральної ділянки, між дистальною границею надколінка й горбком великогомілкової кістки. Протез із навантаженням на власну зв'язку надколінка (Р.Т.В) – гарний приклад. Він використовує сухожилля надколінка як основну зону навантаження в гільзі, через зняття великої кількості гіпсу з позитивної моделі, створюючи горизонтально округлу (що випинається всередину), медіально-латеральну лінію, щоб передати більшу частину навантаження тіла прямо до сухожилля зі спрямованими назад силами, що допомагають позиційно втримати куксу в гільзі протягом статичного положення стоячи або динамічного навантаження.[29]

3) Міжкісткова поверхня між великогомілковою та малогомілковою кістками. Зазвичай більша мускулатура переднього великогомілкового м'яза в цій ділянці має тенденцію бути дуже толерантною до тиску. Тиск, як правило, підсилений на більшій частині довжини великогомілкової кістки й малогомілкової кістки.[29]

4) Діафіз великогомілкової кістки. Незначне збільшення тиску по діафізі великогомілкової кістки звичайно добре переноситься. Однак унаслідок близької до поверхні локалізації великогомілкового нерва дистально до головки великогомілкової кістки варто бути обережним, щоб будь-яке дистальне зменшення гіпсового позитива не почалося на понад 1 см дистально до пальпованого дистального краю головки великогомілкової кістки.[29]

5) М'яка тканина на задньому боці діафіза великогомілкової кістки.

Унаслідок надзвичайно гарного об'єму литкового м'яза й камбалоподібного м'яза, зменшення гіпсу на позитивній моделі в цій ділянці добре переноситься разом із більш заднім зменшенням у підколінній ямці.[29]

6) Підколінна ямка. Часто також називається «задній відділ», залишковий об'єм литкового м'яза й камбалоподібного м'яза, толерантний до тиску.

Гіпс вилучають із гіпсового позитива в проксимальній підколінній ділянці, створюючи невеликий вхідний виступ, що звужується до приблизно 2/3 довжини гомілки (залежно від об'єму м'язів і залишкової довжини), і потім розширюється горизонтально назовні, формуючи задній відділ посадкового кільця гільзи. Це дає змогу досягти бажаних кругових розмірів, але, що ще більш важливо, зменшити передньо-задню відстань між сухожиллям надколінка й підколінним м'язом, що забезпечить спрямовані вперед сили для позиційного втримання кукси в постійній гільзі протеза під час положення стоячи й ходьби.[29]

7) М'які тканини навколо медіального й латерального надвиростків.

Стегнові надвиросткові виступи використовуються з деякими конструкціями гільзи гомілки (PTS – протези гомілки із захопленням надвиростків стегна й надколінка) і можуть забезпечити додаткову стабільність у колінному суглобі, коли медіальні або латеральні колатеральні зв'язки відсутні або ушкоджені. У більш типових ситуаціях, однак, створюється високий виступ для медіального надвиростка, щоб включити клин, фігурний і рельєфний, який відповідає медіальному верхньому виростку стегнової кістки та який може бути знімним або бути частиною лайнера, що контактує з гільзою. Мета – забезпечити утримання протеза за допомогою клина, створюючи максимум витриманого поперечного медіального тиску крізь м'які тканини дистальної[29]

частини медіального широкого м'яза стегна безпосередньо вище від медіального виростка стегнової кістки. Залежно від конструкції утримання за допомогою медіального клина були по-різному вбудовані в м'який

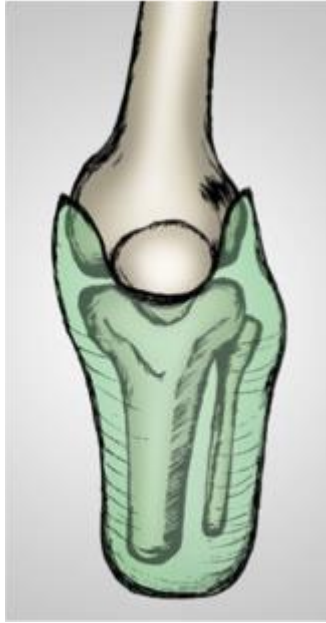
лайнер або були знімним компонентом. Цей медіальний клин може правильно утримати протез, тільки коли йому протистоїть погоджений виступ латерального надвиростка, хоча набагато менший поперечний тиск буде витримуватись. Різні надвиросткові конструкції гільзи тільки іноді використовуються в поточній сучасній практиці, витісняючись конструкціями з більш сприятливим утриманням, що використовують лайнери із силікону та еластомеру як контактні поверхні з куксою, і/або подібні утримання за допомогою стегової манжети і/або вбудованого дистального човникового замка. [29]Описані поверхні для навантаження вказують на найважливіші критерії регулювання (коригування) гільзи протеза гомілки. Однак рівновага між внутрішніми поверхнями гільзи, що несуть навантаження, і тими, які мають бути звільнені від тиску, має бути ретельно ідентифікована й точно виправлена на позитивній моделі, щоб забезпечити комфорт для кукси пацієнта протягом положення стоячи та пересуванні. Також дуже важливо, щоб протезист відкрито спілкувався з пацієнтом з ампутацією, щоб виконати оптимальне припасування й біомеханічне регулювання протеза. Більшість пацієнтів надзвичайно інтуїтивні протягом процедур припасування й регулювання протеза й можуть часто повідомляти про те, який тиск або нестабільність (і де) вони відчують, тому що протезист сам визначити це не може. Загальна конфігурація гільзи гомілки є трикутна, що наслідую нормальну анатомічну форму кукси, і за умови гарного припасування попереджає ротацію в гільзі. Це далі підкреслюється модифікаціями позитивної моделі й вимогами до припасування, зазначеними вище.

[29]

2.3 Типи гільз протезу гомілки

Приймальна гільза з глибокою посадкою типу РТВ (Patellar-Tendon-Bearing)

Вагове навантаження припадає на область під колінною чашечкою, на сухожилля надколінка. Кріплення гільзи забезпечується за допомогою ремня, який затягується навколо дистальної частини стегна. Натяг цього ремня обмежує циркуляцію крові та лімфи. Крім того, після тривалого використання призводить до атрофії м'язів та інших супутніх проблем.[25]



Приймальна гільза з глибокою посадкою типу PTB SC (Patellar-Tendon-Bearing Supracondylar)

Вагове навантаження припадає на область під колінною чашечкою, на сухожилля надколінка. Утримання гільзи забезпечується медіальною та латеральною ділянками виростків стегнової кістки. У порівнянні з гільзою РТВ з ремінною підвіскою, ця конструкція не викликає проблем з кровообігом або атрофії. На сьогоднішній день цей тип використовується в усьому світі як найпоширеніша конструкція для протезування середніх та довгих кукс.[25]



Приймальна гільза з глибокою посадкою типу PTB SC SP (Patellar-Tendon-Bearing Supracondylar Suprapatellar)[25]

Вагове навантаження припадає на область нижче колінної чашечки, на сухожилля надколінка. Суспензія (утримання, кріплення) утворюється в медіальній і латеральній областях виростків стегнової кістки і вище надколінка. Цей тип призначається при коротких куксах, а також у випадках передньо-задньої нестабільності коліна.



[25]

2.4 Типи кріплення протезу гомілки

Замкова система

Система підвіски з блокуванням штифтів є ефективною системою підвіски для активних людей. Система використовує силіконовий або гелевий вкладиш як інтерфейс між залишковою кінцівкою та гніздом. Вкладиш має штифт, що простягається з дистального кінця. Коли гніздо надягається, штифт включається в механізм блокування, вбудований в нижню частину гнізда. Механізм блокування надійно тримає штифт, кріплячи гніздо до вкладиша. Система широко використовується в трансфеморальних, транстібіальних протезах. Транстібіальні ампутовані потребують сильно тканинної залишкової кінцівки, щоб розсіяти тягові сили на дистальних тканинах. Дистальний вкладиш часто має матрицю для

зупинки подовження дистального вкладиша. Це значно зменшує тягові сили, що генеруються на дистальних тканинах. На ринку домінує Össur, який розробив оригінальну трансфеморальну систему (Iceross). Це був перший підвісний вкладиш, розроблений виключно для забезпечення максимальної стабільності та контролю для трансфеморальних ампутованих. Вкладиші часто накривають зовні текстилем, щоб продовжити довговічність.



Переваги:

- ✓ Зручний
- ✓ Міцний
- ✓ Надійний
- ✓ Забезпечує легке надягання/знімання
- ✓ Можна надягати з сидявого положення
- ✓ Дозволяє коливання обсягу
- ✓ Може використовуватися для того, щоб втягнути пень у гніздо
- ✓ Посилена стабілізація тканин
- ✓ Імітує довший кістковий важіль

Недоліки:

- ✓ Відносно дорого

- ✓ Важче, ніж інші типи підвіски
- ✓ Може викликати дискомфорт у дистальних тканинах
- ✓ Вкладиші зношуються і потребують заміни
- ✓ Неправильно вирівняні шпильки викликають труднощі з накладанням
- ✓ Більш складний фабри

Всмоктування (без вкладиша)

Ця система підвіски покладається на контакт шкіри з внутрішньою стінкою гнізда. Виштовхувальний клапан використовується для видалення повітря з кінця гнізда, герметизуючи систему після закриття клапана. Через дуже тісні допуски в підгонці гнізда, ампутований зобов'язаний втягнути залишкові тканини кінцівок у гніздо за допомогою якогось пристрою для втягування (шнур, лямка або спеціальний носок). Зроблено правильно, це усуває повітря між шкірою та гніздом. Погано надіта розетка не буде ефективно підвішуватися. Щоб зняти протез, користувач відпускає всмоктувальний клапан, дозволяючи повітрю повернутися до дистального гнізда. Це розриває пломбу, і протез можна зняти. Система всмоктувальної підвіски досить стара. Нові інтерфейси (лайнери) зробили цю систему значною мірою зайвою.



Переваги

- ✓ Дуже точна посадка забезпечує відмінну стабільність
- ✓ Заміна витратних матеріалів не потрібна
- ✓ Недорогий
- Недоліки
- ✓ Комплексна процедура нагодження
- ✓ Потрібна рівновага, сила та спритність, щоб правильно надягатися
- ✓ Коливання обсягу пня можуть призвести до втрати всмоктування
- ✓ Несправність клапана призводить до втрати всмоктування

Негативний тиск

Також відома як підвищений вакуум та динамічний вакуум (DVS), ця система використовує насос для активного видалення повітря між гніздом та інтерфейсом. Насос підтримує постійний негативний тиск (вакуум), який поширюється по всій поверхні інтерфейсу. По суті, гніздо "всмоктується" до залишкової кінцівки. Для герметизації верхньої частини системи потрібна зовнішня втулка або ущільнення. Там, де ущільнення ефективне, система генерує дуже позитивну підвіску. Насос генерує вакуум як під час фази розмаху, так і під час фази стійки. Це мінімізує обертання поршня та гнізда. Оскільки гніздо рухається менше відносно пня, менше сили прикладається до тканин пня. Це може бути дуже корисним там, де відбуваються коливання залишкового об'єму кінцівок.



Переваги

- ✓ Контролює гучність і зменшує коливання
- ✓ Покращений комфорт та посадка гнізда завдяки стабільному об'єму
- ✓ Посилена підвіска
- ✓ Зменшує поршень і обертання
- ✓ Покращений контроль протеза знижує споживання енергії
- ✓ Оптимізує хід

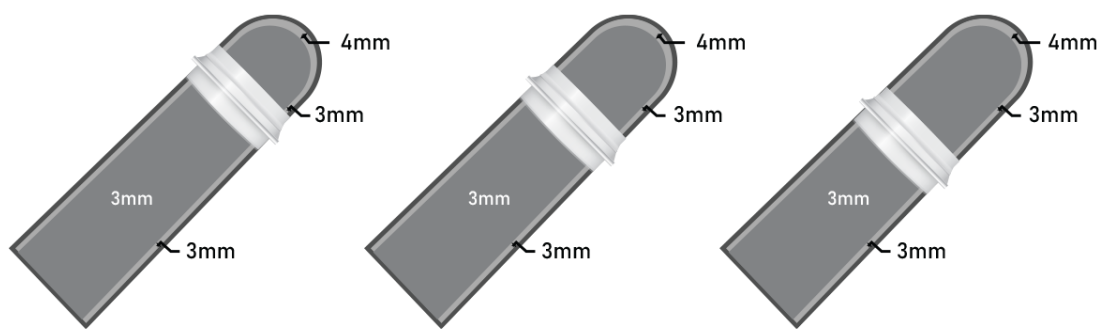
Недоліки

- ✓ Дорого
- ✓ Механічні насоси схильні до поломки
- ✓ Може бути досить важким і громіздким

Лайнер (вкладиш)

Ця система підвіски замінює систему всмоктування шкіри за допомогою клапана та силіконового або гелевого вкладиша між залишковою кінцівкою та гніздом. Вкладиш матиме одне або більше ущільнювальних кілець, ребер або мембран. Ампутований спочатку одягає

вкладиш, а потім ковзає його в гніздо. У місці ущільнення вкладиша сплющуються до стінки гнізда і забезпечують герметичне ущільнення. Виштовхувальний клапан використовується для видалення повітря з кінця гнізда, коли вкладиш ковзає на місце, герметизуючи систему після закриття клапана. Характер ущільнень вимагає використання тимчасової мастила, щоб допомогти ущільненням ковзати на місце. Після запечатування система генерує потужну підвіску. Система широко використовується в трансфеморальних і транстібіальних протезах. Транстібіальним ампутаціям не потрібно носити зовнішній рукав, щоб створити ефективну підвіску. Щоб зняти протез, користувач відпускає всмоктувальний клапан, дозволяючи повітрю повернутися до дистального гнізда. Це дозволяє зламати пломбу і зняти протез. Там, де немає ущільнень, вкладиш часто накривають текстилем, щоб продовжити довговічність.



Переваги

- ✓ Зручно - рівномірний розподіл тиску зменшує незручні піки тиску
- ✓ Дуже безпечно
- ✓ Міцний
- ✓ Надійний
- ✓ Можна надягати з сидявого положення
- ✓ Дозволяє незначні коливання обсягу
- ✓ Посилена стабілізація тканин
- ✓ Ущільнення можуть регулюватися по висоті
- ✓ Транстібіальні ампутації не повинні носити зовнішній рукав, щоб створити міцну підвіску

Недоліки

- ✓ Відносно дорого
- ✓ Важче, ніж деякі інші типи підвіски
- ✓ Вкладиші зношуються і потребують заміни
- ✓ Значні коливання обсягу можуть призвести до виходу печатки з ладу
- ✓ Вимоги до міцності для надягання вкладиша
- ✓ Неоптимальна посадка може призвести до обертання гнізда
- ✓ Мاستило необхідне для допомоги в надінні

Наколінник

Зовнішній рукав - це просте та ефективне рішення для герметизації повітря з трансгібної протезної системи. Гнучкий рукав щільно прилягає до протезного гнізда і простягається на стегно ампутованого. Контакт між непористим гніздом і шкірою стегна утворює герметичне ущільнення. Відсутність проникнення повітря зменшує поршень у протезному гнізді. Рукава виготовляються з таких матеріалів, як силікон, неопрен, кремній або сополімерний гель (ТРЕ). Ці матеріали роблять рукав гнучким і міцним. Вони часто покриті зовні текстилем або тканиною, щоб підвищити міцність і полегшити їх надягання. Рукава можна використовувати з клапаном вигнання в гнізді або без нього. Зовнішні рукави найчастіше поєднуються з трансгібальними протезами, хоча вони іноді використовуються для збільшення надкондулярної суспензії в трансрадіальних протезах.



Переваги

- ✓ Простий
- ✓ Забезпечує надійне призупинення завдяки оптимальному прилипанню до гнізда та шкіри
- ✓ Надійний
- ✓ Максимізує свободу рухів коліна (особливо ребристі або хвильові конструкції)
- ✓ Досить косметичний
- ✓ Відносно недорогий
- Недоліки
- ✓ Прямі рукави можуть викликати піковий тиск над колінною чашечкою, коли коліно згинається
- ✓ Сильне подразнення шкіри може виникнути при неправильному нанесенні
- ✓ Вимагає деякої спритності та сили, щоб
- ✓ Знос зменшує ефективність рукавів

2.5 Комплектуючі для протезування нижніх кінцівок

Штучні стопи

Тип стопи

Стопи безшарнірні – для пацієнтів, що мають низьку активність, зносостійка надійна конструкція, стійкі до впливу води.



Стопи шарнірні – для пацієнтів з низькою активністю, надійне рішення для літніх пацієнтів з ампутацією стегна, стопи з двоступеневим регулюванням висоти каблука від 0 до 2 см.



Стопи для помірної активності – поєднують у собі достатню динамічність, енергозбереження, мультівісність.



Карбонові енергозберігаючі стопи – для активних пацієнтів, мають високий рівень повернення енергії, поглинають вертикальні ударні навантаження



Карбонові стопи з вертикальними амортизаторами. В конструкції деяких карбонових стоп передбачені вертикальні амортизатори, спрямовані на зниження вертикальних зусиль та крутних навантажень, що дозволяє відчутно розвантажити куксу користувача.



Гомілковостопні вузли

Безшарнірні щиколотки. Щиколотка має пірамідальний хвостовик, гвинт і шайбу. Може мати монтажні отвори[29]



Щиколотки з гомілковостопним шарніром

Щиколотки одноосьові. Основні конструкції складаються з гомілковостопного шарніра, пірамідального юстувального хвостовика, спеціальної гайки, гумового буфера й нижньої кришки підшипника[29]



Щиколотки багатоосьові

Стандартна щиколотка «Мультифлекс» забезпечує природне переміщення щиколотки для пацієнтів із рівнем рухової активності М1-М3. Сферична конструкція щиколотки симулює природний рух за умови високої стійкості й керованості на всіх типах опорних поверхонь. Кульова опора керує плантарною флексією, а амортизатор відповідає за дорсифлексію. Конструктивні особливості: може мати пірамідальний юстувальний хвостовик або стяжний гвинт[29]



Тримальні модулі гомілки

Призначені для з'єднання елементів протеза гомілки. Конструктивні особливості (варіанти виконання):

- складається з труби, запресованої в адаптер із чотирма нарізними отворами;
- виготовлені з прутка з чотирма нарізними отворами;
- складається з трубки з прорізю та стяжного гвинта;

– складається з адаптера-втулки, алюмінієвої труби та адаптера-хомута.

Деякі адаптери можуть мати нахил 10° та 20° відповідно.[29]



Адаптери-хомути торсійні

Призначені для виготовлення протезів гомілки. Торсійні адаптери надають більше рухливості й комфорту, наприклад, під час гри в гольф і теніс. Виконувана функція – з'єднання тримальних модулів із колінними модулями та модулями стопи торсійними адаптерами компенсує обмеження обертальних рухів, мінімізує різальні сили в ділянці кукси, які під час навантажень без використання торсійного адаптера спричиняють хворобливий зсув м'яких тканин. Конструктивні особливості: складається з адаптера-втулки, трубки та адаптера-хомута; торсійний момент еластичності пружини становить 7–19 нМ; обмеження кута обертання за допомогою упорів $\pm 20^\circ$.[29]



Адаптери гільзові

Призначені для регулювання схеми побудови протеза. Виконувана функція – з'єднання приймальної гільзи протеза з тримальним модулем. Адаптери гільзові з короткими (середніми, довгими) пелюстками з пірамідальним хвостовиком. Конструктивні особливості: мають пірамідальний юстувальний хвостовик і короткі (середні, довгі) пелюстки для ламінування в приймальну гільзу протеза.[29]



Адаптери гільзові з короткими (середніми, довгими) пелюстками з чотирма юстувальними гвинтами. Конструктивні особливості: мають чотири юстувальні гвинти та короткі (середні, довгі) пелюстки для ламінування в приймальну гільзу протеза [29]



[29]

Силіконові лайнери та наколінники

Лайнер Скео Сілінг ТТ 6Y112 пропонує пацієнтам із транстибіальною ампутацією гомілки високий рівень комфорту. Вакуум надійно утримується у гільзі за допомогою ущільнювального кільця.

Шовковиста поверхня без зовнішнього текстилю полегшує чистку, надягання та зняття протеза.

- Ущільнювальне кільце надійно підтримує вакуум у гільзі
- Вбудоване ущільнювальне кільце на весь термін служби
- Матриця для зменшення розтягування та хорошого керування тканинами
- Внутрішня частина лайнера текстурована для приємного відчуття на шкірі
- Рекомендації щодо внутрішньої сторони
- Шовковисто-гладке зовнішнє покриття для легкого надягання та знімання



Дерма Протекшн — циліндричний наколінник із міцного кополімеру (ТПЕ) із зовнішнім текстильним покриттям. Він використовується як основний фіксатор або для ущільнення вакуумної системи

- Для використання з вакуумними системами (клапан, Динамік Вакуум Систем, Гармонія)
- Також використовується як головна фіксувальна система
- Форма: циліндрична



Наколінник Гармонія — це ущільнювальний наколінник із поліуретану зі зносостійким зовнішнім текстильним покриттям. Він використовується як основний фіксатор або для ущільнення вакуумної системи (клапан, системи Динамік Вакуум Систем або Гармонія). До комплекту постачання цього наколінника входить манжета.

- Для використання з вакуумними системами (клапан, Динамік Вакуум Систем, Гармонія)
- Також використовується як головна фіксувальна система
- Форма: циліндрична



Наколінник Гармонія — це ущільнювальний наколінник із поліуретану зі зносостійким зовнішнім текстильним покриттям. Він використовується як основний фіксатор або для ущільнення вакуумної системи (клапан, системи Динамік Вакуум Систем або Гармонія). До комплекту постачання цього наколінника входить манжета.

- Для використання з вакуумними системами (клапан, Динамік Вакуум Систем, Гармонія)
- Також використовується як головна фіксувальна система
- Форма: конусоподібний



Динамік Вакуум Систем для транстибіальних протезів забезпечує комфортну фіксацію, зручне регулювання об'єму та гарне відчуття під ногами. Система з'єднання доповнена вкладишем ДВС. Магніт на дистальному кінці з'єднується з вакуумною помпою. Під час кожного кроку з гнізда відкачується повітря, доки не буде досягнуто достатнього вакууму. Вкладиш ДВС доступний із текстильною (6Y94=*) та частково з текстильною (6Y94=*-F) підкладкою. Вкладиш можна формувати в печі за температури 60 °C і таким чином адаптувати до індивідуальних потреб.



2.6 Технологічна карта виготовлення протезу гомілки

Оглянути куксу пацієнта. Визначити: – обсяги згинання й розгинання в колінному суглобі; – поверхні кукси, що підлягають розвантаженню та добре витримують навантаження; – можливість навантаження дистального торця кукси;	клінічний огляд пацієнта
Нанести на куксу пацієнта тонким шаром ізоляційний крем. Надягти на куксу захисний чохол. На чохлі позначити: – поверхню надколінка; – лінію гребеня великогомілкової кістки; – головку малогомілкової кістки;	визначення кісткових виступів та розмірів культі

– кісткові опи́ли; – лінії замірів периметрів кукси, починаючи від зв’язки надколінка й дистально через кожні 5 см; – локальні зони, що підлягають розвантаженню.	
Визначити й занотувати в бланк замовлення: – медіально-латеральну ширину колінного суглоба; – розмір між зв’язкою надколінка і підколінною ямкою розмір захвату виростків стегна; – периметри кукси; – розмір «коліно – підлога»; – розмір штучної стопи.	занотувати всі визначені розміри культі
Накласти на куксу, починаючи з дистального відділу, 3–4 шари еластичного гіпсового бинта. Під час роботи еластичний гіпсовий бинт треба спочатку розтягувати, а потім накладати на куксу.	Гіпсування

Укріпити негатив 4–6 шарами гіпсового бинта.	
Моделювати вологий негатив у місцях, що підлягають навантаженню, а саме в зоні зв'язки надколінка. Розташування пальців у процесі моделювання навантаження на зв'язку надколінка: – у зоні, розташованій між великою і малогомілковими кістками; – медіально від гребеня великогомілкової кістки; – на всій поверхні литкового м'яза. Зняти негатив з кукси.	Моделювання/ виготовлення негативу
Приготувати гіпсовий розчин і залити ним негатив. Уставити в нього технологічну трубку. Після затвердіння гіпсу розрізати негатив уздовж передньої поверхні. Зняти негатив з гіпсової моделі. Відновити на моделі позначені лінії.	Виготовлення позитиву
Визначити величини корекції моделі для	Визначення мір компресії, нотатки в бланк та початок обробки гіпсового позитива

надійного утримання протеза на куксі. Розміри кісткових структур не змінюються. Об'ємні розміри м'яких тканин мають бути зменшені для надання гідростатичного навантаження на куксу. Міра скорочення може становити: 2% для сухих атрофічних кукс; 3% для нормальних кукс; ~4% для повних кукс. Додати визначені розміри до бланка замовлення. Рівномірно знімати шари гіпсу з медіального й латерального боків моделі в ділянці коліна до досягнення зазначеного в бланку замовлення медіально-латерального розміру коліна. Обробити позитив у зоні розташування зв'язки надколінка до досягнення зазначеного в бланку замовлення розміру між зв'язкою надколінка й підколінною ямкою.	
Контролювати медіально-латеральний розмір моделі на рівні колінної щілини на відповідність розміру, зазначеному	Контроль визначених розмірів

в бланку замовлення. Контролювати на моделі розмір між зв'язкою надколінка й підколінною ямкою на відповідність розміру, зазначеному в бланку замовлення. Пропорційно до знятого об'єму гіпсу в ділянці кісткових структур колінного суглоба скоротити позитив у зоні надколінка. Обробити модель у зоні захвату виростків стегна до отримання зазначеного в бланку замовлення розміру. Контролювати на моделі розмір захвату виростків стегна.	
Нанести на модель в зонах кукси, що підлягають розвантаженню, шари гіпсу: – завтовшки до 5 мм по всьому гребеню великогомілкової кістки. Залежно від стану кукси в ділянці кісткового опику шар гіпсу може локально збільшуватись у вентральному й дистальному напрямках до 10–15 мм; – завтовшки до 5–10 мм в зоні головки	Розвантаження кісткових виступів

малогомілкової кістки. Для уникнення тиску гільзи на головку малогомілкової кістки у фазу опори на протез (через поршневі рухи) зону корекції можна подовжувати в дистальному напрямку на 5–15 мм, залежно від стану кукси; – завтовшки 5–10 мм для латерального й 10–20 мм для медіального сухожиль триголового м'яза стегна.	
Контролювати розміри моделі на відповідність до визначених розмірів. Занотувати контрольні розміри в бланк замовлення. Зашліфувати модель.	Фінальний етап роботи з позитивом
За розмірами моделі підібрати відповідний типорозмір ізоляційних чохлів або в разі використання плівки підготувати відповідний шаблон, за допомогою якого ці чохла будуть виготовлені. Обгорнути шаблон плівкою, зволожити плівку вздовж лінії зварювання.	Виготовлення ізоляційного пакету

Зварити внутрішній ізоляційний чохол.	
За допомогою подвійної клейкої стрічки завширшки 5 см посилити посадкове кільце гільзи карбоновою стрічкою. Підігнути пелюстки опорного адаптера відповідно до форми дистального відділу моделі. Установити адаптер на гільзу. Орієнтувати його вздовж ліній побудови протеза. Обтягнути гільзу чохлами, що залишилися (але не менше ніж половиною із загальної кількості).	Підготовка до ламінації
Підготувати або виготовити за аналогією з внутрішнім чохлом зовнішній ізоляційний чохол, але його дистальний відділ залишається вільним. Витримати чохол 2–3 хв у вологому рушнику й натягнути на модель. Перев'язати чохол на трубці вакуумної установки. Підготувати зв'язувальну речовину:	Другий ізоляційний пакет та ламінування

у мірну склянку налити необхідну кількість литтєвої смоли, додати барвник і затверджувач. Ретельно перемішати компоненти. Кількість смоли залежить від розмірів гіпсової моделі й кількості армувальних шарів.	
Залити речовину в горловину зовнішнього чохла й перев'язати отвір мотузкою. Відкрити другий канал вакуумної установки. Перевернути модель на струбцині вакуумної установки дистальним відділом донизу й, натискаючи на зв'язувальну речовину, вилучити з нього повітря. Повернути модель у початкове положення. Рівномірно розподілити зв'язувальну речовину на всій поверхні складня.	Формування під час ламінації
Витримати модель до повного затвердіння зв'язувальної речовини й вимкнути насос. Розмітити форму проксимального торця	Лінія обрізки

гільзи. З вентрального боку він має проходити вздовж верхнього краю надколінка, медіально – поверх захвату виростків стегна. Дорсально торець гільзи має розташовуватися вздовж лінії корекції моделі в ділянці сухожиль триголового м'яза стегна, латерально – проходити симетрично до медіальної стінки.	
Обрізати ламінат відповідно до розмітки. Зруйнувати гіпсову модель.	зняття гільзи з позитива
Позначити на гільзі розташування вирізу під надколінок. Зробити цей виріз. Охайно обробити проксимальний торець гільзи.	обробка гільзи
Скласти модуль стопи й щиколотки. Приєднати до нього несний модуль. Приєднати до гільзи адаптер. Скласти протез. Заміряти розмір «коліно – підлога» на	Складання протезу

протезі. Визначити зайву довжину несного модуля. Відрізати зайву довжину. Зібрати протез. Визначити «ефективну» висоту каблука, що становить різницю між висотою каблука... ...і товщиною підошви.	
Підібрати відповідний до «ефективної» висоти каблука імітатор і встановити його на платформу протезоміра. Орієнтувати платформу протезоміра таким чином: – розвернути в зовнішній бік на 5° (середньостатистичний кут розвороту стопи); – змістити в поздовжньому напрямку так, щоб її базова лінія розташовувалася на 2 см позаду середини безшарнірної стопи або була посередині шарнірної стопи. Попереднє складання протеза виконується в протезомірі – механічному чи оптичному.	Налаштування протеза

У сагітальній площині базова лінія (1) має проходити крізь середину колінного суглоба й середину шарнірної стопи (2), або розташовуватися на 1–2 см позаду середини безшарнірної стопи; вісь гільзи нахилиється приблизно на 5° до вертикалі. У фронтальній площині базова лінія має проходити крізь середину наколінка й середину стопи. Установити на платформу протез. Базова лінія платформи має проходити між I і II пальцями стопи й серединою п'ятки. Увімкнути оптичний пристрій і юстувати протез у фронтальній площині та... ...у сагітальній площині.	
Запропонувати пацієнтові надягти протез. У вільній стійці контролювати: – висоту протеза; – відсутність болісних відчуттів; – коректність схеми побудови. Якщо необхідно, скорегувати форму	Примірка та налаштування протеза на пацієнті

гільзи або схему побудови протеза. За відсутності зауважень можна розпочати пробну ходьбу. Під час ходьби контролювати: – якість утримання протеза на куксі; – відсутність болісних відчуттів; – коректність схеми побудови. Якщо необхідно, скоригувати форму гільзи або схему побудови протеза.	
---	--

[29]

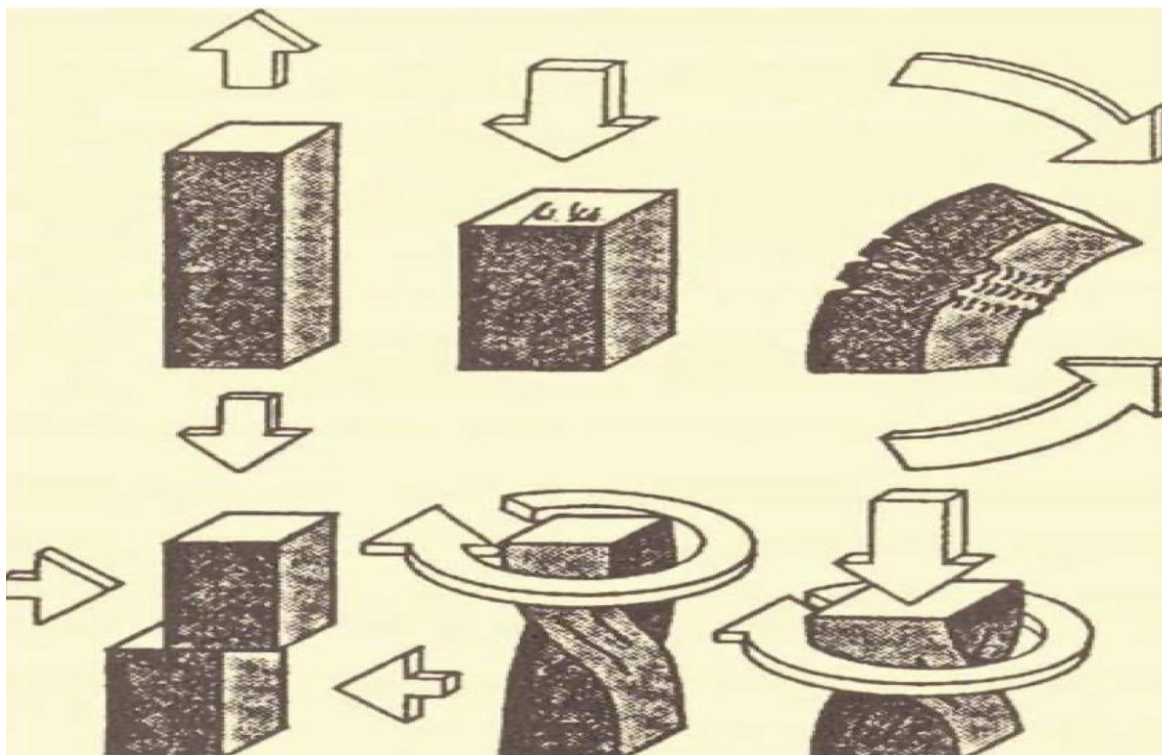
2.7 Біомеханіка протезу гомілки

Анатомічна структура кукси гомілки поділяється на зони, які здатні витримувати інтенсивний тиск, ділянки з незначним потенціалом до навантаження, а також зони з підвищеною вразливістю, які вимагають обов'язкового розвантаження. Рівень зручності та практичності протезного виробу для гомілки безпосередньо залежить від суворого врахування цих опорних та захисних областей. Цей принцип є основоположним як під час проектування приймального гнізда, так і під час біомеханічного регулювання просторової структури всього виробу. Не лише дефекти моделювання самої гільзи, а й помилки під час технічного збирання протеза призводять до виникнення критичних векторів сил, моментів та надлишкового тиску, які суттєво перешкоджають нормальній експлуатації штучної кінцівки. Через це протезна біомеханіка детально вивчає особливості взаємодії сил у системі «кукса – гільза», які формуються, з одного боку, під впливом геометрії приймального гнізда, а з іншого — за рахунок просторової схеми збирання апарата, з урахуванням реакцій, що виникають у точці контакту протеза з поверхнею опори.

Сили, які транслюються від тканин кукси на конструкцію протеза (і далі передаються на ґрунт) та у зворотному напрямку — від опорної поверхні через виріб до тіла пацієнта, класифікують за такими категоріями:

- сили стиснення (пряме вертикальне навантаження від маси тіла людини);
- сили тяжіння та утримання (актуальні у фазі переносу кінцівки в повітрі);
- згинальні моменти (що діють у медіо-латеральному та антеро-постеріорному напрямках);
- моменти обертання (які виникають переважно в рухомих шарнірних вузлах);
- скручувальні або торсійні моменти (спрямовані навколо поздовжніх вертикальних осей).

На схемі наочно продемонстровано дію механічних сил, що впливають на систему протеза та кукси. Зазначені силові фактори виникають під дією фундаментальних фізичних законів; вони є невіддільною частиною процесу ходьби, і їх неможливо повністю усунути навіть за умови використання найбільш досконалого протезного обладнання. Кваліфікація ортопеда-протезиста якраз і полягає в умінні чітко дозувати ці навантаження, трансформувати їхні вектори, створювати умови для утворення компенсувальних протидій або забезпечувати фізіологічно безпечне сприйняття цих сил (наприклад, компресії) живими тканинами.



Досягти такого результату можливо за умови оптимізації геометричної форми, внутрішніх контурів та загальної тривимірної орієнтації приймальної гільзи відповідно до зазначених вимог. Загалом біомеханіка протезування нижніх кінцівок (і гомілки зокрема) чітко розділяється на два взаємопов'язані напрямки: біомеханічні параметри самого приймального гнізда та біомеханічні принципи загальної схеми побудови виробу.

Приймальне гніздо розробляється для виконання таких базових завдань:

- повне та точне розміщення всього об'єму м'яких тканин кукси;
- надійна передача силових факторів (як у статичному положенні, так і під час руху) та забезпечення контролю над керуванням протезом;
- стабільна фіксація штучної кінцівки на тілі пацієнта.

Будь-які силовікові взаємодії між користувачем та апаратом, незалежно від їхнього характеру — чи є вони статичними, чи динамічними — передаються виключно через межу контакту між шкірою кукси та внутрішньою стінкою гільзи. З теоретичної точки зору, показник тиску (який є ключовим фізичним та фізіологічним чинником, що сприймається людиною на рівні відчуттів) можна мінімізувати шляхом максимального збільшення площі внутрішньої поверхні гнізда, тобто за рахунок створення найбільшої можливої площі опори.

Оскільки в механіці тиск визначається як відношення сили до площі ($P = F/A$), то через збільшення габаритів опорної площі можна знизити питоме навантаження до найменших значень. Проте в протезній практиці це правило діє лише в певних фізіологічних межах. Помилковим є твердження, ніби суто математично рівномірний розподіл тиску по всій контактній зоні гарантує ідеальний з точки зору фізіології результат. Навпаки, формування тиску всередині приймального гнізда має підпорядковуватися не сухим законам фізики, а фізіологічним властивостям живих тканин. Під час цього процесу критично важливо чітко диференціювати ділянки, спроможні безболісно витримувати вагу пацієнта, і зони, абсолютно непридатні для сприйняття компресії.

2.8 Матеріали для виготовлення протезів

Термопластичні полімери (Термопласти)

Особливістю термопластів є їхня здатність оборотно змінювати свій фізичний стан: при нагріванні вони розм'якшуються і переходять у високоеластичний або в'язкоплинний стан, що дозволяє надавати їм будь-якої форми, а при охолодженні знову твердіють. У протезобудуванні це дає змогу виготовляти деталі методом глибокого вакуумного витягування безпосередньо за індивідуальною гіпсовою моделлю пацієнта.

Поліолефіни: Найбільша, економічно вигідна та доступна група лінійних карболанцюгових полімерів, молекули яких складаються виключно з атомів вуглецю та водню. Сюди належать поліетилені різної щільності (низької LDPE, лінійної LLDPE та високої HDPE), а також поліпропілен (PP). Вони мають хорошу хімічну стійкість та діелектричні властивості. Поліетилен є базовим матеріалом для виробництва жорстких та напівжорстких ортезів на верхні й нижні кінцівки, фіксувальних корсетів для хребта та індивідуальних ортопедичних устілок.

Сополімери етилену: Ці матеріали отримують шляхом спільної полімеризації етилену з іншими мономерами, наприклад, з вінілацетатом (СЕВА) або метакриловою кислотою. На ринку ортопедії відома високоякісна лінійка напівпрозорих матеріалів під брендом Orfitrans від бельгійської компанії Orfit Industries. Вони випускаються у листах різної товщини (від 4,7 до 12,5 мм) і мають низьку температуру плавлення (80-100С).

Orfitrans м'який має високу еластичність, але через схильність до втоми матеріалу його заборонено використовувати для виробів із постійним циклічним згинанням (наприклад, ортезів на стопу).

Orfitrans екстра м'який та супер м'який мають надзвичайну гнучкість і приємну на дотик делікатну поверхню. Вони є ідеальними для формування високоеластичних внутрішніх гільз протезів кінцівок.

Полікарбонат (Лексан): Надміцний, жорсткий і абсолютно прозорий аморфний термопласт. Його переробка відбувається при високих температурах (180-200С), після чого виріб потребує витримки близько доби. Завдяки прозорості Лексан незамінний для виготовлення тестових (діагностичних) приймальних гільз. Він дозволяє протезисту наочно бачити крізь пластик, як саме кукса взаємодіє зі стінками гільзи, та вчасно

фіксувати зони ішемії (побліднення шкіри), викликані надмірним тиском, що запобігає травмуванню тканин.

Термореактивні полімерні матеріали (Реактопласти)

На відміну від термопластів, переробка реактопластів супроводжується незворотними хімічними реакціями зшивання молекул (затвердінням), внаслідок чого утворюється міцна тривимірна сітчаста структура. Отриманий матеріал назавжди втрачає здатність плавитися чи розчинятися. Виробничий процес зазвичай складається з двох етапів: спочатку синтезується рідкий олігомер (смола) з низькою в'язкістю, який легко змішується з наповнювачами та рівномірно розподіляється по складній формі зліпка, а потім, після введення каталізатора чи затверджувача, відбувається остаточна вулканізація при кімнатній або помірній температурі.

Поліакрилати (Ортокрил): Продукція німецької компанії Otto Bock під маркою «Ортокрил» є еталоном у протезуванні. Це прозорі двокомпонентні рідкі смоли на основі метилметакрилату. Вони твердіють за кімнатної температури шляхом додавання 1–2% порошку-затверджувача. Випускаються у кількох модифікаціях для точного вирішення інженерних завдань:

Термосмола (зігельхарц) — для локального посилення, герметизації та ущільнення країв;

Сполучна смола для твердого ламінату — створює жорстку тримальну основу;

М'яка та особливо м'яка смола — для виготовлення гнучких, еластичних елементів;

С-ортокрилова смола — спеціалізований склад, оптимізований для просочування вуглеволокна (карбону).

Епоксидні смоли (ЕД-16, ЕД-20): Продукти поліконденсації епіхлоргідрину з багатоатомними фенолами у лужному середовищі. У вихідному стані це в'язкі жовтуваті рідини. За наявності амінних затверджувачів (наприклад, ПЕПА) вони полімеризуються за 6–10 годин (при нагріванні до 60–200С процес прискорюється в кілька разів). Завдяки високій адгезії до волокон та мінімальній усадці, епоксидні полімери слугують основою для високонавантажених силових елементів протезів.

Поліефірні смоли: Ненасичені поліефіри є розчинами складних олігоефірів у рідких зшивальних мономерях (зазвичай у стиролі або диметилметакрилаті триетиленгліколю — ТГМ-3). Вони мають низьку в'язкість і твердіють без виділення побічних летючих речовин за допомогою ініціаторів (органічних перекисів) та прискорювачів (нафтенату кобальту). Оскільки стирол є дуже токсичною речовиною, у вітчизняному та світовому протезуванні до використання допускаються виключно безстирольні поліефірні смоли, яскравим представником яких є промислова марка ПН-609-21М. Вона має відмінну стійкість до води, лугів та кислот.

Кремнійорганічні полімери (Силікони)

Силікони займають особливе місце завдяки своїй абсолютній біологічній та фізіологічній інертності, гідрофобності, відсутності запаху та здатності зберігати стабільні механічні властивості у колосальному діапазоні температур (від -60 до 300С). У біомеханіці протезування вони цінуються за унікальну здатність до амортизації — вони миттєво перерозподіляють точкові ударні навантаження по всій площі контакту.

Силіконові олії та смоли: Рідкі лінійні полімери з високою плинністю та низьким поверхневим натягом. Використовуються як антиадгезійні (розділові) змащення при формуванні деталей та як гідравлічні рідини.

Низькотемпературні силіконові каучуки (холодного затвердіння): Рідкі або пастоподібні двокомпонентні системи, які вулканізуються при кімнатній температурі під дією оловоорганічних або платинових каталізаторів (наприклад, система «Ортосил» від Otto Bock або лінійка «Еластосил» від німецької фірми Wacker). Вони дозволяють регулювати твердість від желеподібного стану до 40–50 одиниць за Шором А. З них виготовляють індивідуальні пом'якшувальні вкладиші, міжпальцеві коректори, підп'ятники та ортопедичні устілки, а також реалістичні косметичні оболонки для протезів верхніх кінцівок.

Високотемпературні силіконові еластomers: Мають значно вищі фізико-механічні характеристики (міцність на розрив, опір роздиранню та відносне видовження), ніж силікони холодного твердіння. Світові лідери (Ossur, Alps, Otto Bock) використовують їх для фабричного виробництва готових анатомічних лайнерів (чохлів) серій Skeo та Skeo 3D. Ці вироби мають диференційовану товщину: у зонах кісткових виступу кукси шар силікону потовщений для захисту від ударів, а в зоні підколінної ямки —

максимально тонкий і має вигнуту анатомічну форму, щоб полегшити згинання коліна та уникнути утворення болісних складок шкіри.

Вітчизняні розробки: На базі ДНДІ «Еластик» та УкрНДІпротезування було створено високотемпературні силіконові гумові суміші серії «Термосил»(марки 52-1194, 52-1195, 52-1196, 52-1241). Вони мають градацію твердості від 15 до 50 за Шором А, умовну міцність до 5 МПа та видовження до 717%. Завдяки низькій вартості та високій зносостійкості «Термосил» успішно заміщує дорогі імпорتنі аналоги (такі як Clorosil чи Silastic) у виробництві індивідуальних силіконових вкладишів та гільз.

Газонаповнені матеріали (Пінопласти)

Пінопласти являють собою гетерофазні дисперсні системи типу «тверде тіло – газ», де полімерна матриця містить безліч мікроскопічних чарунок, заповнених газом (частка повітряної фази може досягати 95–97%). Вони мають мізерну щільність, високу звуко- й теплоізоляцію та чудову амортизаційну здатність. За структурою чарунок вони поділяються на закриті (забезпечують повну водонепроникність і стабільність форми) та відкриті (схильні до вбирання вологи).

Пінополіетилен (ППЕ-3, ППЕ-Р): Фізично або радіаційно зшиті піноматеріали. Раніше активно використовувалися для виготовлення внутрішніх м'яких чохлів протезів гомілки та устілок. Однак через низький опір тривалому здавлюванню (матеріал швидко «стоπτується» і втрачає амортизаційні властивості під вагою пацієнта) сьогодні ППЕ майже витіснений сучаснішими еластомерами.

Пінополіуретани та «Педилін»: Еластичний пінополіуретан (поролон) використовується переважно для формування м'яких косметичних оболонок, що повторюють контур здорової ноги пацієнта. Натомість спеціалізований листовий пінополіуретановий матеріал Педилін від Otto Wock на сьогодні є золотим стандартом для виготовлення пом'якшувальних вкладишів у жорсткі приймальні гільзи. Маючи щільність 160 кг/м³, він демонструє унікальний комплекс властивостей: високий опір здавлюванню, чудову міцність на розрив, низьку залишкову деформацію (всього 17% після тривалого стискання) та здатність до ідеального термічного формування без втрати внутрішньої структури чарунок.

Комплексні та армувальні композиційні матеріали

Сучасне протезування базується на поєднанні полімерної матриці (рідкої смоли) та високоміцного волокнистого наповнювача, що дозволяє створювати шаруваті та армовані пластики з наперед заданими фізико-механічними характеристиками. Цей метод називається контактним вакуумним ламінуванням «мокрим» способом за гіпсовою моделлю.

Вуглецеве волокно (Карбон): Виготовляється шляхом складного багатоступеневого термічного піролізу штучних волокон (поліакрилонітрилу) при температурах до 3000С, внаслідок чого вміст чистого вуглецю доводиться до 95%. Карбонове волокно має колосальну міцність на розтяг 2900/2 але є надзвичайно жорстким. У поєднанні зі спеціальними акриловими смолами воно утворює надлегкий, тонкостінний, але структурно негнучкий вуглепластик, з якого виготовляють каркаси тримальних гільз та енергоощадні стопи.

Нейлон та Перлон: Надзвичайно міцні, стійкі до стирання та еластичні синтетичні поліамідні волокна. У протезуванні вони використовуються у вигляді безшовних трубчастих трикотажних рукавів (наприклад, серії 623Т3, 623Т5 від Otto Bock). Вони легко розтягуються у всіх напрямках, ідеально облягаючи форму гіпсової моделі пацієнта. Комбінування шарів перлону, нейлону та карбону дозволяє протезисту філігранно балансувати між міцністю, гнучкістю та ударною в'язкістю майбутньої гільзи.

Дакрон (Поліефірне волокно): Водостійкий синтетичний матеріал з високою температурою розм'якшення 205С. У вигляді дакронового фільцу (повсті) він застосовується для локального потовщення та створення розвантажувальних подушок у ламінаті (наприклад, у зоні сідничного бугра).

Трубчасті панчохи: Безшовні трикотажні чохли з бавовни, нейлону чи перлону. Вони виконують роль захисного інтерфейсу: захищають шкіру пацієнта від тертя та подразнення під час зняття гіпсового зліпка, слугують бар'єром між гіпсовим позитивом та гарячим термопластом, а також є основним матеріалом, що просочується смолою під час ламінування.

Технічна повсть (Войлок): Щільний листовий матеріал із натуральної вовни. Завдяки природній звивистості ворсинок, повсть на 75% складається з мікроскопічних повітряних пор, що забезпечує їй унікальну пружність та здатність м'яко амортизувати різкі поштовхи та удари під час динамічної ходьби на протезі.

Бавовна: Натуральне волокно, що має унікальну трубчасту спіралеподібну структуру. Головна перевага бавовняних виробів — здатність ефективно вбирати вологу (піт) та витримувати багаторазове високотемпературне кип'ятіння для стерилізації. Бавовняні трикотажні рукава також використовуються для створення полегшених гільз методом пошарового намотування поліетиленової стрічки з подальшим спіканням при 180С протягом 90 хвилин.

Матеріали для моделювання (Гіпс)

Медичний гіпс напівводний сульфат кальцію є незамінним матеріалом для фіксації анатомічної форми кукси. При змішуванні порошку з водою відбувається хімічна реакція гідратації, і матеріал перетворюється на стабільний двоводний гіпсовий камінь.

Особливості реакції: Процес супроводжується виділенням невеликої кількості тепла та незначним розширенням об'єму (всього на 0,2%), що є абсолютно безпечним для шкіри людини і гарантує точність відображення геометрії кінцівки. Якщо випалити гіпс при температурі понад 220С, він безповоротно втратить здатність зв'язувати воду (так званий «мертвий гіпс»).

Технологічні нюанси: Для заливання внутрішньої порожнини зліпка (отримання позитива) використовують рідку суміш у пропорції 7–8 кг води на 10 кг гіпсового порошку. Надлишок води критично знижує міцність моделі, роблячи її крихкою. Ретельне та безперервне вимішування розчину дозволяє видалити повітряні бульбашки, що підвищує підсумкову міцність майстер-моделі на 20%. Гаряча вода прискорює схоплювання, а холодна — пролонгує час роботи з розчином. Первинне затвердіння триває від 5 до 45 хвилин, проте остаточну міцність модель набуває лише після повного випаровування вологи (до 8 годин), яке можна безпечно прискорити в печі з циркуляцією повітря при температурі не вище 50\text{--}65^\circ\text{C}.

Гіпсові бинти: Марлева або спеціальна еластична тканина, рівномірно просочена гіпсовим порошком. Еластичні гіпсові бинти є сучаснішим рішенням: вони бездоганно адаптуються до складних кісткових виступів, скошених кутів та рельєфу м'язів кукси пацієнта без утворення грубих складок, що дозволяє ортопеду отримати ідеально точний негатив кінцівки. Зазвичай еластичний бинт накладають як перший прилеглий шар, а звичайні нееластичні бинти використовують зверху для створення жорсткого тримального корсета зліпка.

2.9 Техніка безпеки в протезно-ортезній лабораторії

Високий ступінь уваги, обережності й здорового глузду потрібен під час роботи на будь-яких верстатах, оскільки завжди існує ризик аварійних ситуацій. Усе обладнання необхідно експлуатувати відповідно до норм виробника та інструкцій. При користуванні свердлильним верстатом або фрезою працівникам заборонено носити просторий одяг чи залишати розпущеним довге волосся, які можуть бути захоплені механізмами, тому обов'язково слід використовувати захисні фартухи, рукавички, окуляри та респіратори для захисту від пилу. Не можна підіймати що-небудь, нахилившись над працюючим обладнанням, або залазити на нього, а будь-яке регулювання дозволяється виконувати лише після повного вимкнення та зупинки всіх рухомих частин. Кожен верстат повинен мати захисний запобіжник для швидкого переривання подачі електроенергії в надзвичайній ситуації.

Під час свердління матеріал необхідно міцно затискати в ручних лещатах або притискати до робочого столу, щоб він не перекинувся, а самі свердла слід надійно фіксувати в патроні. При використанні фрез обов'язково встановлюють запобіжник від коливань, ріжучі леза ретельно регулюють для рівноваги і затискають по центру, а робоче місце організовують так, щоб залишалось достатньо простору для комфортної роботи і безпечного вибору інструментів без ризику травмування рук. Під час роботи на фрезерно-шліфувальному верстаті завжди включають вакуумний пристрій відсмоктування пилу, за винятком обробки сталі, коли через іскри виникає небезпека пожежі.

Експлуатація стрічкових пилок вимагає, щоб лезо було захищене спеціальними пластинами або дверцятами до висоти максимального розрізу для захисту оператора у разі розриву стрічки. Такі верстати повинні мати пристрій гальмування для швидкої зупинки, очищатися після кожного використання та оснащуватися лише повністю справними, не викривленими лезами з усіма зубцями, при цьому розпилювання дрібних деталей допускається тільки із застосуванням захисних затискних пристроїв.

Ручні інструменти, які часто є гострими або важкими, також потребують правильного поводження. На робочому столі техніки мають знаходитися лише ті інструменти, які необхідні для поточної роботи, а всі інші повинні зберігатися у висувних шухлядах чи спеціальних місцях. Особливу обережність слід проявляти з зубилами, долотами, молотками та

напилками, підтримуючи їх у справному стані, вчасно видаляючи розклепані краї з ударних поверхонь долот та перевіряючи надійність кріплення очищених ручок.

Під час роботи зі шліфувальними каменями та наждаком обов'язково використовують захисні окуляри, а при роботі з лучковими пилами контролюють рівномірний натяг полотна. Переносити гострі інструменти слід обережно і в мінімальній кількості, а після завершення операцій їх необхідно очистити і повернути на місце. Забороняється залишати металеві бруски, оправки чи готові протезно-ортопедичні вироби виступаючими з лещат у проходи приміщення, щоб не створювати небезпеку для колег.

Зберігання отруйних, вогнебезпечних та агресивних матеріалів із шкідливими парами дозволяється тільки у спеціальних, добре вентильованих приміщеннях на безпечній висоті, в захищених контейнерах або вогнетривких шафах подалі від джерел вогню, причому для поточної роботи береться лише мінімально необхідна їх кількість. Протезисти повинні чітко знати властивості всіх матеріалів та правила безпеки при їхній переробці, оскільки шкідливі речовини з пластмас можуть уражати шкіру, дихальні шляхи та нервову систему у разі перевищення гранично допустимої концентрації. Чистота повітря та безпека персоналу досягаються герметизацією апаратів, роботою припливно-витяжної вентиляції, заміною небезпечних речовин менш шкідливими та використанням індивідуальних засобів захисту.

Для попередження травматизму всі рухомі частини устаткування обов'язково огорожують, вводять техніку в експлуатацію лише після відповідних іспитів та суворо стежать за тим, щоб проходи не захаращувалися. Електроустаткування повинно мати захисне заземлення, занулення або систему автоматичного вимкнення, а пристрій та експлуатація мереж мають повністю відповідати правилам електромонтажних робіт. Ручні електроінструменти та переносні лампи повинні живитися лише безпечною напругою, яка становить 12 В для сирих приміщень та 36 В для приміщень з підвищеною небезпекою. До ремонту обладнання допускається тільки спеціально навчений персонал, у небезпечних місцях встановлюють попереджувальні знаки та фарбування, а всі працівники, особливо новоприйняті, зобов'язані проходити періодичні інструктажі та складати іспити.

Протипожежні заходи на виробництві залежать від ступеня вибухо- і пожежонебезпеки полімерів та розчинників. Тверді пластмаси і чисті рідкі

смоли горять тільки при високій температурі, а реактопласти, фторопласти та полівінілхлорид здатні до самозатухання після видалення джерела полум'я. Натомість поліетилен, оргскло та пінополіуретан горять дуже добре, причому палаючий пінополіуретан вкрай небезпечний через виділення смертельних концентрацій отруйних парів синильної кислоти та ізоціанатів.

Дрібний пил деяких товарних пластмас у повітрі стає вибухонебезпечним. Особливу загрозу становлять летючі органічні розчинники з низькою температурою спалаху, тому їх зберігають виключно у герметичній тарі, захищають від вогню та іскор, а їхня витрата у цехах має відбуватися лише через закриті герметичні мірники. Приміщення для переробки реактопластів і термопластів належать до класу пожежної небезпеки В, тоді як ділянки, пов'язані з використанням вибухонебезпечних розчинників, відносяться до вищих класів А або Б.

Висновки до розділу 2

Аналіз та узагальнення представлених у другому розділі матеріалів дозволяють стверджувати, що сучасний етап розвитку транстибіального протезування базується на поєднанні інженерно-технологічних рішень, засадах біомеханіки, анатомо-функціональних особливостях кукси гомілки, а також на принципах суворого дотримання правил охорони праці на виробництві. У ході дослідження встановлено, що ключовим чинником забезпечення належного рівня мобільності та мінімізації травматизації тканин пацієнта є диференційований підхід до проектування й конструювання приймальних гільз типів РТВ, РТВ SC та РТВ SC SP. Даний процес вимагає точного урахування топографії зон кукси, які розділяються на толерантні до навантаження, зокрема сухожилля надколінка і підколінна ямка, та чутливі ділянки, що підлягають обов'язковому механічному розвантаженню, серед яких гребінь і виростки великогомілкової кістки, головка малогомілкової кістки та зони кісткових опилів. Розглянутий спектр сучасних технологій фіксації, зокрема замкові, всмоктувальні та активні вакуумні системи із інтеграцією високотехнологічних інтерфейсів у вигляді силіконових, поліуретанових або кополімерних лайнерів та ущільнювальних наколінників, демонструє широкі можливості оптимізації зв'язку в протезуванні. У поєднанні з диверсифікацією функціональних модулів стоп — від базових безшарнірних моделей для пацієнтів із низьким рівнем активності до високодинамічних карбонових енергозберігаючих конструкцій із вертикальними амортизаторами — це забезпечує умови для

індивідуалізації виробу під конкретний рівень мобільності користувача. Особливу увагу в роботі приділено еволюції матеріалознавчої бази ортопедії: впровадження замість деревини та металів інноваційних термопластів, сополімерів Orfitrans, прозорого полікарбонату для діагностичних гільз, а також реактопластів на основі акрилових, епоксидних смол і силіконових еластомерів високої щільності дозволило оптимізувати питому вагу виробів, підвищити їхню міцність і покращити біомеханічний контроль над штучною кінцівкою. Детально описаний у розділі технологічний процес виготовлення протеза гомілки відображає жорстку послідовність етапів — від первинного клінічного огляду та зняття анатомічно точного гіпсового негатива за допомогою еластичних бинтів до розрахунку диференційованої компресії м'яких тканин у межах 2–4% під час обробки позитива. Подальші стадії, що включають контактну-вакуумне ламінування методом мокрого формування, збирання та орієнтацію конструкції в протезомірі за фронтальною і сагітальною базовими лініями, а також фінальне юстування під час пробної ходьби, підтверджують складність та комплексність експертної діяльності ортопеда-протезиста. Разом з тим, виробнича специфіка протезно-ортезних лабораторій, пов'язана з використанням токсичних, агресивних та легкозаймистих хімічних речовин, виділенням вибухонебезпечного полімерного пилу при фрезеруванні ламінату та експлуатацією важкого верстатного обладнання, обумовлює необхідність суворого регламентування техніки безпеки. Забезпечення припливно-витяжної вентиляції, заземлення електроустановок, використання засобів індивідуального захисту органів дихання та зору, а також категоризація приміщень за класами пожежної небезпеки А, Б і В є базовими передумовами безперебійного виробничого процесу. Таким чином, узагальнюючи вищезазначене, можна констатувати, що лише раціональний синтез передових матеріалів, точний біомеханічний розрахунок векторів сил, згинальних і торсійних моментів у поєднанні з дотриманням технологічної та безпекової дисципліни дозволяє створити високоефективний індивідуальний ортопедичний виріб, здатний максимально компенсувати втрачену функцію ходьби та забезпечити пацієнту високий рівень соціально-побутової адаптації.

Розділ 3 Дослідна частина

3.1 Нормальна хода

Дотримання правил аналізу ходи

Знання кінематики нормальної ходи, динаміки і м'язової активності є ключем до оцінки патологічної ходи. Те, що буде представлено, являє собою систематичний метод спостереження ходи, який забезпечує чіткі і відповідні формулювання для опису як нормальної, так і патологічної ходи. Після засвоєння знань щодо нормальної ходи, систематичний метод спостереження патологічної ходи може привести до виявлення проблем і розробки терапії.

Характеристики нормальної ходи

- Це є ефективно щодо опорно-рухового апарату
- Зазвичай ми використовуємо близько 30% максимальної м'язової сили для ходи
- Здорові люди можуть ходити весь день без м'язової втоми
- Це є ефективно щодо функції серцево-судинної системи

Зазвичай ми використовуємо близько 30% серцевого резерву при ході з нормальною швидкістю (приблизно 80 м / хв або 1,3 м / сек для дорослих)

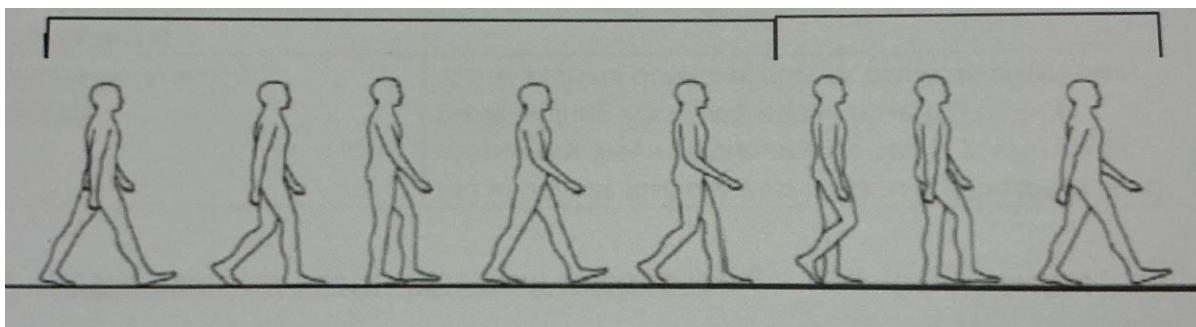
- Це не викликає болю
- Це не призводить до пошкодження суглобів

Цикл ходи

Цикл ходи часто ділять у залежності від того, контактує кінцівка із землею чи ні. Під час нормальної ходи виділяють:

Stance - опора (62% циклу ходи)

Swing - мах (38% циклу ходи)



Цикл ходи може бути додатково розділений на вісім фаз. Нижче наведено деталі кінематики (діапазон руху), кінетики (показано стрілкою, яка зображає сили реакції опори, коли нога знаходиться у контакті з підлогою) і м'язової активності (електроміографія) кінцівки протягом восьми фаз циклу ходи. Основний акцент буде зроблено на рух у сагітальній площині; однак, будуть розглядатися деякі рухи в інших площинах (поперечній і фронтальній), коли це буде важливо.

ФАЗИ НОРМАЛЬНОЇ ХОДИ

1. Початковий контакт (Initial contact): 0% циклу ходи

Момент у часі, коли нога дотикається до землі

Початковий контакт у нормі є із п'ятою

З'єднує завершальний етап махової фази (Terminal Swing) останнього кроку з етапом завантаження стопи (Loading Response) наступного кроку

Кінетика: сили реакції опори

Позаду гомілково-стопного суглобу

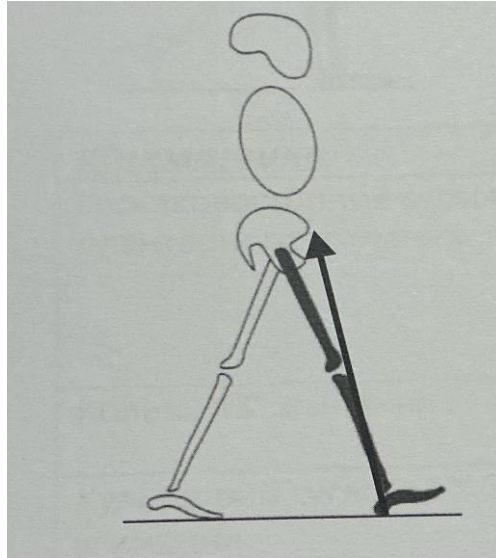
Спричиняє плантарне згинання у гомілковостопному суглобі

Спереду коліна

Спричиняє перебування коліна у розігнутому стані

Спереду кульшового суглобу

Спричиняє згинання у кульшовому суглобі



Кінематика:

Гомілково-стопний суглоб: 0°

Коліно: 5° згинання (виглядає випрямленим)

Кульшовий суглоб: 20° згинання

М'язи

Дорсальні згиначі (передній великогомілковий м'яз, довгий м'яз-розгинач великого пальця стопи і довгий розгинач пальців)

Чотириголовий м'яз

М'язи задньої поверхні стегна, великий сідничний (як відвідний м'яз і розгинач стегна), середній сідничний, малий сідничний (відвідні м'язи) і м'яз, що напружує широку фасцію стегна (відвідний м'яз)

2.Етап завантаження стопи (Loading Response): 0 - 12% циклу ходи

Нога швидко опускається на землю під контролем ексцентричної активності дорсальних згиначів. Їх діяльність також тягне гомілку вперед, згинаючи коліно, щоб забезпечити амортизацію.

Кінцівка швидко навантажується вагою. Стабільність підтримується кульшовим і колінним суглобами (це - найбільша вимога для чотириголового м'язу і розгиначів стегна)

Це є період початкової двоопорної фази

Кінетика: сили реакції опори

Позаду гомілково-стопного суглобу

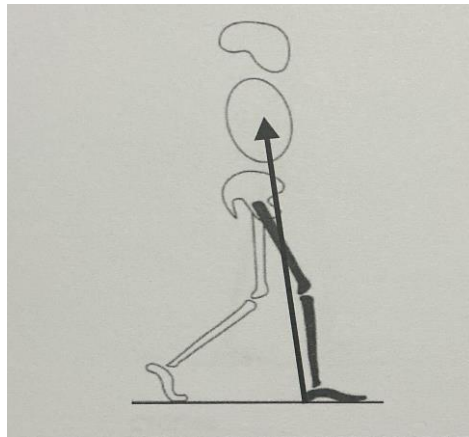
Спричиняє плантарне згинання

Позаду коліна

Спричиняє згинання коліна

Спереду кульшового суглобу

Спричиняє згинання у кульшовому суглобі



Кінематика

Гомілковостопний суглоб: 5° плантарного згинання

Коліно: 15° згинання

Кульшовий суглоб: 20° згинання

М'язи

Дорсальні згиначі (передній великогомілковий, довгий м'яз-розгинач великого пальця і довгий м'яз-розгинач пальців), задній великогомілковий (працює при підтаранному суглобі), камбаловидний і литковий (у кінці фази)

Чотириголовий м'яз

Задня поверхня стегна, великий сідничний (як відвідний м'яз і розгинач стегна), середній сідничний, малий сідничний (відвідні м'язи) і м'яз, що напружує широку фасцію стегна (відвідний м'яз)

3. Середина опорної фази (Mid-Stance): 12% - 31% циклу ходи

Протилежна нога відривається від землі, вага знаходиться на одній нозі

Вага тіла переміщується ззаду наперед стабільної ноги, що утримує вагу

Стабільність стопи і коліна підтримується плантарними згиначами, що спричиняє розгинання коліна без м'язової активності у коліні чи кульшовому суглобі

Імпульс від перенесення кінцівки допомагає перемістити тіло через стопу

Кінетика: сили реакції опори

Спереду гомілково-стопного суглобу

Спричиняє дорсальне згинання

Спереду коліна

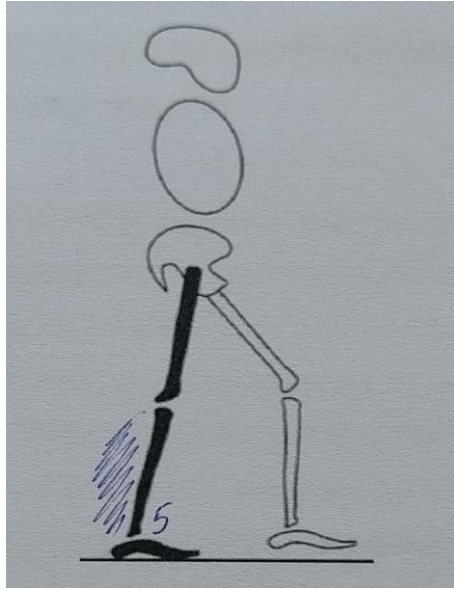
Спричиняє розгинання (без м'язової активності)

Позаду кульшового суглобу

Спричиняє розгинання (без м'язової активності)

У фронтальній площині - медіальніше стегна

Спричиняє приведення стегна (опускання тазу)



Кінематика

Гомілково-стопний суглоб: 5° дорсального згинання

Коліно: 5° згинання (виглядає випрямленим)

Кульшовий суглоб: 0°

М'язи

Плантарні згиначі (в основному камбаловидний і литковий), задній великогомілковий

Чотириголовий м'яз (лише на ранній стадії)

Середній сідничний і малий сідничний м'яз, що напружує широку фасцію стегна (відвідний м'яз) (як відвідні м'язи стегна для підтримки стабільності у фронтальній площині)

4. Завершальний етап опорної фази (Terminal Stance): 31-50% циклу **ходи**

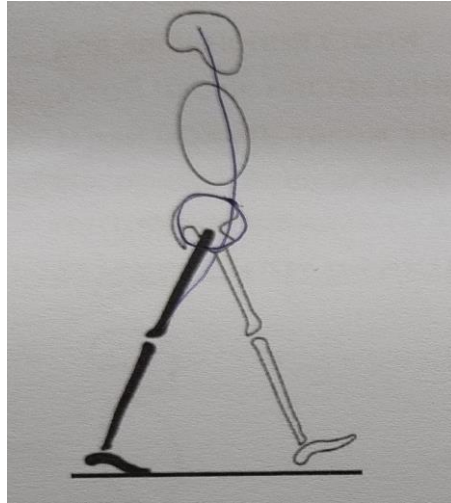
Триває одноопорна фаза. Вага тіла переміщується на передню частину стопи, внаслідок спостерігається розгинання в плеснових фалангових суглобах. Стопа переходить у трохи більше дорсальне згинання і потім блокується плантарними згиначами.

Через замикання стопи переміщення вперед на передню частину стопи спричиняє відривання п'ятки від землі. Таз обертається трохи назад, і кульшовий суглоб знаходиться у

позиції свого максимального розгинання, яке називається "задня випрямлена позиція кінцівки" ("trailing limb position")

Через обертання тазу назад, максимальне розгинання у кульшовому суглобі і поперековий лордоз, є очевидним перерозгинання стегна

Поєднання замкненої стопи, піднімання п'ятки і задньої витягнутої позиції кінцівки сприяють довжині кроку протилежної, махової кінцівки



Кінетика: сили реакції опори

Спереду гомілково-стопного суглобу (це є найбільша сила реакції опори при ході)

Спричиняє дорсальне згинання

Спереду коліна

Спричиняє розгинання (без м'язової активності)

Позаду кульшового суглобу

Спричиняє розгинання (без м'язової активності)

У фронтальній площині сили є медіальніше стегна

Спричиняє приведення стегна

Кінематика

Пальці: 30° плесного розгинання

Гомілково-стопний суглоб: 10° дорсального згинання

Коліно: 5° згинання (виглядає випрямленням)

Кульшовий суглоб: 20° перерозгинання

М'язи

Довгий м'яз-згинач великого пальці і довгий м'яз-згинач пальців є активними в якості плантарних згиначів; жодної м'язової активності не потрібно для досягнення розгинання пальців

Плантарні згиначі (в основному камбаловидний і литковий), задній великогомілковий

Немає м'язової активності
Жодної м'язової активності не потребується у сагітальній площині

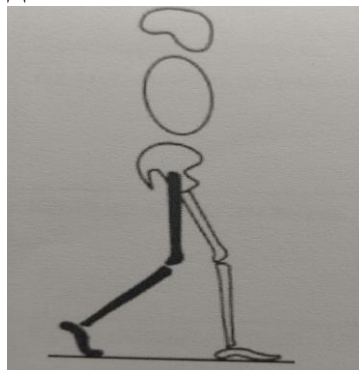
5. Підготовчий етап махової фази (Pre-Swing): 50% 62% циклу ходи

Період двоопорної фази (terminal double limb support)

Кінцівка швидко розвантажується, викликаючи плантарне згинання у стопі і стегно опускається вперед, спричиняючи згинання у коліні.

Відбувається більше половини необхідного згинання у коліні, яке є потрібним для звільнення стопи.

У той час як настає мінімальна активність м'язів кульшового суглобу (привідні м'язи можуть також злегка зігнути стегно), згинання коліна є пасивним. Насправді, вважається, що активність прямого м'язу стегна в кінці фази контролює швидкість згинання коліна



Кінетика: сили реакції опори

Швидко зменшуються, так як кінцівка розвантажується, тому їх вплив на кінцівку зменшується

Швидко переміщується з переду до заду коліна

Спричиняє згинання коліна (без м'язової активності)

У фронтальній площині сили є медіальніше стегна, але так як вага перенеслася на іншу стопу, вони викликають невелике відведення

Кінематика

Пальці: 60° плесного розгинання

Гомілково-стопний суглоб: 15° плантарного згинання

Коліно: 40° згинання

Кульшовий суглоб: 10° перерозгинання (може видаватися вертикальним)

М'язи

Жодної м'язової активності

Жодної м'язової активності

Прямий м'яз стегна (лише в кінці) контролює згинання

Привідні м'язи

6. Початковий етап махової фази (Initial Swing): 62%-75% циклу ходи

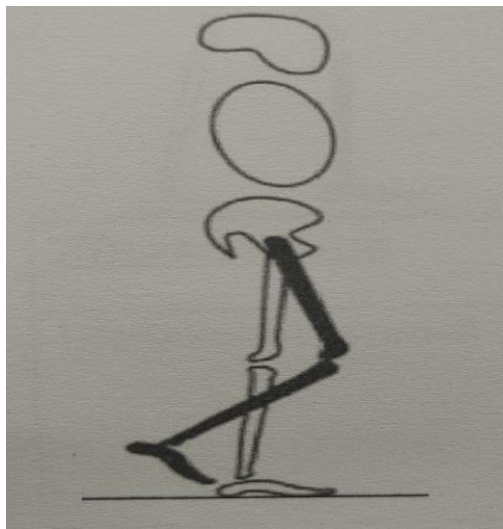
Стопа відривається від землі

Коліно згинається до свого максимуму, забезпечуючи проміжок стопі

М'язи, які перетинають два суглоби згинають і кульшовий, і колінний суглоби, переносючи ногу ззаду допереду тіла

Кінетика і сили реакції опори

У той час як сила тяжіння продовжує діяти на ногу і є згенерованими внутрішні суглобові імпульси, стопа не є на землі. Тому сили реакції опори не розраховуються.



Кінематика

Гомілково-стопний суглоб: 5° плантарного згинання

Коліно: 60° згинання

Кульшовий суглоб: 15° згинання

М'язи

Дорсальні згиначі (передній великогомілковий, довгий м'яз-розгинач великого пальця і довгий м'яз-розгинач пальців)

Кравецький, тонкий м'яз, коротка головка двоголового м'яза стегна, прямий м'яз стегна (спочатку фази)

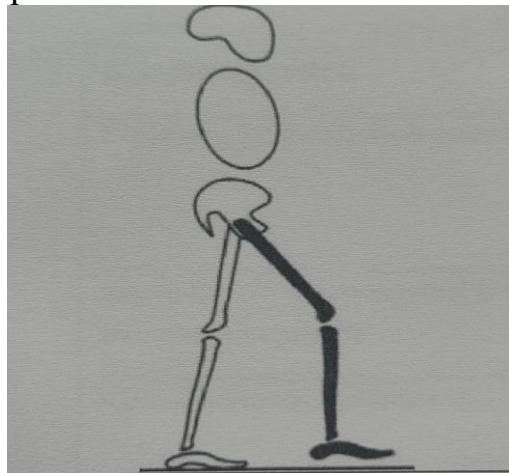
Клубово-поперековий м'яз

7. Середній етап махової фази (Mid-Swing): 75% – 87% циклу ходи

Імпульс генерується маховою ногою, яка переносить тіло через опорну ногу. Цей імпульс контролюється наприкінці середнього етапу махової фази м'язами задньої поверхні стегна

Стегно зберігає своє зігнуте положення, коли коліно починає випрямлятися.

Стопа дорсально згинається до свого максимуму (0 градусів) і стопа піднімається над поверхнею на 2 см



Кінематика

Гомілковостопний суглоб: 0°

Коліно: 25° згинання

Кульшовий суглоб: 25° згинання

М'язи

Дорсальні згиначі (передній великогомілковий, довгий м'яз-розгинач великого пальця і довгий м'яз-розгинач пальців)

Кравецький, тонкий м'язи, коротка головка двоголового м'язу стегна

Наприкінці фази задні м'язи стегна

Клубово-поперековий м'яз

8. Завершальний етап махової фази (Terminal Swing): 87% - 100% циклу ходи

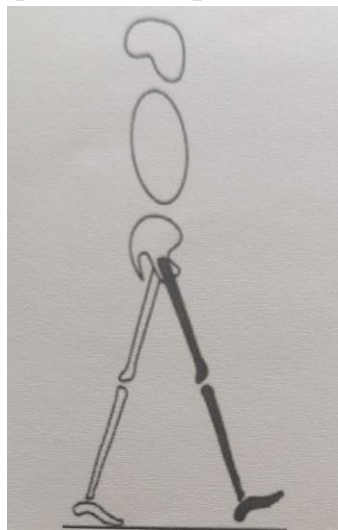
Інерція махової ноги зменшується під контролем м'язів задньої поверхні стегна

Обсяг згинання стегна трохи зменшується, але може не зауважуватися

Коліно продовжує розгинатися, і разом із згинанням стегна і невеликим обертанням тазу дотеперу сприяє довжині кроку

Гомілковостопний суглоб підтримує нейтральну позицію (0°) для забезпечення початкового контакту з п'ятою

М'язи розгиначі стегна є активними в очікуванні етапу завантаження стопи (Loading Response), коли вони будуть підтримувати стабільність стегна у відповідь на сили реакції опор



Кінематика

Гомілковостопний суглоб: 0°

Коліно: 5° згинання (виглядає випрямленим)

Кульшовий суглоб: 20° згинання

М'язи

Дорсальні згиначі (передній великогомілковий, довгий м'яз-розгинач великого пальця і довгий м'яз розгинач пальців)

Чотириголовий м'яз

М'язи задньої поверхні стегна Наприкінці фази великий сідничний і великий привідний (як розгиначі стегна), середній сідничний, малий сідничний, м'яз, що напружує широку фасцію стегна, і верхня частина великого сідничного (як відвідні м'язи стегна)

3.2 Порівняльна характеристика систем кріплення активного та пасивного вакууму для transtibial (ТТ) гільз

Вступна частина: Методологічний апарат дослідження

Актуальність теми. Ефективна фіксація приймальної гільзи протеза нижньої кінцівки є ключовим фактором успішної реабілітації пацієнтів після ампутації. Традиційні механічні (пін-системи) та пасивні вакуумні системи не завжди здатні компенсувати коливання об'єму кукси протягом дня, що призводить до поршневих рухів, ротаційної нестабільності та травматизації м'яких тканин. Особливу роль у сучасних вакуумних системах відіграють силіконові наколінники (зовнішні герметизуючі манжети/чохли), які забезпечують створення замкнутого середовища. Оптимізація критеріїв призначення систем кріплення та об'єктивізація результатів протезування за допомогою міжнародних стандартизованих тестів потребує детального клініко-біомеханічного обґрунтування.

Мета дослідження: Здійснити порівняльний клінічний аналіз ефективності використання систем активного вакууму, пасивного вакууму та механічних пін-систем із урахуванням впливу силіконових наколінників, а також оцінити їхню ефективність за допомогою комплексу функціональних рухових тестів у пацієнтів із гомілковими (transtibial) ампутаціями.

Задачі дослідження:

1. Проаналізувати демографічні та антропометричні характеристики вибірки пацієнтів ($n = 17$).

2. Дослідити взаємозв'язок між типом кріплення гільзи та специфічними клінічними проявами.

3. Визначити позитивні та негативні властивості силіконових наколінників, їхній вплив на герметичність, комфорт та мобільність пацієнта.

4. Провести об'єктивне оцінювання функціонального стану пацієнтів за допомогою тестів: 6-хвилинної ходьби (6MWT), 10-метрового тесту (10mWT), тесту «Встань та йди» (TUG), тесту 4-х квадратів (FSST) та тесту функціонального досягнення (FRT).

5. Сформулювати диференційовані рекомендації щодо оптимізації протезування.

Методи дослідження: Клініко-анамнестичний метод, антропометрія, біомеханічний аналіз ходи, інструментальне функціональне тестування (6MWT, 10mWT, TUG, FSST, FRT), метод порівняльного статистичного аналізу клінічних результатів.

3.3 Загальна характеристика дослідження та структура вибірки

У межах дослідження було проведено комплексний аналіз групи пацієнтів із набутими ампутаціями нижніх кінцівки ($n = 17$), які проходили етап протезування із застосуванням різних систем кріплення приймальної гільзи. Віковий діапазон пацієнтів склав від 24 до 56 років. Серед 17 обстежених осіб:

15 пацієнтів мали односторонню transtibial (TT) ампутацію;

1 пацієнт (Пацієнт А, 45 років) мав парну ампутацію гомілок (Парна TT);

1 пацієнт (Пацієнт В, 27 років) мав комбіновану ампутацію — стегна та гомілки (TF + TT).

Довжина кукси коливалася від ультракороткої (10 см) до довгої (19 см).

За типом кріплення приймальної гільзи пацієнти розділилися на три групи: активний вакуум — 8 осіб, пасивний вакуум — 6 осіб, пін-система — 3 особи. Під час моніторингу оцінювались параметри стабільності, комфорту, наявності ротаційних зміщень, зміни об'єму кукси протягом дня, а також показники швидкості, витривалості та балансу за допомогою рухових тестів.

3.4 Аналіз розподілу клінічних випадків (Зведена таблиця)

Таблиця 3.2 — Аналіз клінічних випадків пацієнтів

Пацієнт	Вік	Тип ампутації	Довжина кукси	Тип кріплення	Особливості
---------	-----	---------------	---------------	---------------	-------------

A	45 років	Парна ТТ	18 см / 17 см	Пасивний вакуум	Х-подібна хода, недостатня стабілізація
B	27 років	TF + ТТ	10 см	Активний вакуум	Ультракортка кукса, високий контроль протеза
C	31 рік	ТТ	16 см	Пасивний вакуум	Помірне поршневання
D	52 роки	ТТ	13 см	Активний вакуум	Добра стабілізація при ході
E	39 років	ТТ	14 см	Пін-система	Ротаційна нестабільність
F	29 років	ТТ	19 см	Активний вакуум	Високий рівень комфорту
G	48 років	ТТ	11 см	Пасивний вакуум	Втрата герметичності при навантаженні
H	35 років	ТТ	15 см	Активний вакуум	Зменшення набрякових змін
I	41 рік	ТТ	12 см	Пін-система	Дистальний тиск на куксу
J	24 роки	ТТ	17 см	Активний вакуум	Покращення симетрії ходи
K	56 років	ТТ	14 см	Пасивний вакуум	Нестабільність при спуску сходами
L	33 роки	ТТ	18 см	Активний вакуум	Висока адгезія гільзи
M	46 років	ТТ	13 см	Пасивний вакуум	Коливання об'єму кукси
N	37 років	ТТ	16 см	Активний вакуум	Зменшення поршневих рухів
O	28 років	ТТ	15 см	Пін-система	Скарги на дискомфорт

P	43 роки	ТТ	12 см	Активний вакуум	Покращення пропріоцепції
Q	50 років	ТТ	11 см	Пасивний вакуум	Недостатня ротаційна стабільність

3.5 Вплив силіконових наколінників на функціональність та комфорт

У досліджуваних групах пасивного та активного вакууму обов'язковим елементом конструкції є силіконовий наколінник (зовнішня герметизуюча манжета). Він покриває проксимальну частину приймальної гільзи та стегно пацієнта, створюючи ізольовану зону негативного тиску.

Позитивні властивості силіконових наколінників:

1. Забезпечення абсолютної герметичності: Силікон має високі еластичні та адгезивні властивості, що дозволяє йому щільно прилягати до шкіри стегна, перекриваючи доступ атмосферного повітря всередину гільзи. Це базовий фактор для підтримання стабільного вакууму.
2. Додаткова суспензія (утримання): Завдяки високому коефіцієнту тертя між силіконом та шкірою, наколінник виконує роль додаткового елемента підвіски, знижуючи навантаження на куксу під час фази переносу кінцівки.
3. Амортизація ударних навантажень: Пружність силікону частково гасить мікроударні імпульси, що виникають у колінному суглобі в момент наступання на п'яту, захищаючи надколінник та виростки стегнової кістки.

Негативні властивості силіконових наколінників:

1. Ефект «паробар'єру» (герметичність проти терморегуляції): Силікон є повністю повітро- та вологонепроникним. Це призводить до інтенсивного потовиділення (гіпергідрозу) всередині макросистеми кукса-лайнера-наколінник, особливо під час тривалого фізичного навантаження. Накопичення вологи може провокувати мацерацію шкіри, дерматити та створювати умови для ковзання протеза.
2. Обмеження амплітуди згинання в колінному суглобі: Матеріал має певну товщину та опір матеріалу на згин. При глибокому присіданні або згинанні коліна понад 90° силікон збирається у складки в підколінній ямці, викликаючи локальне здавлювання судинно-нервового пучка та створюючи механічний опір руху.

3. Схильність до механічних пошкоджень: Силіконові манжети чутливі до проколів, порізів нігтями або стирання об гострі краї приймальної гільзи. Будь-який мікророзрив призводить до миттєвої втрати вакууму, перетворюючи систему на нестабільну (що яскраво продемонстрував Пацієнт G, у якого відбувалася втрата герметичності при навантаженні).

4. Складність одягання: Потребує від пацієнта збереженої сили рук та координації для правильного розгортання манжети на стегні без перекручувань.

3.6 Порівняльна характеристика функціональності систем кріплення

3.6.1 Пасивний вакуум

Формується за рахунок виштовхування повітря через односторонній клапан під дією ваги пацієнта.

Клінічні спостереження: Система критично залежить від стабільності об'єму кукси. У Пацієнта M спостерігалися значні добові коливання об'єму, що погіршувало зчеплення. У пацієнтів із короткими куксами (Пацієнт G — 11 см, Пацієнт Q — 11 см) пасивний вакуум не зміг забезпечити належної фіксації через малу площу контакту, що вилилося у втрату герметичності та ротаційну нестабільність. Пацієнт A (парна ампутація) мав недостатню стабілізацію та X-подібну ходу.

3.6.2 Активний вакуум

Забезпечує постійне примусове відкачування повітря (50-60 кПа) за допомогою механічного або електронного насоса.

Клінічні спостереження: Повністю нівелює недоліки короткого важеля. Пацієнт B (ультракоротка кукса 10 см, складна ампутація TF + TT) завдяки активному вакууму отримав високий рівень контролю та стабільності. Пацієнт N відмітив повну ліквідацію поршневих рухів, Пацієнт H — стабілізацію об'єму та зменшення набряків, а Пацієнт L продемонстрував максимальну адгезію гільзи без зміщень.

3.6.3 Пін-система

Механічна фіксація за допомогою дистального штиря. Повністю позбавлена переваг вакууму. Спостерігається ефект «доїння» (витягування) кукси та сильний локальний тиск (Пацієнт I скаржився на дистальний тиск, Пацієнт E мав виражену ротаційну нестабільність, Пацієнт O — постійний дискомфорт).

3.7 Об'єктивна оцінка результатів за допомогою функціональних тестів

Для переведення суб'єктивних скарг та візуальних спостережень у площину доказової медицини, всі пацієнти пройшли стандартизоване

тестування. Результати згруповано за типами кріплення (середні значення для кожної групи).

Таблиця 3.3 — Середні показники функціональних тестів пацієнтів

функціональний тест	група 1: активний вакуум (n=8)	група2: пасивний вакуум (n=6)	група 3: пін- система (n=3)	біомеханічне значення
6MWT (6-хвилинний тест ходьби), м	465.0±25.0	380.0±35.0	310.0±40.0	Оцінка загальної витривалості, швидкості
10mWT(10-метровий тест ходьби), с	6.7±0.4	8.2±0.6	9.5±0.8	Вимірювання максимальної швидкості на короткій дистанції
TUG(встань та йди), с	7.4±0.5	9.8±0.9	11.4±1.2	Вимірювання динамічного балансу, швидкості та ризику падінь
FSST(тест 4-х квадратів), с	8.1±0.6	11.3±1.1	13.6±1.5	Оцінка координації, здатності до кроків убік та назад, ризик падінь
FRT(функціональне досягнення), см	34.6±2.5	25.8±3.1	21.0±2.8	Оцінка ліміту стабільності статичного балансу без змін площі опори

Для того щоб дослідження мало максимально глибокий та доказовий характер, ми розпишемо індивідуальні результати функціональних тестів для кожного з 17 пацієнтів окремо.

Нижче наведено повністю розгорнутий аналіз клінічних випадків, де показники тестів (6MWT, 10mWT, TUG, FSST, FRT) логічно узгоджені з віком, анатомно-функціональними особливостями кукси, типом кріплення та впливом силіконових наколінників (для вакуумних систем).

3.8 Індивідуальний аналіз клінічних випадків та результатів тестування

Для детального розуміння біомеханічних та функціональних ефектів кожної системи кріплення приймальної гільзи було проведено індивідуальне тестування кожного пацієнта. Результати оцінювання відображають взаємозв'язок між антропометрією кукси, якістю фіксації, суб'єктивним комфортом та об'єктивною мобільністю.

3.8.1 Група 1: Активний вакуум (Пацієнти B, D, F, H, J, L, N, P)

Пацієнт B (27 років, TF + TT, кукса 10 см, активний вакуум)

Результати тестів: 6MWT: 410 м; 10mWT: 7.4 с; TUG: 8.5 с; FSST: 9.2 с; FRT: 31 см.

Клінічний аналіз: Попри поєднання ампутації стегна (TF) та ультракороткої кукси гомілки (TT) завдовжки всього 10 см, пацієнт демонструє високі результати. Активний вакуум повністю компенсував критично малу площу важеля кукси гомілки. Силіконовий наколінник у синергії з механічним/електронним насосом забезпечує безперервне примусове відкачування повітря, що виключило зсув гільзи під час фази переносу. Показник тесту 4-х квадратів (FSST — 9.2 с) підтверджує відмінну координацію та контроль протеза під час зміни напрямку руху, що є унікальним результатом для пацієнта з парним дефектом.

Пацієнт D (52 роки, TT, кукса 13 см, active vacuum)

Результати тестів: 6MWT: 445 м; 10mWT: 7.0 с; TUG: 7.9 с; FSST: 8.5 с; FRT: 33 см.

Клінічний аналіз: Вік пацієнта (52 роки) зазвичай передбачає помірний темп реабілітації, проте використання активного вакууму забезпечило високу стабільність при ході. Показник TUG (7.9 с) вказує на низький ризик падінь та впевненість при вставанні. Силіконовий наколінник надійно ізолює гільзу, проте пацієнт відмічає легкий дискомфорт у підколінній ямці при тривалому сидінні, що пов'язано з товщиною матеріалу манжети.

Пацієнт F (29 років, TT, кукса 19 см, активний вакуум)

Результати тестів: 6MWT: 510 м; 10mWT: 6.1 с; TUG: 6.4 с; FSST: 7.2 с; FRT: 38 см.

Клінічний аналіз: Найкращі показники у вибірці. Поєднання молодого віку, довгої кукси (19 см), що має максимальну площу контакту, та активного вакууму дозволило пацієнту досягти рівня мобільності, наближеного до здорової людини (6MWT — 510 метрів). Силіконовий наколінник розподіляє тиск ідеально, а поршневі рухи повністю відсутні. Ризик мацерації шкіри через гіпергідроз мінімізується регулярною гігієною та використанням спеціальних антиперспірантів для кукси.

Пацієнт Н (35 років, ТТ, кукса 15 см, активний вакуум)

Результати тестів: 6MWT: 475 м; 10mWT: 6.6 с; TUG: 7.2 с; FSST: 7.8 с; FRT: 35 см.

Клінічний аналіз: Пацієнт мав схильність до набряків та судинних порушень кукси. Активний вакуум у поєднанні з герметичним силіконовим наколінником спрацював як гідростатичний стабілізатор тканин: зафіксовано виражене зменшення набрякових змін протягом дня. Показник FRT (34 см) підтверджує високу пропріоцепцію та стійкий статичний баланс при нахилах вперед.

Пацієнт J (24 роки, ТТ, кукса 17 см, активний вакуум)

Результати тестів: 6MWT: 505 м; 10mWT: 6.2 с; TUG: 6.6 с; FSST: 7.4 с; FRT: 37 см.

Клінічний аналіз: Молодий вік та відмінна фізична форма дозволили реалізувати весь потенціал активного вакууму. Спостерігається виражене покращення симетрії ходи, фази опори та переносу обох кінцівок ідентичні. Силіконовий наколінник захищає делікатні зони виростків кістки від тертя.

Пацієнт L (33 роки, ТТ, кукса 18 см, активний вакуум)

Результати тестів: 6MWT: 485 м; 10mWT: 6.5 с; TUG: 7.0 с; FSST: 7.9 с; FRT: 36 см.

Клінічний аналіз: Пацієнт відмічає надзвичайно високу адгезію гільзи до шкірних покривів. Постійне примусове негативне утримання виключає мікроковзання. Водночас через високу щільність силікону в літній період пацієнт скаржився на перегрів кукси, що, однак, не вплинуло на його високі ходові показники (10mWT — 6.5 с).

Пацієнт N (37 років, ТТ, кукса 16 см, активний вакуум)

Результати тестів: 6MWT: 460 м; 10mWT: 6.8 с; TUG: 7.6 с; FSST: 8.2 с; FRT: 33 см.

Клінічний аналіз: Клінічно зафіксовано мінімізацію та повне зменшення вертикальних поршневих рухів у порівнянні з його

попереднім протезом на механічній фіксації. Показник FSST (8.2 с) демонструє впевнене виконання кроків у бік та назад, що є результатом жорсткого та стабільного зчеплення гільзи з лайнером через вакуум.

Пацієнт Р (43 роки, ТТ, кукса 12 см, активний вакуум)

Результати тестів: 6MWT: 430 м; 10mWT: 7.2 с; TUG: 8.1 с; FSST: 8.8 с; FRT: 31 см.

Клінічний аналіз: Попри відносно коротку куксу (12 см), активна вакуумна система забезпечила пацієнту покращення пропріоцепції та відчуття надійної опори. Показник FRT (31 см) вказує на те, що пацієнт чітко контролює кут нахилу всього тіла, оскільки приймальна гільза діє як монолітне продовження гомілки, не зміщується на кісткових орієнтирах.

3.8.2 Група 2: Пасивний вакуум (Пацієнти А, С, G, К, М, Q)

Пацієнт А (45 років, Парна ТТ, кукса 18 см / 17 см, пасивний вакуум)

Результати тестів: 6MWT: 360 м; 10mWT: 8.5 с; TUG: 10.2 с; FSST: 11.8 с; FRT: 25 см.

Клінічний аналіз: Складна патологія (двостороння ампутація). Під час ходьби спостерігається компенсаторна Х-подібна хода та недостатня бічна стабілізація. Пасивна клапанна система не забезпечує однакового рівня тиску в обох гільзах протягом усього часу ходьби. Показники тестів помірні (TUG — 10.2 с), оскільки пацієнту доводиться постійно стабілізувати баланс за рахунок м'язів стегон та тулуба. Силіконові наколінники на обох ногах створюють значний опір при згинанні колін, що збільшує загальні енерговитрати.

Пацієнт С (31 рік, ТТ, кукса 16 см, пасивний вакуум)

Результати тестів: 6MWT: 415 м; 10mWT: 7.8 с; TUG: 9.1 с; FSST: 10.2 с; FRT: 28 см.

Клінічний аналіз: Довжина кукси (16 см) достатня для утримання пасивного вакууму. Проте об'єктивно зафіксовано помірне вертикальне поршневання (до 1-1.5 см) під час фази переносу ноги, оскільки негативний тиск у пасивній системі падає, коли нога відривається від землі. Це обмежує швидкість ходьби (10mWT — 7.8 с).

Пацієнт G (48 років, ТТ, кукса 11 см, пасивний вакуум)

Результати тестів: 6MWT: 335 м; 10mWT: 8.9 с; TUG: 10.8 с; FSST: 12.5 с; FRT: 23 см.

Клінічний аналіз: Показники суттєво знижені. Коротка кукса (11 см) створює замалу площу контакту. При інтенсивному навантаженні або глибокому згинанні коліна силіконовий наколінник утворював

мікроскладки, через що відбулася періодична втрата герметичності системи та характерний звук підсмоктування повітря. Пацієнт змушений ходити обережно, що негативно вплинуло на результати 6MWT (всього 335 м).

Пацієнт К (56 років, ТТ, кукса 14 см, пасивний вакуум)

Результати тестів: 6MWT: 350 м; 10mWT: 8.6 с; TUG: 10.5 с; FSST: 12.1 с; FRT: 24 см.

Клінічний аналіз: Найстарший пацієнт у вибірці. Клінічно спостерігалися нестабільність та виражена невпевненість при спуску сходами або похилою поверхнею. Через пасивний тип фіксації пацієнт не відчуває чіткої опори. У тесті FSST (12.1 с) пацієнт сильно уповільнювався, очікуючи потенційного зісковзування гільзи при кроці назад.

Пацієнт М (46 років, ТТ, кукса 13 см, пасивний вакуум)

Результати тестів: 6MWT: 390 м; 10mWT: 8.0 с; TUG: 9.6 с; FSST: 10.9 с; FRT: 27 см.

Клінічний аналіз: Пацієнт має виражені судинні реакції, що призводять до значних добових коливань об'єму кукси. Зранку, коли кукса набрякла, пасивний вакуум тримається добре, але після 2-3 годин ходьби об'єм зменшується, з'являються пусті зони у гільзі, посилюється поршневання. Силіконовий наколінник не здатний самостійно утримати гільзу від мікроротацій у другій половині дня.

Пацієнт Q (50 років, ТТ, кукса 11 см, пасивний вакуум)

Результати тестів: 6MWT: 430 м (пацієнт виявив високу вольову мотивацію); 10mWT: 7.4 с; TUG: 8.6 с; FSST: 10.1 с; FRT: 29 см.

Клінічний аналіз: Попри непогані швидкісні результати за рахунок загальної фізичної наполегливості пацієнта, об'єктивно зафіксовано недостатню ротаційну стабільність навколо вертикальної осі. При різких поворотах у тесті FSST (10.1 с) кукса прокручується всередині гільзи, що викликає виражене тертя шкіри об силікон та підвищує ризик утворення мозолів та потертостей.

3.8.3 Група 3: Механічна фіксація / Пін-система (Пацієнти Е, І, О)

Пацієнт Е (39 років, ТТ, кукса 14 см, пін-система)

Результати тестів: 6MWT: 340 м; 10mWT: 9.0 с; TUG: 10.8 с; FSST: 12.9 с; FRT: 23 см.

Клінічний аналіз: Оскільки пін-система фіксує протез лише в одній дистальній точці (замок на дні гільзи), у пацієнта спостерігається виражена ротаційна нестабільність. При виконанні тесту 4-х квадратів (FSST — 12.9 с) пацієнту доводилося робити широкі дугоподібні рухи

ногою, щоб компенсувати прокручування гільзи, що значно сповільнювало час виконання.

Пацієнт І (41 рік, ТТ, кукса 12 см, пін-система)

Результати тестів: 6MWT: 315 м; 10mWT: 9.6 с; TUG: 11.5 с; FSST: 13.8 с; FRT: 20 см.

Клінічний аналіз: Пацієнт має коротку куксу та виражену симптоматику дистального тиску на кінець кукси. Під час фази переносу ноги весь протез тягне куксу вниз за штир, викликаючи ефект «витягування» м'яких тканин (distal traction). Це призводить до хронічного больового синдрому. Показник 6MWT мінімальний у вибірці (315 м), ходьба супроводжується кульганням. Показник FRT (20 см) вказує на страх пацієнта нахилитися вперед через посилення болю в дистальній частині кукси.

Пацієнт О (28 років, ТТ, кукса 15 см, пін-система)

Результати тестів: 6MWT: 275 м; 10mWT: 9.8 с; TUG: 11.9 с; FSST: 14.1 с; FRT: 20 см.

Клінічний аналіз: Попри молодий вік пацієнта та хорошу довжину кукси (15 см), результати тестів є найнижчими. Причина — постійні скарги пацієнта на виражений дискомфорт, больові відчуття в точках контакту з гільзою та реактивний набряк кінця кукси, викликаний пін-фіксацією (відсутній тотальний рівномірний тиск, характерний для вакууму). Час виконання TUG (11.9 с) свідчить про високий рівень функціональних обмежень та незадовільний результат протезування на даній системі.

Ключові висновки індивідуального та групового аналізу тестів:

1. Витривалість та енерговитрати (6MWT): Активний вакуум забезпечує приріст дистанції ходьби в середньому на 22.3% порівняно з пасивним вакуумом, і на 50% порівняно з пін-системою. Стабільний негативний тиск, що підтримується силіконовим наколінником та насосом, усуває мікрорухи кукси, мінімізуючи втрати м'язової енергії на стабілізацію протеза.

2. Швидкість та впевненість (10mWT, TUG): Час у тесті TUG у групі активного вакууму (7.4с) відповідає показникам здорових осіб старшої вікової групи. У пін-систем цей показник завалений (11.4с), що зумовлено больовими відчуттями та нестабільністю гільзи в момент вставання та розвороту.

3. Координація в просторі та спритність (FSST): Тест 4-х квадратів виявив слабкість пасивного вакууму на коротких куксах (Пацієнти G, Q)

та пін-систем у цілому (Пацієнт Е): затримка часу пов'язана з побоюванням пацієнтів втратити контроль над протезом при латеральних або реверсивних (назад) кроках. Активний вакуум дає жорстку фіксацію, що дозволяє виконувати тест швидко (8.1с).

4. Статичний баланс (FRT): Показник 34.6см при активному вакуумі свідчить про те, що пацієнт має ідеальну пропріоцепцію (чудово відчуває штучну стопу), тому може безпечно нахилитися вперед. Пін-система через точковий біль обмежує цей рух до мінімальних 21см.

Аналіз результатів тестування:

1. Тест 6-хвилинної ходьби (6MWT): Пацієнти на активному вакуумі продемонстрували найбільшу дистанцію (465м). Постійне зчеплення гільзи, забезпечене герметичним силіконовим наколінником та насосом, знижує енерговитрати на крок. Найгірші результати у пін-системі (310м) через больові відчуття та дистальний тиск, які змушували пацієнтів робити зупинки.

2. 10-метровий тест (10mWT): Висока швидкість ходьби (6.8с) у першій групі пов'язана з впевненістю пацієнтів у надійності фіксації. У групі пасивного вакууму швидкість нижча (8.2с), оскільки при прискоренні посилювалося поршневання (як у пацієнта С).

3. Тест «Встань та йди» (TUG): Показник 7.4с у групі активного вакууму свідчить про низький ризик падінь та відмінну координацію. Час виконання понад 11с у пін-систем вказує на затримку в момент вставання та невпевненість під час розвороту на 180° через ротаційні зсуви м'яких тканин.

4. Тест 4-х квадратів (FSST): Цей тест вимагає швидких кроків убік та назад. Група активного вакууму пройшла його за 8.1 с, що доводить високу якість латеральної та ротаційної стабілізації. Пацієнти на пасивному вакуумі (зокрема Пацієнт К, який скаржився на нестабільність на сходах) виконували тест повільніше (11.3с), побоюючись зміщення гільзи або втрати вакууму через складки силіконового наколінника при різких рухах.

5. Тест функціонального досягнення (FRT): Здатність нахилитися вперед, не втрачаючи рівноваги, була максимальною при активному вакуумі (34см). Це підтверджує тезу Пацієнта Р про покращення пропріоцепції — чітке відчуття положення стопи дозволяє пацієнту безпечно зміщувати центр маси тіла до самої межі стійкості.

Висновки до розділу 3

Аналіз та наукове узагальнення представлених у третьому розділі матеріалів дозволяють стверджувати, що фундаментальним базисом для об'єктивної оцінки патологічних локомоцій та оптимізації схеми побудови транстибіальних протезів є детальне розуміння біомеханічних паттернів, кінематики, динаміки та графіків м'язової активності нормальної ходи. Фізіологічна локомоція людини характеризується високою енергетичною ефективністю опорно-рухового апарату, залучаючи лише близько 30% максимальної м'язової сили та серцевого резерву (при референтній швидкості 80 м/хв), що запобігає макротравматизації суглобових поверхонь, а сам цикл ходи чітко диференціюється на фазу опори (Stance phase), яка становить 62%, та фазу маху (Swing phase), що займає 38%. Послідовний біомеханічний аналіз усіх восьми фаз циклу ходи — від початкового контакту (Initial contact), коли виникають перші вектори сил реакції опори, через завантаження стопи, середину та завершальний етап опори, підготовчий етап маху, і до безпосередньо махових інтервалів (початкового, середнього та завершального маху) — демонструє складну кінематику суглобів переважно в сагітальній площині з амплітудою згинання коліна до 60° для забезпечення кліренсу стопи, що забезпечується ексцентричним та концентричним скороченням дорсальних і плантарних згиначів, квадрицепса, тазостегнових екстензорів та абдукторів. У контексті протезування гомілки ця кінематична синергія критично залежить від надійності інтерфейсу фіксації гільзи, оскільки будь-яка рухливість у системі «кукса — гільза» під час фази переносу руйнує фізіологічний стереотип ходи та різко підвищує енерговитрати пацієнта. Проведене в межах магістерського дослідження клінічне тестування вибірки з 17 пацієнтів віком 24–56 років із різними антропометричними параметрами кукс дозволило верифікувати та порівняти ефективність трьох систем кріплення: активного вакууму, пасивного (клапанного) вакууму та механічних пін-систем. У ході дослідження визначено, що ключовий елемент вакуумних систем — силіконовий наколінник (герметизуюча манжета) — має дуалістичні властивості, оскільки разом із забезпеченням абсолютної герметичності та додаткової суспензії він виступає як паробар'єр, стимулюючи гіпергідроз шкіри кукси, а також лімітує амплітуду флексії коліна понад 90° через локальне здавлювання судинно-нервового пучка складками матеріалу в підколінній ямці. Водночас інтеграція системи активного вакууму з примусовим підтриманням негативного тиску в діапазоні 50–60 кПа довела свою максимальну клінічну ефективність, оскільки вона повністю нівелює проблему короткого важеля кукси, що яскраво підтвердив випадок

пацієнта В з ультракороткою куксою (10 см) при комбінованій ампутації TF + TT, який продемонстрував високий рівень біомеханічного контролю протеза. Для об'єктивізації отриманих результатів і переведення суб'єктивних скарг у доказову площину було реалізовано комплекс функціональних тестів, де середні показники першої групи (активний вакуум) підтвердили їхнє статистично значуще лідерство: дистанція в тесті 6-хвилинної ходьби (6MWT) склала 465.0 ± 25.0 метрів, швидкість у 10-метровому тесті (10mWT) — 6.7 ± 0.4 секунд, а час виконання тесту «Встань та йди» (TUG) — 7.4 ± 0.5 секунд, що свідчить про мінімальний тригер падінь та високий рівень динамічного балансу пацієнтів. На противагу цьому, пацієнти на пасивному вакуумі виявилися залежними від добових коливань об'єму кукси, що призводило до помірного вертикального поршневання у пацієнта С та періодичної дегерметизації системи на коротких куксах завдовжки 11 см у пацієнтів G та Q через мікрозміщення манжети. Найнижчі та клінічно незадовільні результати зафіксовані в групі механічних пін-систем, де середня дистанція 6MWT становила всього 310.0 ± 40.0 метрів, а ліміт стабільності в тесті функціонального досягнення (FRT) звузився до 21.0 ± 2.8 сантиметрів, що є прямим наслідком вираженої ротаційної нестабільності гільзи у пацієнта Е та хронічного больового синдрому від локального дистального тиску й ефекту доїння (дистальної тракції) тканин у фазі маху у пацієнтів І та О. Таким чином, отримані нами індивідуальні та групові результати інструментального тестування доводять, що система активного вакууму є сучасним ортопедичним стандартом, який забезпечує максимальну адгезію гільзи, стабілізує трофіку та об'єм тканин кукси й відновлює природну симетрію та впевненість ходи, тоді як пасивний вакуум має обмежені показання для довгих стабільних кукс, а пін-системи є найменш ефективними через високий рівень викликаних інструментальних обмежень та больових феноменів.

Список використаних джерел

- 1.А.Д. Салєєва, І.Л. Солнцева, Л.О. Бєлєвцова, Т.В. Носова, В.В. Семенець ВИРОБНИЧІ ТЕХНОЛОГІЇ ТА МАТЕРІАЛИ Навчальний посібник Харків-2022
- 2.THE EFFECTS OF VACUUM-ASSISTED SUSPENSION ON RESIDUAL LIMB PHYSIOLOGY, WOUND HEALING, AND FUNCTION: A SYSTEMATIC REVIEW Jason T. Kahle,*† John J. Orriola,‡ Will Johnston,§ and M. Jason Highsmith
- 3.А.Д. Салєєва, В.В. Семенець, Т.В. Носова, І.М. Василенко, П.О. Баєв, С.В. Корнєєв, О.М. Литвиненко, І.В. Карпенко, І.М. Чернишова, І.В. Кабаненко БІОМЕХАНІЧНІ ОСНОВИ ПРОТЕЗУВАННЯ ТА ОРТЕЗУВАННЯ Навчальний посібник Харків-2022
- 4.Гаркуш С.В ФІЗИЧНА ТЕРАПІЯ ВІСЬКОВИХ ПІСЛЯ АМПУТАЦІЇ ВЕРХНЬОЇ І НИЖНЬОЇ КІНЦІВОК ВНАСЛІДОК МІННО-ВИБУХОВОЇ ТРАВМИ: КЛІНІЧНИЙ ВИПАДОК Суми – 2024
- 5.Transtibial Amputation: Surgical Procedures and Immediate Postsurgical Management John H. Bowker, M.D. Bertram Goldberg, M.D. Pradip D. Poonekar, M.B.B.S., M.S. (Gen Surg)
- 6.Acute post-surgical management of the amputee https://www.physio-pedia.com/Acute_post-surgical_management_of_the_amputee
- 7.Physical Therapy Management of Adult Lower-Limb Amputees Robert S. Gailey, Jr., M.S.Ed., P.T. Curtis R. Clark, P.T.
- 8.Кіресєв І.В., Жаботинська Н.В., Штриголь С.Ю., Бакуменко М.Г., Хижняк В.М. Національний фармацевтичний університет Алгоритм реабілітації пацієнтів після ампутації нижньої кінцівки. <https://dspace.nuph.edu.ua/bitstream/123456789/28661/1/17-18.11.%2022%20%D0%A2%D0%B5%D0%B7%D0%B8%20%D0%90%D0%BB%D0%B3%D0%BE%D1%80%D0%B8%D1%82%D0%BC%20%D1%80%D0%B5%D0%B0%D0%B1%D1%96%D0%BB%D1%96%D1%82%D0%B0%D1%86%D1%96%D1%97%20...%20.pdf>
- 9.Холод Б.Г. ФІЗИЧНА ТЕРАПІЯ ПІСЛЯ АМПУТАЦІЇ НИЖНЬОЇ КІНЦІВКИ У ВІЙСЬКОВИХ Київ 2025 https://elibrary.kubg.edu.ua/id/eprint/52317/1/B_Kholod_FZFVS_2025.pdf
- 10.«ДНІПРОВСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ» КАФЕДРА ТРАВМАТОЛОГІЇ ТА ОРТОПЕДІЇ МЕТОДИЧНИЙ ПОСІБНИК ДЛЯ САМОСТІЙНОЇ ПОЗААУДИТОРНОЇ РОБОТИ ДЛЯ СТУДЕНТІВ 5 КУРСУ з дисципліни «ТРАВМАТОЛОГІЯ ТА ОРТОПЕДІЯ» Призначені для студентів та викладачів Дніпро 2022
- 11.Наколінники <https://alpsukraine.com/product/product-categories/nakolinyky>
- 12.Силіконова технологія: протез ноги та інше <https://alpsukraine.com/sylikonova-tekhnolohiya>
- 13.Г. Д. Дудок, Н. Б. Семенюк, В. Д. Фарина, В. Й. Скорохода Національний університет “Львівська політехніка”, кафедра хімічної технології і переробки пластмас ПОЛІМЕРИ В БІОМЕДИЧНИЙ ІНЖЕНЕРІЇ: МАТЕРІАЛИ ДЛЯ ВИРОБНИЦТВА ПРОТЕЗІВ ТА ОРТЕЗІВ (ОГЛЯД)
- 14.Suction (liner) <https://www.pw.co.nz/products/categories/suspension-systems/suction-liner>

15. https://www.ottobock.com/uk-ua/search?q=&a=b2b_catalogue&f=categoryPathLevels_uk.1%3ALiner
16. Sanders J.E. Interface biomechanics in lower-limb prosthetics.
17. External sleeve <https://www.pw.co.nz/products/categories/suspension-systems/external-sleeve>
18. World Health Organization. Rehabilitation and Assistive Technology Guidelines.
19. Pin and lock <https://www.pw.co.nz/products/categories/suspension-systems/pin-and-lock>
20. Perry J. Gait Analysis: Normal and Pathological Function.
<https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC3761742/>
21. Suction (without liner) <https://www.pw.co.nz/products/categories/suspension-systems/suction-without-liner>
22. International Society for Prosthetics and Orthotics (ISPO).
23. Negative pressure <https://www.pw.co.nz/products/categories/suspension-systems/negative-pressure>
24. Smith D.G., Michael J.W. Atlas of Amputations and Limb Deficiencies.
<https://academic.oup.com/ptj/issue/86/4>
25. Гільзи та системи кріплення протезів нижніх кінцівок <https://langs.physio-pedia.com/uk/lower-limb-prosthetic-sockets-and-suspension-systems-uk/>
26. Bowker J.H., Michael J.W. Atlas of Limb Prosthetics.
27. І. Ю. Худецький, Ю. В. Антонова-Рафі, Г. В. Мельник, Є. В. Сніцар ПРОТЕЗУВАННЯ ТА ШТУЧНІ ОРГАНИ КОНСПЕКТ ЛЕКЦІЙ Київ КПІ ім. Ігоря Сікорського 2021
28. Kahle J.T. The effects of vacuum-assisted suspension on residual limb physiology.
29. А.Д. Салєєва, О.Г. Аврунін, П.О. Баєв, С.В. Корнєєв, Я.В. Носова, І.В. Кабаненко, М.В. Зайцев, Т.О. Трофименко, І.Л. Тимофєєв КОНСТРУЮВАННЯ ТА ТЕХНОЛОГІЇ ВИГОТОВЛЕННЯ ПРОТЕЗІВ НИЖНІХ КІНЦІВОК Харків-2023 30. International Committee of the Red Cross. Standards in Prosthetics and Orthotics Rehabilitation.
31. Дрогобицький державний педагогічний університет імені Івана Франка Олена Волошин, Юрій Роголя ФІЗИЧНА ТЕРАПІЯ ПРИ АМПУТАЦІЯХ КІНЦІВОК Дрогобич, 2024
32. <https://langs.physio-pedia.com/uk/lower-limb-prosthetic-introduction-uk/>
33. <https://langs.physio-pedia.com/uk/acute-post-surgical-management-of-the-amputee-uk/>
34. <https://langs.physio-pedia.com/uk/post-fitting-management-of-the-amputee-uk/>

