

Вінницький національний технічний університет  
Факультет інформаційних електронних систем  
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

## МАГІСТЕРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

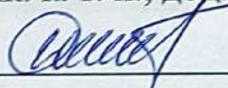
на тему:

**Система протезування нижніх кінцівок з контролем механічних навантажень**

Виконав: студент 2-го курсу, гр. БМІ-24м  
спеціальності 163 Біомедична інженерія

 Касьянчук В. О.

Керівник: к. т. н., доц., доцент каф. БМІОЕС

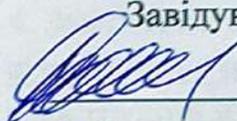
 Штофель Д. Х.

Опонент: д. т. н., професор, проф. каф. ІРТС

 Семенов А. О.

**Допущено до захисту**

Завідувач кафедри БМІОЕС

 к. т. н., доц. Коваль Л. Г.

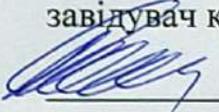
« 8 » 12 2025 р.

Вінниця ВНТУ – 2025 рік

Вінницький національний технічний університет  
Факультет інформаційних електронних систем  
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем  
Рівень вищої освіти – другий (магістерський)  
Галузь знань 16 Хімічна інженерія та біоінженерія  
Спеціальність 163 Біомедична інженерія  
Освітньо-професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії»

ЗАТВЕРДЖУЮ

завідувач кафедри БМІОЕС

 Л. Г. Коваль

«24» 09 2025 р.

ЗАВДАННЯ  
НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

Касьянчук Вікторії Олександрівні

1. Тема роботи: Система протезування нижніх кінцівок з контролем механічних навантажень

Керівник роботи: Штофель Д. Х., канд. техн. наук, доцент

затверджені наказом ВНТУ від «24» вересня 2025 року № 313.

2. Строк подання студентом роботи «08» грудня 2025 року.

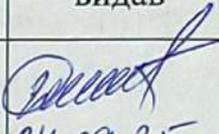
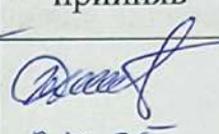
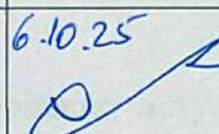
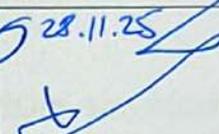
3. Вихідні дані до роботи: протез нижньої кінцівки, куксоприймальна гільза з можливістю реєстрації навантажень; сенсори тиску, патенти, науково-технічна та медична література.

4. Зміст текстової частини: аналіз навантажень у гільзі протеза нижньої кінцівки під час ходи; методи протезування нижньої кінцівки, аналіз конструкцій куксоприймальних гільз для реєстрації навантажень, розроблення лайнера з інтегрованими сенсорами тиску; розроблення 3D моделі каркасу для лайнера, розрахунок економічних показників та доцільності розробки.

5. Перелік ілюстративного матеріалу: фазування ходи людини з протезом; 3D модель каркасу лайнера, схема електрична принципова сенсорної системи, результати модельних досліджень.

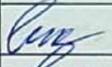
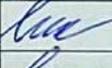
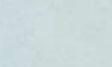
6. Консультанти розділів роботи

6. Консультанти розділів роботи

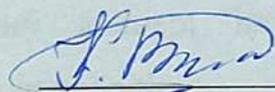
Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Спеціальна частина	Штофель Д. Х. к. т. н., доц. каф. БМІОЕС	 24.09.25	 8.12.25
Економічна частина	Козловський В. О. к. е. н., проф. каф. ЕПВМ	 6.10.25	 28.11.25

7. Дата видачі завдання «24» вересня 2025 року.

**КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН**

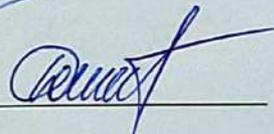
Назва етапів магістерської кваліфікаційної роботи	Строк виконання	Прим.
Аналітичний огляд питання, постановка завдань роботи	до 06.10.2025	
Розроблення моделей і методик досягнення мети роботи	до 27.10.2025	
Розроблення системи	до 24.11.2025	
Розрахунок техніко-економічних показників	до 01.12.2025	
Оформлення текстової та графічної частини	до 08.12.2025	
Попередній захист МКР	08.12.2025	
Рецензування МКР	до 19.12.2025	
Захист МКР	22-23.12.2025	

Здобувач



Вікторія КАСЬЯНЧУК

Керівник роботи



Дмитро ШТОФЕЛЬ

## АНОТАЦІЯ

Касьянчук В. О. Система аналізу електрокардіограми та локалізації серцевих патологій : магістерська кваліфікаційна робота зі спеціальності 163 Біомедична інженерія, освітньо-професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії». Вінниця : ВНТУ, 2025. 109 с.

Укр. мовою. Бібліогр.: 26 найм.; 15 рис.; 7 табл.

У магістерській кваліфікаційній роботі вирішено актуальне науково-прикладне завдання створення системи протезування нижніх кінцівок з інтегрованим контролем механічних навантажень у зоні контакту «біологічна тканина – штучна конструкція». Обґрунтовано критичну роль інтерфейсу протеза та показано вплив тиску, зсувних сил і явища піstonування на травматизацію м'яких тканин. Розроблено систему на основі матриці тонкоплівкових резистивних сенсорів, інтегрованих у силіконовий лайнер, з електронною та програмною компенсацією їхніх фізичних недоліків. Запропоноване рішення забезпечує об'єктивний інструментальний контроль навантажень у реальних умовах експлуатації протеза та створює передумови для підвищення комфорту і безпеки пацієнтів.

Ключові слова: протезування нижніх кінцівок; механічні навантаження в гільзі; тиск і зсувні сили; матриця сенсорів тиску; тонкоплівкові резистивні сенсори; силіконовий лайнер; інструментальний контроль навантажень; програмна компенсація недоліків.

## ABSTRACT

Kasianchuk V. O. System for analyzing electrocardiograms and localizing cardiac pathologies : master's thesis in specialty 163 Biomedical engineering, education programme «Intelligent artificial implants and medical devices in bioengineering». Vinnytsia : VNTU, 2025. 109 p.

In Ukrainian. Refs.: 26 titles.; 15 figs.; 7 tables.

The master's thesis solves the current scientific and applied problem of creating a lower limb prosthetic system with integrated control of mechanical loads in the contact zone "biological tissue - artificial structure". The critical role of the prosthesis interface is substantiated and the influence of pressure, shear forces and the pistoning phenomenon on soft tissue trauma is shown. A system based on a matrix of thin-film resistive sensors integrated into a silicone liner is developed, with electronic and software compensation of their physical deficiencies. The proposed solution provides objective instrumental control of loads in real conditions of prosthesis operation and creates the prerequisites for increasing patient comfort and safety.

**Key words:** lower limb prosthetics; mechanical loads in the sleeve; pressure and shear forces; matrix of pressure sensors; thin-film resistive sensors; silicone liner; instrumental control of loads; software compensation of deficiencies.

## ЗМІСТ

ВСТУП .....	6
1 БІОМЕХАНІЧНІ ТА КЛІНІЧНІ ОСНОВИ ПРОТЕЗУВАННЯ НИЖНІХ КІНЦІВОК.....	9
1.1 Біомеханіка опорно-рухового апарату при ходьбі .....	9
1.2 Біомеханічні особливості кукси та м'яких тканин .....	19
1.3 Клінічні проблеми традиційного протезування.....	27
1.4 Необхідність об'єктивного контролю механічних навантажень .....	29
2 МЕТОДИ ТА ТЕХНОЛОГІЇ КОНТРОЛЮ НАВАНТАЖЕНЬ У СИСТЕМАХ ПРОТЕЗУВАННЯ .....	32
2.1 Класифікація методів вимірювання механічних навантажень.....	32
2.2 Сенсорні системи для вимірювання тиску в протезних гільзах.....	38
2.3 Проблеми інтеграції сенсорів у біомеханічні системи .....	47
2.4 Аналіз існуючих комерційних рішень .....	54
3 РОЗРОБЛЕННЯ СИСТЕМИ ПРОТЕЗУВАННЯ НИЖНІХ КІНЦІВОК З КОНТРОЛЕМ МЕХАНІЧНИХ НАВАНТАЖЕНЬ .....	56
3.1 Концепція розроблюваної системи .....	56
3.2 Інтеграція сенсорів у лайнер протеза .....	59
3.3 Апаратна платформа системи моніторингу навантажень.....	64
3.4 Розроблення програмно-алгоритмічного комплексу .....	68
4 ЕКОНОМІЧНИЙ РОЗДІЛ.....	76
4.1 Технологічний аудит розробленої системи протезування нижніх кінцівок з контролем механічних навантажень .....	76
4.2 Розрахунок витрат на розроблення системи протезування нижніх кінцівок з контролем механічних навантажень .....	80
4.3 Розрахунок економічного ефекту від можливого виведення на ринок розробленої системи протезування нижніх кінцівок з контролем механічних навантажень .....	84
ВИСНОВКИ.....	90

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	92
Додаток А (обов'язковий) Ілюстративна частина .....	95
Додаток Б (довідковий) Скрипт для OpenSCAD для побудови параметричної 3D моделі каркасу лайнера.....	101
Додаток В (довідковий) Реалізація алгоритмів обробки сигналів з сенсорів...	104
Додаток Г (довідковий) Програма візуалізація сигналів з сенсорів тиску .....	106
Додаток Д (обов'язковий) Протокол перевірки роботи.....	109

## ВСТУП

### *Актуальність дослідження*

Протезування нижніх кінцівок є одним із ключових напрямів сучасної медичної та реабілітаційної інженерії, що безпосередньо впливає на якість життя пацієнтів з ампутаціями. Незважаючи на значний прогрес у матеріалознавстві, адитивних технологіях та механічному конструюванні протезів, проблема біомеханічної сумісності між куксою та протезною гільзою залишається недостатньо вирішеною. Саме інтерфейс «біологічна тканина – штучна конструкція» є критичною ланкою системи протезування, оскільки через нього передаються всі механічні навантаження, що виникають під час статичних положень і динамічних фаз ходи.

М'які тканини кукси мають складні в'язкопружні та нелінійні механічні властивості, високу чутливість до локального перевантаження та обмежену здатність до адаптації при тривалому стисканні. У той же час традиційні протезні гільзи виготовляються з відносно жорстких матеріалів, що неминуче призводить до нерівномірного розподілу контактного тиску. Наслідками цього є виникнення больового синдрому, дерматологічних ушкоджень, ішемічних змін тканин та зниження часу комфортного використання протеза, що в окремих випадках призводить до повної відмови пацієнта від протезування.

Сучасна клінічна практика підгонки протезів значною мірою базується на суб'єктивних відчуттях пацієнта та досвіді протезиста. За відсутності кількісної інформації про розподіл механічних навантажень у гільзі корекція конструкції має емпіричний характер, що ускладнює стандартизацію результатів та впровадження доказових підходів у протезуванні. У зв'язку з цим зростає потреба у створенні інструментальних систем, здатних забезпечити об'єктивний контроль контактних навантажень безпосередньо в умовах реальної експлуатації протеза.

Існуючі промислові системи вимірювання тиску в протезних гільзах характеризуються високою точністю, проте мають суттєві обмеження, зокрема

високу вартість, складність інтеграції та обмежену доступність для широкого клінічного застосування. Натомість бюджетні сенсорні технології, придатні для масштабування та персоналізації, мають низку фізичних недоліків, таких як нелінійність, гістерезис і дрейф показників, що потребує застосування спеціалізованих алгоритмів обробки сигналів.

У цьому контексті актуальним є розроблення системи протезування нижніх кінцівок з інтегрованим контролем механічних навантажень, яка поєднує доступні сенсорні технології, параметричне проектування індивідуальних лайнерів та алгоритмічну компенсацію похибок вимірювання. Такий підхід дозволяє перейти від суб'єктивної оцінки комфорту до кількісного аналізу взаємодії протеза з біологічними тканинами, створюючи передумови для підвищення безпеки, ефективності та персоналізації протезування.

Отже, дослідження, спрямоване на створення та обґрунтування системи контролю механічних навантажень у протезах нижніх кінцівок, є актуальним з точки зору сучасних потреб реабілітаційної медицини, біомеханіки та інженерії медичних виробів.

*Мета магістерської кваліфікаційної роботи* – розроблення системи протезування нижніх кінцівок з інтегрованим контролем механічних навантажень у зоні контакту між куксою та протезною гільзою для підвищення комфорту, безпеки та ефективності протезування.

*Завданнями магістерської кваліфікаційної роботи є:*

- провести аналіз біомеханічних особливостей взаємодії кукси з протезною гільзою та сучасних підходів до контролю механічних навантажень у системах протезування нижніх кінцівок;
- здійснити огляд і порівняльний аналіз існуючих сенсорних технологій та систем вимірювання контактного тиску, що застосовуються у протезуванні;
- обґрунтувати вибір сенсорної технології для реалізації системи контролю механічних навантажень у протезному лайнері;

- розробити конструкцію протезного лайнера з інтегрованими датчиками механічних навантажень;
- розробити електронну архітектуру системи збору та передачі даних з сенсорів механічних навантажень;
- розробити алгоритми обробки, фільтрації та компенсації похибок вимірювань механічних навантажень.

*Об'єкт магістерської кваліфікаційної роботи:* процес протезування нижньої кінцівки людини.

*Предмет магістерської кваліфікаційної роботи:* система контролю механічних навантажень у протезі нижньої кінцівки, що включає конструкцію лайнера, сенсорні елементи та алгоритми обробки вимірювальних даних.

*Методи дослідження.*

Під час виконання магістерської кваліфікаційної роботи застосовувалися такі методи: аналітично-пошуковий метод і методи аналізу науково-технічної літератури; методи теорії біомеханіки та біотехнічних систем; методи параметричного та CAD-моделювання; методи цифрової обробки сигналів; експериментальні методи вимірювання та аналізу механічних навантажень.

*Наукова новизна* одержаних результатів: у роботі запропоновано та обґрунтовано підхід до інтеграції системи контролю механічних навантажень безпосередньо в структуру протезного лайнера з використанням доступних сенсорів і алгоритмічної компенсації їх нелінійних та в'язкопружних властивостей, що дозволяє отримувати кількісну інформацію про розподіл контактного тиску в реальному часі.

*Практичне значення* одержаних результатів: розроблено функціональну систему протезування нижньої кінцівки з контролем механічних навантажень, що може бути використана для оцінки якості посадки протеза, виявлення зон локального перевантаження та підтримки процесу індивідуального налаштування протезних гільз; запропоновані конструктивні та алгоритмічні рішення придатні для подальшої модифікації та впровадження у клінічну практику.

# 1 БІОМЕХАНІЧНІ ТА КЛІНІЧНІ ОСНОВИ ПРОТЕЗУВАННЯ НИЖНІХ КІНЦІВОК

## 1.1 Біомеханіка опорно-рухового апарату при ходьбі

Ходьба людини є складним біомеханічним процесом, що поєднує високу енергетичну ефективність, автоматизованість рухових програм та здатність до адаптації в умовах змінного середовища. З позицій механіки ходьба являє собою циклічний процес поступального переміщення центру мас тіла у просторі, який реалізується завдяки скоординованій роботі багатоланкової кінематичної системи опорно-рухового апарату під контролем центральної нервової системи. Для фахівців у галузі протезування глибоке розуміння закономірностей нормальної локомоції має не лише теоретичне, а насамперед прикладне значення, оскільки саме воно визначає принципи відновлення втрачених функцій після ампутації.

Процес протезування нижньої кінцівки не обмежується механічним заміщенням анатомічного дефекту. Його основною метою є інтеграція штучного механічного елемента в існуючу біологічну систему керування рухом таким чином, щоб кінематичні та кінетичні параметри ходи пацієнта максимально наближалися до фізіологічної норми. Досягнення цього дозволяє зменшити енергетичні витрати під час пересування, підвищити стабільність ходи та запобігти розвитку вторинних дегенеративних змін опорно-рухового апарату, зокрема в суглобах контралатеральної кінцівки та хребті.

Фундаментальною відмінністю ходьби від інших форм локомоції, зокрема бігу, є постійна наявність контакту з опорною поверхнею. У будь-який момент часу при ходьбі хоча б одна стопа перебуває в контакті з ґрунтом, а впродовж циклу виникають періоди подвійної опори, коли маса тіла розподіляється між обома кінцівками. Саме ця особливість визначає високу стабільність системи «людина – опорна поверхня» та специфічний характер навантажень, що передаються через суглоби нижніх кінцівок.

Ампутація нижньої кінцівки порушує сформовану біомеханічну рівновагу, змінюючи масо-інерційні характеристики сегментів, геометрію важелів прикладання м'язових сил і структуру пропріоцептивного зворотного зв'язку. Організм змушений адаптуватися до нових умов шляхом перебудови рухових стратегій, що часто супроводжується асиметрією ходи, зростанням навантажень на здорову кінцівку та збільшенням енергетичних витрат. У цьому контексті конструкція протеза може як сприяти ефективній компенсації втрати, так і посилювати біомеханічні порушення, що підкреслює необхідність глибокого аналізу параметрів нормальної та патологічної ходи [1].

Цикл ходи є базовою одиницею аналізу локомоції. Він визначається як часовий інтервал або послідовність подій між первинним контактом однієї стопи з поверхнею та наступним контактом тієї ж стопи. Цей цикл традиційно нормується у відсотках від 0% до 100%, що дозволяє порівнювати ходу різних пацієнтів незалежно від швидкості їх пересування.

Цикл ходи поділяється на дві глобальні фази: фазу опори та фазу переносу. Їх співвідношення та внутрішня структура є критичними показниками ефективності ходи. У межах циклу ходи виділяють дві основні фази: фазу опори та фазу переносу. Фаза опори триває приблизно 60–62 % циклу і характеризується перебуванням кінцівки під навантаженням маси тіла, виконуючи функції амортизації, стабілізації та поступального переміщення. Фаза переносу охоплює близько 38–40 % циклу і відповідає за переміщення кінцівки вперед із забезпеченням достатнього кліренсу над поверхнею. Важливою складовою фази опори є два періоди подвійної опори, що відповідають початковому та завершальному етапам опори; їх сумарна тривалість у нормі становить 20–25 % циклу та відіграє ключову роль у забезпеченні стабільності.

Сучасна біомеханіка та клінічний аналіз ходи використовують термінологію Національного реабілітаційного центру США Rancho Los Amigos, яка виділяє вісім функціональних підфаз, кожна з яких має чіткі межі та завдання (рисунок 1.1).

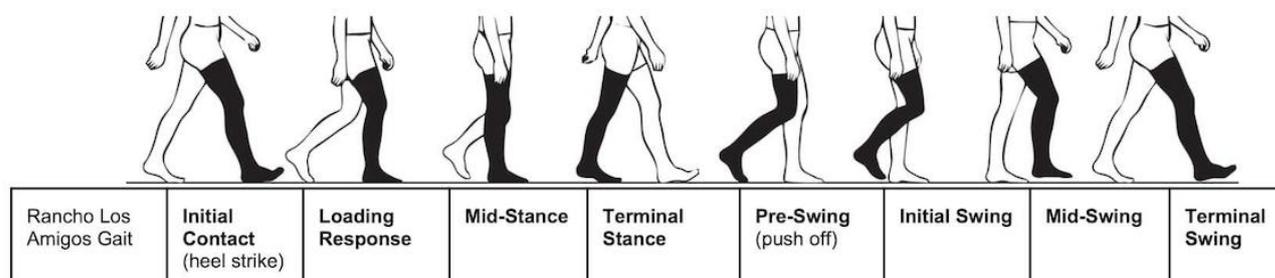


Рисунок 1.1 – Підфази ходьби згідно з Національним реабілітаційним центром США Rancho Los Amigos [3]

Розглянемо детальніше фази ходи. В дужках, поруч з англійськими назвами фаз, будемо наводити умовну тривалість фази за стобальною шкалою (де 0 – початок циклу кроку, 100 – кінець циклу).

1. Початковий контакт (Initial Contact, 0-2).

Подія: Момент дотику стопи до поверхні. У нормі це контакт п'ятою.

Біомеханіка: Стегно зігнуте ( $\sim 30^\circ$ ), коліно майже повністю розігнуте (0-5° згинання), гомілковостопний суглоб у нейтральному положенні ( $90^\circ$ ).

Клінічне значення: Це момент переходу від відкритого кінематичного ланцюга до закритого. Правильна орієнтація стопи важлива для ініціації п'яточного переката (heel rocker). При ампутації неправильне налаштування протеза може призвести до контакту всією підошвою або переднім відділом, що порушує плавність руху.

2. Відповідь на навантаження (Loading Response, 2-12).

Подія: Перенос ваги тіла на опорну ногу, поки інша нога готується до відриву. Перший період подвійної опори.

Біомеханіка: Відбувається контрольована плантарна флексія (під дією ексцентричної роботи переднього великогомілкового м'яза) та згинання коліна до  $15-20^\circ$  (shock absorption).

Клінічне значення: Це найскладніша фаза для протезування. Колінний вузол протеза (при трансфеморальній ампутації) повинен бути стабільним, але

бажано допускати невелике "підгинання" для амортизації. Відсутність цього механізму веде до ударних навантажень на куксу та хребет.

### 3. Середина опори (Midstance, 12-31).

Подія: Початок періоду одиночної опори. Тіло "перекочується" через опорну ногу.

Біомеханіка: Стопа нерухома на поверхні. Гомілка рухається вперед (ankle rocker). Коліно розгинається.

Клінічне значення: Забезпечення стабільності у фронтальній площині. Слабкість відвідних м'язів стегна (gluteus medius) призводить до позитивного симптому Тренделенбурга або компенсаторного нахилу тулуба в бік протеза.

### 4. Завершення опори (Terminal Stance, 31-50).

Подія: П'ята опорної ноги відривається від землі, тіло виходить вперед за межі опорної площі стопи.

Біомеханіка: Максимальне розгинання в кульшовому суглобі (до 20° гіперекстензії). Перекат через передній відділ стопи (forefoot rocker).

Клінічне значення: Це фаза генерації потужності. Обмеження розгинання стегна (контрактура) при ампутації критично скорочує крок здорової ноги.

### 5. Передмах (Preswing, 50-62).

Подія: Другий період подвійної опори. Починається з контакту протилежної ноги і закінчується відривом пальців опорної ноги.

Біомеханіка: Швидке згинання коліна (до 40°) та плантарна флексія стопи.

Клінічне значення: Підготовка до переносу. Енергія, накопичена в пружних елементах (карбонова стопа протеза), вивільняється, допомагаючи ініціювати рух вперед.

### 6. Початковий мах (Initial Swing, 62-75).

Подія: Відрив стопи та прискорення стегна вперед.

Біомеханіка: Максимальне згинання коліна (~60°) для забезпечення кліренсу.

Клінічне значення: Недостатнє згинання колінного вузла протеза призводить до зачіпання носком за підлогу (sprumble) та змушує пацієнта використовувати компенсаторні рухи (волтінг, циркумдукція).

#### 7. Середній мах (Midswing, 75-87).

Подія: Проходження махової ноги повз опорну.

Біомеханіка: Гомілка переходить у вертикальне положення, коліно починає розгинатися. Стопа в нейтральному положенні (дорсифлексія).

Клінічне значення: Забезпечення безпечної відстані між стопою та поверхнею.

#### 8. Завершальний мах (Terminal Swing, 87-100).

Подія: Гальмування кінцівки перед контактом.

Біомеханіка: Повне розгинання коліна. Ексцентрична активність задньої групи м'язів стегна гальмує гомілку.

Клінічне значення: Підготовка до стабільного прийому ваги. Занадто різке гальмування (terminal impact) у протезі викликає дискомфорт і нестабільність [2].

Аналіз кінематики рухів неможливий без урахування кінетичних характеристик, тобто сил і моментів, що зумовлюють ці рухи. Для систем протезування нижніх кінцівок кінетичний аналіз має принципове значення, оскільки протез виступає проміжною ланкою між тілом людини та опорною поверхнею і повинен адекватно сприймати, передавати та перерозподіляти зовнішні механічні навантаження. Порушення цього балансу призводить до перевантаження кукси, компенсаторних змін ходи та розвитку вторинних патологій опорно-рухового апарату.

Сила реакції опори (Ground Reaction Force, GRF) є векторною величиною, що характеризує силу протидії опорної поверхні, прикладену до стопи під час контакту з нею. Відповідно до третього закону Ньютона, ця сила є дзеркальним відображенням сили, з якою тіло діє на опору. Вектор GRF традиційно розкладають на три взаємно перпендикулярні складові: вертикальну, передньо-задню та медіо-латеральну.

Вертикальна складова сили реакції опори має характерний двогорбий профіль, так звану М-подібну криву. Перший пік виникає у фазі відповіді на навантаження та досягає приблизно 110–120 % маси тіла. Він зумовлений інерційними ефектами під час прийому ваги тіла опорною кінцівкою. У середині фази опори спостерігається зниження вертикальної сили до приблизно 80 % маси тіла, що пов'язано з підйомом центра мас тіла та відповідним зменшенням тиску на опору. Другий пік виникає у фазі завершення опори під час відштовхування і також досягає 110–120 % маси тіла; він формується за рахунок активної роботи литкових м'язів, які забезпечують поступальне переміщення тіла вперед.

У пацієнтів з ампутацією нижньої кінцівки вертикальна складова GRF зазнає характерних змін. Зокрема, на боці ампутації другий пік часто істотно знижений або відсутній, оскільки протез не здатний генерувати активну м'язову силу. Водночас на збереженій кінцівці обидва піки нерідко перевищують фізіологічну норму, що свідчить про її перевантаження та компенсаторну гіперфункцію і є фактором ризику розвитку дегенеративних змін, зокрема артрозу колінного суглоба.

Передньо-задня складова сили реакції опори діє у площині руху та відображає процеси гальмування і прискорення. У першій половині фази опори вектор цієї складової спрямований назад і забезпечує гальмування руху тіла, досягаючи приблизно 15–20 % маси тіла. У другій половині опори вектор змінює напрямок на протилежний і відповідає за прискорення, при цьому його величина може сягати 20–25 % маси тіла.

Клінічне значення передньо-задньої складової полягає у формуванні значних зсувних навантажень на межі контакту «кукса – куксоприймальна гільза». Під час гальмування кісткові структури кукси зміщуються вперед відносно м'яких тканин, тоді як гільза фіксується відносно опорної поверхні, що призводить до підвищеного тиску в дистальній та передній ділянках. Аналогічні, але протилежно спрямовані зсувні навантаження виникають у фазі прискорення. Саме зсувні сили є однією з основних причин подразнення шкіри, потертостей та утворення трофічних виразок.

Медіо-латеральна складова сили реакції опори має найменшу амплітуду, зазвичай у межах 5–7 % маси тіла, однак відіграє критичну роль у підтриманні рівноваги. У осіб з ампутацією нижньої кінцівки спостерігається значно більша варіабельність цієї складової, що відображає підвищену нестабільність та постійні коригувальні рухи для збереження балансу.

Взаємодія вектора сили реакції опори з важелями кісткових сегментів створює зовнішні моменти сил у суглобах, які повинні бути врівноважені внутрішніми м'язовими моментами. Аналіз суглобової кінетики дозволяє оцінити навантаження на суглоби та енергетичну ефективність ходи.

У колінному суглобі в сагітальній площині положення вектора GRF відносно центра обертання суглоба постійно змінюється протягом фази опори. Під час початкового контакту вектор проходить попереду колінного суглоба, створюючи зовнішній момент розгинання, що забезпечує пасивну стабільність. У фазі відповіді на навантаження вектор зміщується позаду осі суглоба, формуючи зовнішній момент згинання, який повинен компенсуватися ексцентричною активністю чотириголового м'яза стегна. У цей період відбувається поглинання механічної енергії, що проявляється негативною потужністю. У середині опори вектор знову проходить попереду коліна, створюючи так звану розгинальну стабільність, яка дозволяє зменшити м'язову активність. У фазі передмаху швидке переміщення вектора позаду суглоба сприяє згинанню коліна та ініціації махового руху.

Ампутація нижньої кінцівки радикально змінює описані закономірності нормальної ходи, оскільки порушує сформовану біомеханічну рівновагу, змінює масо-інерційні характеристики сегментів та геометрію важелів прикладання м'язових сил, а також впливає на пропріоцептивний зворотний зв'язок. У цьому контексті особливості кінематики та кінетики ходи після ампутації безпосередньо залежать від рівня втрати кінцівки та типу протеза, що використовують. Глибокий аналіз цих змін дозволяє зрозуміти, як конструкція протеза і спосіб його фіксації впливають на передачу навантажень, стабільність ходи та енергетичну ефективність пересування. Наступні підрозділи

розглядають біомеханічні особливості транстібіальної та трансфemorальної ампутацій із точки зору кінематики кукси, сили реакції опори та адаптації рухових стратегій.

Збереження колінного суглоба при транстібіальній ампутації є значною перевагою, оскільки дозволяє зберегти майже нормальний кінематичний малюнок ходи. Водночас основною проблемою залишається інтерфейс передачі навантаження від протеза на куксу. Кукса не є природним органом опори, а шкіра та м'які тканини кукси не пристосовані до сприйняття високих навантажень, особливо зсувного характеру. Традиційний підхід РТВ (Patellar Tendon Bearing), розроблений у 1950-х роках, передбачає перенесення основного осьового навантаження на специфічні навантажувальні зони при транстібіальній ампутації, серед яких зв'язка надколінка, медіальний виросток великогомілкової кістки та черевце литкового м'яза. Чутливі зони, такі як гребінь великогомілкової кістки та голівка малогомілкової кістки, розвантажуються шляхом створення заглиблень у гільзі. Недоліком цього підходу є виникнення високих локальних піків тиску та ризик порушення кровообігу в навантажувальних зонах. Сучасний підхід TSB (Total Surface Bearing) базується на законах Паскаля та передбачає рівномірний розподіл тиску по всій поверхні кукси за допомогою силіконових або гелевих лайнерів і вакуумної підвіски. Це зменшує пікові значення тиску, які зазвичай складають близько 40–60 кПа, знижує набряки та покращує пропріоцепцію. Дослідження показують, що TSB забезпечує кращу фіксацію кукси та зменшує явище пістонування – вертикального руху кукси в гільзі під час фази переносу та фази опори, що виникає під дією ваги протеза та відцентрових сил. Надмірне пістонування, більше ніж 10 мм, призводить до пошкодження шкіри через тертя та відчуття нестабільності. Зсувні сили всередині гільзи можуть досягати 40 кПа і являють собою векторну суму сил тертя та розтягування тканин. У фазі Loading Response кукса занурюється в гільзу і зміщується вперед, створюючи значний зсув на задній поверхні, де литковий м'яз тягнеться вгору відносно шкіри, та на передній дистальній поверхні. TSB-гільзи з лайнерами перетворюють тертя «шкіра-гільза» на зсув

всередині матеріалу лайнера, що захищає епідерміс і покращує комфорт під час ходи.

Втрата колінного суглоба та значної частини м'язового масиву стегна при трансфеморальній ампутації кардинально змінює локомоцію. Пацієнт втрачає прямий контроль над згинанням і розгинанням гомілки та змушений покладатися на механічну стабільність протезного вузла й залишкову функцію кульшового суглоба. Проблема стабільності коліна вирішується насамперед вирівнюванням. У статиці центр обертання колінного вузла зміщується позаду лінії навантаження, яка проходить від великого вертлюга до гомілковостопного суглоба, створюючи постійний розгинальний момент під вагою тіла. Під час ходи пацієнт повинен активно розгинати стегно за допомогою великого сідничного м'яза у момент навантаження п'ятою, щоб утримати вектор сили тяжіння попереду центру обертання коліна. Якщо вектор проходить позаду, виникає згинальний момент, і коліно підкоситься. Тип колінного механізму значно впливає на біомеханіку ходи. Поліцентричні вузли мають чотириланковий механізм із миттєвим центром обертання (ICR), який у фазі повного розгинання зміщується високо і далеко назад, забезпечуючи високу стабільність коліна, а при початку згинання швидко переміщується, дозволяючи легко здійснити мах ноги та забезпечуючи вкорочення коліна для покращення кліренсу. Мікропроцесорні коліна (МПК), такі як C-Leg або Genium, використовують датчики кута та моменту сили для керування гідравлічним опором у реальному часі з частотою 50–100 Гц, що дозволяє реалізувати функцію Stance Flexion – підгинання коліна під навантаженням. Це імітує ексцентричну роботу м'язів, знижує ударне навантаження, енергетичні витрати та пікові сили на здорову ногу, підвищуючи безпеку та комфорт пересування пацієнта.

Ходьба з протезом нижньої кінцівки суттєво відрізняється від фізіологічної ходи через зміни кінематики, кінетики та контролю рухів (рисунок 1.2).

Під час фази опори, яка займає близько 60 % циклу, у здорової людини початковий контакт відбувається п'ятою, що забезпечує плавне поглинання удару і поступальне перенесення ваги на опорну ногу. На протезі ж цей контакт

часто є менш впевненим, а жорстка конструкція стопи протеза знижує амортизаційні можливості гомілковостопного суглоба, змушуючи колінний вузол або куксу брати на себе більше навантаження. Фаза відповіді на навантаження у фізіологічній ході забезпечується активною ексцентричною роботою квадрицепсів, тоді як на протезі контроль стабільності досягається механічним блокуванням коліна або розгинанням у кульшовому суглобі за рахунок взаємодії кукси з гільзою.

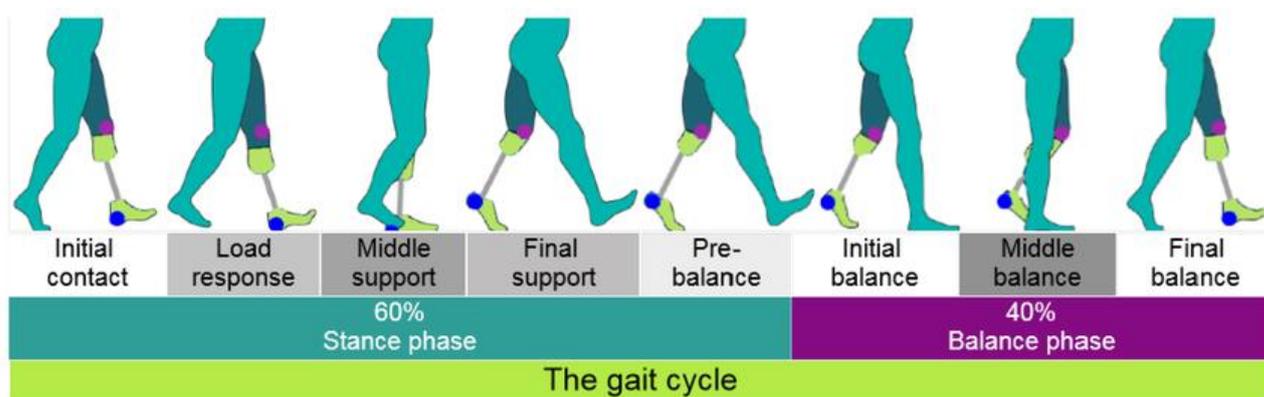


Рисунок 1.2 – Підфази ходьби при використанні протеза нижньої кінцівки [4]

У фазі Terminal Stance та Preswing у здорової людини відбувається активне відштовхування носком стопи завдяки скороченню литкових м'язів, що генерує поступальний рух і накопичує енергію для наступного переносу. На протезі цей процес пасивний: енергія зберігається в пружних елементах стопи або матеріалі протеза і повертається без участі м'язів, що змінює механіку переносу та зменшує ефективність генерації сили.

Фаза перенесення також зазнає значних змін. Кліренс ноги до підлоги обмежений відсутністю активного згинання стопи (дорсіфлексії), тому пацієнти часто використовують компенсаторні рухи, зокрема циркумдукцію (обхід ноги вбік) або hip-hiking (підйом тазу), щоб уникнути зачіпання носком протеза за поверхню. Крім того, тривалість фази перенесення на протезі зазвичай довша, а

фази опори коротша, що підкреслює прагнення швидше перенести вагу на здорову кінцівку, яка забезпечує більшу стабільність [2].

Внаслідок цих змін ходьба з протезом стає асиметричною, центр ваги зміщується у бік здорової кінцівки, підвищується роль механізмів балансування під час переносу ноги та зростають енерговитрати – на 20–60 % більше, ніж при фізіологічній ході. Відсутність активної роботи м'язів гомілки та необхідність контролю колінного вузла протеза роблять процес пересування більш енергозатратним і менш ефективним, а також збільшують навантаження на здорову кінцівку та хребет.

## 1.2 Біомеханічні особливості кукси та м'яких тканин

Фундаментальною проблемою сучасного протезування є невідповідність еволюційного призначення тканин кукси тим функціям, які на них покладаються після ампутації. У біологічній нормі навантаження ваги тіла та реактивні сили опори (Ground Reaction Forces – GRF) передаються через спеціалізовані анатомічні структури: підошовну поверхню стопи, пристосовану до тертя та компресії, та суглобові поверхні, що забезпечують амортизацію. Після ампутації ці сили перенаправляються на куксу – об'єкт, який з погляду механіки є композитом, що не був еволюційно адаптований до сприйняття інтенсивних зовнішніх навантажень.

Кукса не є пасивною геометричною фігурою; це динамічна біологічна система, що складається з чотирьох основних шарів з кардинально відмінними механічними властивостями: кісткової основи, м'язового масиву, підшкірної жирової клітковини та шкірних покривів. Кожен з цих компонентів демонструє унікальну реакцію на механічний стрес, що ускладнює створення універсальної моделі взаємодії "людина-протез".

Кістковий елемент кукси (залишок стегнової або великогомілкової кістки) виконує роль важеля для передачі моментів сили від збереженої мускулатури до протеза. Однак біомеханічний статус кістки суттєво змінюється після операції.

Відсутність дистального осьового навантаження запускає процеси ремоделювання кісткової тканини.

Дослідження показують, що люди з ампутацією, особливо з трансфеморальним рівнем ампутації, демонструють значне зниження як кортикальної, так і трабекулярної щільності на дистальному кінці кукси порівняно з інтактною кінцівкою. Це призводить до зменшення механічної міцності кістки та підвищує ризик переломів при навантаженні. Додатково дистальний кінець кістки часто стає джерелом патологічних концентраторів напружень. Так, утворення остеофітів і кісткових шпор на торці кукси створює зони пікового тиску зсередини, що травмує м'які тканини, розташовані між кісткою та жорсткою стінкою гільзи. Крім того, гетеротопічна осифікація, тобто формування кісткової тканини в м'язах і підшкірних тканинах кукси, призводить до появи жорстких включень у податливому масиві. Це змінює загальну жорсткість кукси та створює болючі ділянки при компресії, що ускладнює комфортну посадку протеза та підвищує ризик травмування м'яких тканин під час використання протеза.

М'язи кукси, позбавлені своїх дистальних точок кріплення, зазнають атрофії та структурної дезорганізації. Хірургічні методи стабілізації м'язів, такі як міодез (фіксація м'язів безпосередньо до кістки через просвердлені отвори) або міопластика (зшивання м'язів-антагоністів над торцем кістки), є критичними для створення стабільної "подушки". Однак, навіть за умови якісної хірургії, МРТ-дослідження демонструють значну жирову інфільтрацію (міостеатоз) у м'язах кукси. Заміна скорочувальних м'язових волокон на жирову тканину знижує модуль пружності м'язового компартмента та змінює його демпфуючі властивості. М'яз перетворюється з активного виконавчого елемента на пасивний в'язкопружний буфер, який піддається значним об'ємним деформаціям під навантаженням.

Шкіра та підшкірна жирова клітковина є безпосереднім інтерфейсом передачі навантаження. Жирова тканина поводить себе як майже нестисливий матеріал з високим коефіцієнтом Пуассона (наближається до 0.5), що означає,

що при осьовому стисненні вона має тенденцію до значного латерального розширення. Це створює гідростатичний тиск у замкнутому просторі гільзи. Шкіра, у свою чергу, має виражену анізотропію, зумовлену орієнтацією колагенових волокон (лінії Лангера). Її механічна міцність на розрив є високою, проте стійкість до зсувних зусиль, особливо в умовах підвищеної вологості та температури всередині гільзи, є обмеженою. Наявність рубцевої тканини, яка є менш еластичною та біднішою на кровопостачання, створює ділянки з механічною невідповідністю, де часто виникають розриви та виразки під дією тангенціальних сил [5].

М'які тканини кукси не підкоряються лінійному закону Гука, їхня поведінка характеризується нелінійною в'язкопружністю, що є ключовим фактором при проєктуванні протезних гільз. Розуміння цієї поведінки вимагає аналізу залежності "напруження-деформація" в часовій області. В'язкопружна природа тканин проявляється у кількох ефектах, які безпосередньо впливають на стабільність посадки протеза та комфорт пацієнта. Першим є повзучість, яка полягає у поступовому зростанні деформації тканини при постійному навантаженні. Під дією ваги тіла тканини кукси повільно стискаються і витісняються, що призводить до осідання кукси всередину гільзи, або так званого ефекту "pistoning". Це може викликати небажаний контакт дистального кінця кістки з дном гільзи через кілька годин носіння, якщо об'єм гільзи не враховує цей ефект.

Другим ефектом є релаксація напружень. При фіксованій деформації внутрішнє напруження тканин з часом зменшується, що пояснює, чому гільза, яка здається тісною вранці, стає більш комфортною через 10–20 хвилин носіння. Цей процес обумовлений перерозподілом рідини в інтерстиціальному просторі та віскоеластичною переорієнтацією полімерних структур колагену та еластину. Третій ефект – гістерезис, при якому крива розвантаження тканин при циклічному навантаженні не співпадає з кривою навантаження. Площа петлі гістерезису відображає енергію, що розсіюється у вигляді тепла, що разом з

поганою теплопровідністю матеріалів лайнерів сприяє локальному підвищенню температури тканин, потовиділенню та зміні коефіцієнта тертя шкіри.

Для математичного опису механічної поведінки м'яких тканин кукси використовуються складні конститутивні моделі, оскільки лінійна теорія пружності непридатна при великих деформаціях. Для опису миттєвої пружної реакції найчастіше застосовуються гіперпружні моделі, такі як Огдена, Муні-Рівліна та Нео-Гука.

Часову залежність поведінки тканин моделюють за допомогою в'язкопружних моделей. Модель Максвелла, яка представляє послідовне з'єднання пружини та демпфера, добре описує релаксацію напружень, але не враховує повзучість. Модель Кельвіна-Фойгта, що є паралельним з'єднанням пружини та демпфера, ефективно моделює повзучість, але недостатньо описує релаксацію. Для точного відтворення обох явищ застосовують стандартну модель твердого тіла або узагальнені моделі, комбінуючи різні елементи. Дослідження *in-vivo* показали, що шкірно-жировий шар та м'язовий комплекс мають швидку початкову фазу релаксації, що необхідно враховувати при проєктуванні та підборі матеріалів лайнерів.

Порівняльний аналіз механічних властивостей тканин кукси та матеріалів протезних лайнерів демонструє проблему значної невідповідності жорсткості. Модуль пружності матеріалів гільзи перевищує модуль м'яких тканин у мільйони разів, створюючи колосальний градієнт жорсткості на межі розділу. Лайнери виконують роль буфера, проте навіть вони часто значно жорсткіші за атрофовану жирову клітковину, що має важливе значення для розподілу навантаження та комфорту людини з ампутацією [6].

Взаємодія кукси з гільзою формує складне поле механічних напружень, яке включає не лише нормальний тиск, але й значні зсувні компоненти та тертя. Для об'єктивного аналізу біомеханічного стану кукси недостатньо оцінювати лише сумарне навантаження. Механічна взаємодія має розглядатися як трикомпонентна система сил, що діють у кожній точці інтерфейсу: нормальний тиск  $P$ , який зумовлює компресію тканин, та два типи тангенціальних (зсувних)

напружень. Перше – поздовжній зсув  $S_L$ , що діє вздовж осі кінцівки, і друге – циркулярний (окружний) зсув  $S_C$ , зумовлений торсійними моментами (рисунок 1.3). Кожен із цих компонентів має різний вплив на мікроциркуляцію та цілісність епідермісу, а їхній одночасний вплив створює складний градієнт деформацій у глибоких шарах м'яких тканин. Під час фаз опори та переносу кінцівки відбувається відносне переміщення кукси в гільзі, відоме як "pistoning" або поршневий ефект, що генерує зсувні сили на шкірі. Ці сили безпосередньо зумовлені кінематикою кукси: осьове зміщення є основним детермінантом поздовжнього зсуву  $S_L$ , тоді як обертальні рухи залишку кістки відносно гільзи генерують циркулярні напруження  $S_C$  (рисунок 1.4). Найбільш критичними є зони з мінімальною товщиною м'яких тканин (наприклад, передньо-дистальна зона AD або ділянка малої гомілкової кістки PF), де енергія зсуву передається безпосередньо на шкіру та окістя [7].

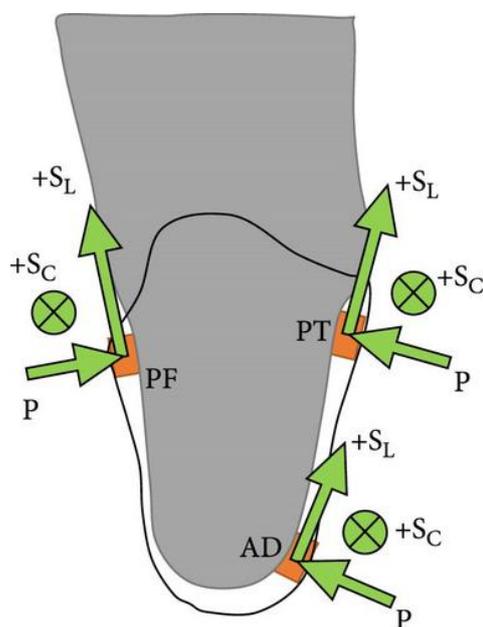


Рисунок 1.3 – Вектори сил на межі розділу «кукса–гільза» [7]

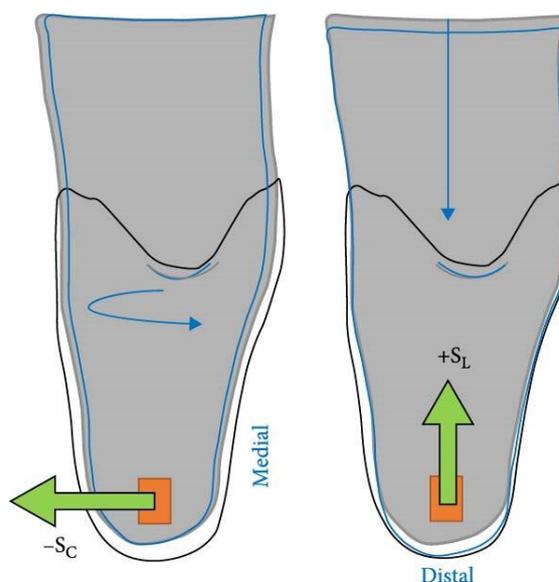


Рисунок 1.4 – Механізми виникнення зсувних напружень при рухах кукси [7]

Ці зсувні напруження можуть досягати 40–80 кПа, особливо на ділянках кісткових виступів, і призводять до деформації клітинного цитоскелету, розтягнення мікросудин та розшарування шарів шкіри, що підвищує ризик утворення пухирів, абразій та порушення бар'єрної функції.

Поєднання нормального тиску і зсуву має синергічний ефект на ішемію тканин. Так, експерименти показують, що додавання зсувного навантаження близько 100 г/см<sup>2</sup> знижує величину тиску, необхідного для оклюзії капілярів, приблизно вдвічі, що робить тканини більш вразливими до пролежнів навіть при помірному прямому тиску. Трибологія інтерфейсу "шкіра–лайнер" визначає баланс між фіксацією протеза та ризиком пошкодження шкіри. Силіконові лайнери мають високий коефіцієнт тертя приблизно 0.61, що забезпечує стабільну фіксацію, але підвищує зсувні напруження та ризик травмування шкіри. Поліуретанові лайнери демонструють властивості "текучості", зменшуючи пікові тиск та локальні концентрації напружень, проте також потребують контролю коефіцієнта тертя або використання змазок. Нейлонові та текстильні лайнерні покриття мають нижчий коефіцієнт тертя приблизно 0.37,

що зменшує тертя, але погіршує стабільність протеза. Датчики, інтегровані в лайнер, дозволяють картувати механічну взаємодію кукси та гільзи у динаміці. Під час ходьби піковий нормальний тиск у зонах навантаження, таких як надколінкова зв'язка або сідничний горб, досягає 60–100 кПа, тоді як середній розподілений тиск складає близько 20–45 кПа. Зсувні напруження реєструються в межах 5–40 кПа, у крайніх випадках до 80 кПа, а розтягнення тканин виникає у фазі переносу, особливо при використанні pin-lock або вакуумних систем, створюючи негативний тиск на дистальному кінці кукси, відомий як ефект "доїння". Карта навантажень показує, що зони з кістковими виступами та тонкими м'якими тканинами перебувають у зоні підвищеного ризику, тоді як м'язові ділянки та надколінкова зв'язка виконують роль амортизатора, приймаючи на себе основний удар. Управління цими механічними параметрами є критично важливим для запобігання травмам шкіри та розвитку глибоких ушкоджень тканин.

Біомеханічний вплив на куксу трансформується у біологічну відповідь через складні патофізіологічні каскади, і розуміння цих механізмів є критичним для визначення "зон ризику". Тканини не мають фіксованого порогу руйнування по тиску, існує обернена або сигмоїдальна залежність між величиною прикладеного навантаження та часом, протягом якого тканини можуть його витримувати без незворотних змін. Високий тиск допустимий протягом секунд, тоді як низький тиск, що діє годинами, може викликати некроз. Показник інтегралу "тиск–час" (Pressure-Time Integral, PTI) є кращим предиктором виразкоутворення, ніж піковий тиск. Парадоксально, значна частина пошкоджень клітин відбувається не під час фази ішемії, коли протез навантажений, а під час відновлення кровотоку – реперфузії. Під час ішемії клітини накопичують гіпоксантин через розпад АТФ, а при поверненні кровотоку кисень дозволяє ферменту ксантинооксидазі конвертувати гіпоксантин у сечову кислоту з утворенням активних форм кисню (ROS), зокрема супероксид-радикалів. ROS викликають оксидативний стрес, пошкодження клітинних мембран, ендотеліальну дисфункцію та залучення нейтрофілів, які

вивільняють прозапальні цитокіни, що призводить до запалення та набряку тканин і підвищує їхню вразливість до наступних циклів навантаження.

Найпідступнішим видом травми є глибоке пошкодження тканин (Deep Tissue Injury, DTI), яке розвивається за механізмом "зсередини назовні". Воно виникає на межі розділу "кістка–м'яз" через велику різницю жорсткості цих структур. Під дією зовнішнього навантаження м'які тканини стискаються та зміщуються відносно жорсткої кістки, створюючи внутрішні зсувні деформації, що призводить до некрозу глибоких шарів м'язів та жирової клітковини, тоді як шкіра на поверхні може залишатися інтактною протягом тривалого часу, а діагностика DTI часто запізнюється, оскільки видимі зміни з'являються вже на стадії значного руйнування тканин. Механічна компресія перекриває не лише кровоносні, а й лімфатичні судини, більш піддатливі до стиснення, що призводить до локального лімфостазу, накопичення токсичних метаболітів та білків у інтерстиції, провокує фіброз тканин та хронічний набряк кукси, додатково погіршуючи умови кровопостачання. Аналіз біомеханіки дозволяє чітко розмежувати зони кукси за здатністю сприймати навантаження, що є основою для проєктування геометрії гільзи. У транстібіальній куксі складна анатомія з поверхневим розташуванням кісток визначає мозаїку зон тиску. Дистальний кінець великогомілкової кістки є зоною високого ризику, оскільки шкіра безпосередньо прилягає до опилу кістки та відсутня жирової подушка, що підвищує ймовірність DTI та перфорації шкіри. Гребінь великогомілкової кістки утворює гострий край, створюючи концентрацію напружень ("knife-edge effect"). Голівка малогомілкової кістки є критичною через проходження спільного малогомілкового нерва, і навіть незначна компресія тут може викликати нейропатію, парез залишків м'язів та нестерпний біль. Зони толерантності включають зв'язку надколінника, потужну сполучну тканину, здатну витримувати великі перпендикулярні навантаження, та медіальну поверхню гомілки, плоску кісткову ділянку, вкрита м'язами, ідеальну для розподілу навантаження. У трансфеморальній куксі зона ризику включає трикутник Скарпа, що містить стегнову артерію, вену та нерв, де надмірна компресія загрожує

оклюзією магістрального кровотоку та венозним застоєм, а дистальний кінець стегна часто покритий лише тонким шаром тканин і не призначений для осьового навантаження. Зони толерантності включають сідничний горб, основну точку опори в гільзах типу Ischial Containment, що забезпечує пряму передачу сил на таз, оминаючи м'які тканини стегна, та латеральну широку фасцію, яка дозволяє стабілізувати стегно у фронтальній площині [6].

### 1.3 Клінічні проблеми традиційного протезування

Сучасна реабілітаційна інженерія перебуває на етапі парадигмального зсуву: увага дослідників і практиків поступово переміщується від удосконалення дистальних виконавчих механізмів протезів – колінних вузлів та стоп – до оптимізації інтерфейсу взаємодії між біологічною тканиною та механічним пристроєм. Приймальна гільза протеза, або куксоприймач, залишається критичною складовою, яка визначає успішність реабілітації. Однак методи її проектування та підгонки досі значною мірою базуються на ремісничих, суб'єктивних підходах, позбавлених об'єктивного інструментального контролю. Фундаментальна проблема традиційного протезування полягає у біомеханічній невідповідності тканин кукси та тих навантажень, які на них покладаються. М'які тканини гомілки та стегна еволюційно не пристосовані до несення осьового навантаження, на відміну від шкіри підшви стопи, яка має спеціалізовану жирову подушку та потовщений роговий шар епідермісу.

У клінічній практиці традиційно основну увагу приділяють розподілу нормального тиску, проте сучасні дослідження показують, що ключовим фактором ушкодження м'яких тканин є зсувні напруження, або тангенціальні сили, що виникають на межі розділу середовищ. Зсувні деформації призводять до натягу між шарами шкіри, формуючи мікророзриви в дермо-епідермальному з'єднанні ще до появи видимих ознак ішемії. Якщо для перекриття капілярів при чистому стисканні необхідний тиск понад 32 мм рт. ст., то у присутності зсуву цей поріг знижується, що викликає локальну гіпоксію тканин навіть при,

здавалося б, безпечних навантаженнях. Порушення терморегуляції всередині гільзи ускладнює ситуацію: підвищення температури шкіри всього на 1–2 °C збільшує потовиділення, а гідратація рогового шару шкіри, або мацерація, підвищує коефіцієнт тертя, формуючи порочне коло механічних ускладнень.

Брак об'єктивного контролю навантажень призводить до системних клінічних проблем. У випадку транстібіальних ампутацій критично важливим є розуміння топографії розподілу тиску на куксі. За концепцією РТВ (Patellar Tendon Bearing) виділяють зони, які можуть нести навантаження, і чутливі зони, що вимагають розвантаження. Помилки у визначенні цих зон часто стають причиною больового синдрому, глибоких виразок, пошкодження малогомілкового нерва та бурситів. Також суттєвою проблемою є динамічна нестабільність гільзи: пістонінг – вертикальне зміщення кукси відносно гільзи під час фази переносу та опори, а також бічні коливання дистального кінця («bell-clapping») ушкоджують шкірний бар'єр і підвищують ризик травм. Допустимим вважають зміщення до 10 мм, тоді як більші величини класифікуються як патологічні.

Традиційний процес підгонки гільзи залежить від «мистецтва» протезиста та суб'єктивних відчуттів пацієнта, що створює петлю зворотного зв'язку з низькою точністю та високою варіабельністю. Дослідження показують, що різні протезисти можуть виготовляти гільзи для одного пацієнта з відмінностями у критичних зонах 2–4 мм, що при зміні об'єму кукси на 3–5 % може призводити до втрати стабільності та підвищення ризику травм.

Унікальні проблеми виникають у пацієнтів із військовими травмами, де на куксі присутні втягнуті рубці та гетеротопічна осифікація. Рубцева тканина має значно нижчий поріг толерантності до зсувних навантажень. За даними глобальної статистики, дерматологічні проблеми зустрічаються у 36–82 % користувачів протезів, больовий синдром – близько 72 %, а відмова від протеза протягом першого року спостерігається у 11–22 % пацієнтів. У контексті активного способу життя та очікувань молодих військових пацієнтів ці показники можуть бути ще вищими [8].

Впровадження системи протезування з активним контролем механічних навантажень дозволяє розірвати порочне коло суб'єктивної підгонки, забезпечуючи превентивний захист тканин у динамічних умовах експлуатації, зменшуючи ризик мікротравм, виразок та інших ускладнень, що характерні для традиційного підходу.

#### 1.4 Необхідність об'єктивного контролю механічних навантажень

Сучасна сфера протезування нижніх кінцівок переживає технологічний дисонанс, який значно обмежує ефективність реабілітації та знижує якість життя пацієнтів. З одного боку, сучасні біонічні компоненти протезів, такі як колінні вузли з мікропроцесорним керуванням, стопи з накопиченням та поверненням енергії та активні приводи, дозволяють відтворювати кінематику ходи людини з високою точністю. З іншого боку, інтерфейс взаємодії між високотехнологічним протезом та тілом – приймальна гільза – залишається відносно архаїчним елементом, виготовлення якого значною мірою базується на ремісничих підходах, інтуїції протезиста та суб'єктивних відчуттях пацієнта. Цей розрив між технологічними можливостями виконавчих механізмів і емпіричним підходом до створення гільзи суттєво обмежує потенціал протезів і підвищує ризик травм та ускладнень.

Приймальна гільза є ключовим передавачем сил від контакту протеза з опорною поверхнею до скелета пацієнта, а також основним каналом контролю руху. Якщо розподіл навантажень у гільзі неадекватний, навіть найдосконаліший біонічний протез втрачає свою функціональність. У відсутності об'єктивного контролю процеси всередині гільзи залишаються "чорною скринькою", де причини дискомфорту, болю та травм часто з'ясовуються лише після розвитку серйозних ускладнень.

Історично оцінка підгонки гільзи базувалася на суб'єктивних відчуттях пацієнта та досвіді протезиста. Хоча зворотний зв'язок пацієнта та клінічні шкали (Socket Comfort Score, Borg Rating of Perceived Exertion) мають певну

клінічну цінність, вони відображають інтегральне психофізіологічне сприйняття, а не локальний механічний стан тканин. Пацієнт часто не може точно локалізувати джерело дискомфорту, а больові відчуття можуть бути іррадіюючими або фантомними. У групах з периферичною нейропатією та порушенням тактильної чутливості суб'єктивна оцінка може виявитися небезпечною, оскільки тканини можуть пошкоджуватися без помітних симптомів. Таким чином, традиційний підхід є реактивним і часто запізнюється: корекції проводяться вже після появи травми або видимих змін шкіри.

Біомеханічний аналіз взаємодії кукси з гільзою підкреслює необхідність об'єктивного контролю. М'які тканини культі не пристосовані до значних осьових та зсувних навантажень, характерних для ходьби людини. Під дією надмірного тиску виникає ішемія, гіпоксія та кумулятивне пошкодження тканин, а зсувні навантаження – тертя та "поршневі" рухи кукси всередині гільзи – значно підвищують ризик механічних травм, включно з глибокими пошкодженнями (DTI), які розвиваються в м'язових шарах біля кістки без видимих змін на шкірі. Більшість існуючих систем вимірюють лише нормальний тиск, що залишає протезиста "сліпим" до одного з головних механізмів травми.

Інструментальні методи контролю дозволяють вимірювати пікові та динамічні навантаження в реальному часі, відокремлювати нормальні та тангенціальні сили, виявляти зони ризику до появи клінічних симптомів і трансформувати процес протезування з реактивного на проактивний. Сучасні сенсорні системи включають тонкі та гнучкі датчики тиску та зсуву, інерціальні модулі для аналізу ходи, а також цифрові двійники кукси з можливістю симуляції розподілу напружень за допомогою скінченно-елементного аналізу. Це дозволяє не лише оптимізувати форму гільзи до міліметра, а й адаптувати протез до індивідуальних особливостей тканин, враховуючи динаміку об'єму кукси та активність пацієнта протягом дня.

Перехід до концепції доказового протезування (Evidence-Based Prosthetics) забезпечує стандартизацію процесів, документування якості підгонки та науково обґрунтоване прийняття рішень. Об'єктивний контроль механічних навантажень

підвищує безпеку пацієнта, оптимізує передачу енергії та контроль над протезом, дозволяє проводити персоналізовану адаптацію та впроваджує можливості адаптивних систем з замкненим контуром керування, які автоматично підтримують комфорт та безпеку протягом дня.

Таким чином, інтеграція інструментальних методів вимірювання контактних навантажень є ключовою умовою переходу від суб'єктивного ремісництва до науково обґрунтованого протезування, де кожне рішення приймається на основі кількісних даних, забезпечуючи пацієнту не лише мобільність, а й довгострокове збереження здоров'я культі.

## 2 МЕТОДИ ТА ТЕХНОЛОГІЇ КОНТРОЛЮ НАВАНТАЖЕНЬ У СИСТЕМАХ ПРОТЕЗУВАННЯ

### 2.1 Класифікація методів вимірювання механічних навантажень

Розробка сучасних біомехатронних систем протезування нижніх кінцівок потребує фундаментального переосмислення підходів до реєстрації та обробки даних про механічні навантаження. Ефективність протезного виробу визначається не лише кінематичною відповідністю ходи пацієнта нормі, а й якістю розподілу сил на межі взаємодії біологічних тканин та механічної конструкції. У контексті систем із активним контролем навантажень критично важливо не лише забезпечити високоточне вимірювання глобальних параметрів руху, таких як сили реакції опори та моменти в шарнірах, що визначають динаміку тіла, а й інтегрувати моніторинг локальних контактних напружень – нормального тиску та дотичних сил зсуву, що безпосередньо впливають на шкіру та м'які тканини кукси всередині гільзи.

Відсутність об'єктивного контролю локальних навантажень є ключовим фактором виникнення дерматологічних ускладнень, глибоких виразок та відмови пацієнта від користування протезом. Суб'єктивні оцінки комфорту, засновані на скаргах пацієнта та досвіді протезиста, не дозволяють виявити пікові напруження або небезпечні зсуви на ранніх стадіях, що створює реактивну, а не проактивну модель протезування. Тому сучасний підхід передбачає класифікацію методів вимірювання не лише за типом сенсорних технологій, а й за локалізацією фізичного процесу та метрологічними характеристиками, включаючи точність, частоту опитування, здатність реєструвати динаміку навантажень у реальному часі та розділяти нормальні та тангенціальні сили.

Інтеграція таких інструментальних систем дозволяє перейти до доказового протезування, де рішення щодо форми, підгонки та активного контролю приймаються на основі кількісних даних. Це не лише підвищує безпеку пацієнта та зменшує ризик травм, а й забезпечує персоналізацію протезного виробу,

оптимізуючи взаємодію тканин та механічних елементів гільзи для кожного конкретного користувача.

Зовнішні стаціонарні силові платформи (force plates) є фундаментальним інструментом сучасної клінічної біомеханіки та довгий час вважалися «золотим стандартом» для вимірювання кінетичних параметрів ходи.

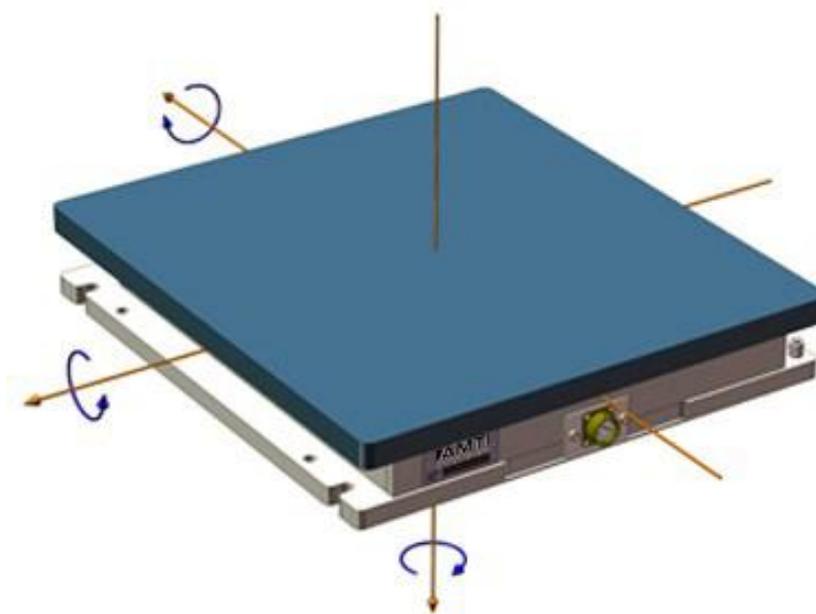


Рисунок 2.1 – Силова платформа AccuGait (AMTI) [9]

Їх робота базується на третьому законі Ньютона: сила, прикладена стопою пацієнта до платформи, генерує рівну та протилежну реакцію, яка вимірюється тензометричними або п'єзоелектричними датчиками. Тензометричні системи фіксують зміну опору металевих елементів під навантаженням, тоді як п'єзоелектричні використовують кристали, що генерують заряд пропорційно силі, що дозволяє реєструвати навіть швидкі ударні навантаження під час контакту п'яти. Платформи здатні визначати шість компонентів навантаження – три ортогональні сили та три моменти сил, а також розраховувати траєкторію Центру тиску (Center of Pressure, CoP), що слугує ключовим показником балансу та стабільності ходи. У протезуванні дані силових платформ дозволяють

оцінювати симетрію навантаження між збереженою та протезованою кінцівкою, визначати відхилення CoP для верифікації правильності юстування протеза та забезпечувати граничні умови для оберненої динаміки з метою розрахунку моментів сил у суглобах. Водночас використання платформ має суттєві обмеження, що знижують їхню ефективність у контексті персоналізованого контролю навантажень. По-перше, вони обмежені лабораторним середовищем і не дозволяють моніторити рух у реальних умовах, де ймовірність травм є найбільшою. По-друге, платформи вимірюють сумарну силу взаємодії «протез–підлога», не надаючи інформації про локальний розподіл навантажень на шкіру та м'які тканини кукси. Внаслідок цього однакові показники сили реакції опори можуть відповідати безпечному розподілу або концентрованому піковому тиску на дистальному кінці великогомілкової кістки, що викликає біль або ризик розвитку ішемічних ушкоджень. Таким чином, хоча зовнішні силові платформи залишаються важливим інструментом для оцінки глобальної кінетики, вони не здатні забезпечити об'єктивний контроль локальних механічних навантажень у межах приймальної гільзи, що є критичною вимогою сучасного доказового протезування [13].

Оптичні системи аналізу руху та деформацій поділяються на дві основні категорії: кінематичний аналіз руху (Motion Capture, MoCap) та аналіз поверхневих деформацій (Digital Image Correlation, DIC). Обидва підходи є безконтактними, але вирішують різні завдання.

Системи захоплення руху на базі оптоелектроніки (наприклад, Vicon, Qualisys, OptiTrack) застосовуються для точного кінематичного аналізу. Вони використовують масив інфрачервоних камер, що відстежують положення пасивних світловідбиваючих маркерів, закріплених на анатомічних орієнтирах тіла пацієнта. Через тріангуляцію визначаються тривимірні координати маркерів з субміліметровою точністю, на основі яких будується біомеханічна модель тіла, обчислюються кути суглобів, кутові швидкості та прискорення (рисунок 2.2). У поєднанні з силовими платформами це дозволяє виконувати повний кінетичний аналіз. У протезуванні такі системи дозволяють виявляти компенсаторні рухи,

зокрема надмірне згинання тулуба або гвинтовий рух тазу, що виникають через дискомфорт у гільзі або неправильне налаштування протеза. Основним обмеженням є "артефакт м'яких тканин": маркери кріпляться на шкіру, яка зміщується відносно кісток під час руху. У пацієнтів з ампутацією додатково спостерігається рух кукси всередині гільзи (pistoning), що призводить до похибок у визначенні кінематики суглоба до 15–20 мм. Крім того, такі системи є стаціонарними, дорогими та потребують тривалого часу на підготовку пацієнта, що обмежує їхнє використання переважно дослідницькими цілями.



Рисунок 2.2 – Процес кінематичного аналізу ходи пацієнта з протезом [10]

Новітні безмаркерні системи (Markerless), основані на комп'ютерному зорі та штучному інтелекті (Theia3D, Kinect), дозволяють аналізувати ходу без маркерів. Похибка визначення кутів суглобів може досягати 5–10 градусів, однак вони значно простіші у використанні. При цьому нейронні мережі, натреновані на людях без ампутацій, часто помиляються при розпізнаванні протезних компонентів, що потребує додаткового донавчання алгоритмів.

Цифрова кореляція зображень є методом вимірювання деформацій поверхні, який дозволяє аналізувати зміщення текстури на всій поверхні об'єкта, а не лише дискретних точок. Для оцінки кукси 3D-DIC використовує декілька синхронізованих камер для побудови повної карти деформацій шкіри. Це дає змогу вимірювати коливання об'єму кукси, що є критичним для підгонки гільзи, оскільки навіть невеликі зміни об'єму можуть призводити до значного перерозподілу тиску. Крім того, DIC дозволяє картографувати напруження (strain mapping), візуалізуючи зони розтягування та стиснення шкіри під час м'язових скорочень, що дає унікальну інформацію про механічні властивості м'яких тканин конкретного пацієнта. Основне обмеження методу полягає в необхідності прямої видимості поверхні, тому вимірювання під час ходи в протезі неможливе без спеціальних прозорих діагностичних гільз, механічні властивості яких відрізняються від постійних гільз [13].

Інерціальні вимірювальні модулі (Inertial Measurement Units, IMU) є класом носних сенсорів, що отримали широке поширення завдяки розвитку MEMS-технологій. MEMS (Micro-Electro-Mechanical Systems) – це мікроскопічні електромеханічні системи, які об'єднують на одному кристалі мініатюрні механічні елементи та електроніку для обробки сигналу. Завдяки MEMS акселерометри, гіроскопи та магнітометри можуть бути компактними, легкими, енергоєфективними та відносно недорогими, що дозволяє використовувати їх у носних сенсорах для аналізу ходи та рухів людини за межами лабораторії.

Типовий IMU модуль містить трикомпонентний акселерометр, гіроскоп та часто магнітометр. Акселерометр вимірює власне прискорення, включно з прискоренням, зумовленим гравітацією; гіроскоп визначає кутову швидкість; магнітометр слугує компасом для корекції дрейфу курсу (yaw drift). У протезуванні використання магнітометра обмежене через магнітні збурення від металевих частин протеза та електродвигунів.

Для отримання корисної інформації про кути орієнтації та траєкторію руху дані з сенсорів об'єднуються за допомогою алгоритмів Sensor Fusion, таких як фільтр Калмана (Kalman Filter) або фільтр Маджвіка (Madgwick Filter).

Важливим елементом для реконструкції ходи є алгоритм ZUPT (Zero Velocity Update), який коригує накопичену помилку інтегрування в моменти, коли стопа нерухомо стоїть на землі.

У системах протезування ІМУ використовуються для кількох завдань. По-перше, для детекції фаз ходи: визначення моменту контакту п'яти та відриву носка є критичним для керування активними колінними модулями, наприклад, для перемикання опору згинання/розгинання. Дослідження показали, що для людей з ампутацією використання перетину нуля (zero-crossing) передньо-заднього прискорення є більш надійним методом демаркації кроків, ніж пошук піків, характерних для здорової ходи.

По-друге, ІМУ дозволяють оцінювати якість ходи: вимірювати часові параметри (каденс, тривалість фази опори) та симетрію рухів стегна. Дослідження підтверджують, що ІМУ можуть забезпечувати точність вимірювання сагітальної кінематики, порівнянну з оптичними системами, з похибкою менше 5 градусів.

По-третє, вони застосовуються для моніторингу активності: класифікації типів пересування (рівна поверхня, сходи, рампа) для адаптації поведінки протеза.

Обмеження ІМУ полягають у тому, що вони вимірюють кінематику, але не кінетику. Методи оцінки сил реакції опори через прискорення мають значну похибку через невизначеність масово-інерційних характеристик сегментів тіла пацієнта. Крім того, ІМУ страждають від дрейфу позиції при тривалому інтегруванні, що ускладнює точне визначення абсолютного положення стопи без періодичної корекції. Найважливіше – ІМУ, розміщені на гільзі або пілоні, не дають жодної інформації про тиск всередині гільзи.

Схема розташування сенсорів ІМУ на тілі користувача протеза включає сенсори на крижах для відстеження руху центру мас, на дистальній частині стегна (збережена кінцівка) та на гільзі протеза, на гомілці та пілоні протеза, а також на обох стопах. Така конфігурація дозволяє реконструювати повну

кінематичну модель нижніх кінцівок та оцінити фазування та параметри ходи користувача протеза [14].

Локальні сенсори, розміщені безпосередньо на межі інтерфейсу «кукса-гільза», є єдиним методом прямого вимірювання механічних напружень, що діють на тканини. Вони дозволяють отримати реальні дані про нормальні сили контакту, а в окремих випадках і зсувні напруження, що критично важливо для оцінки комфорту пацієнта, запобігання утворенню виразок та оптимізації форми гільзи. Саме ця група сенсорів є найбільш релевантною для цілей даної роботи, оскільки зовнішні методи, такі як силові платформи, оптичні системи чи інерціальні сенсори, вимірюють лише глобальні або непрямі параметри, ігноруючи локальні концентрації напружень та взаємодію кукси з гільзою.

## 2.2 Сенсорні системи для вимірювання тиску в протезних гільзах

Резистори, чутливі до сили (Force Sensing Resistors – FSR), історично є найбільш розповсюдженим типом сенсорів у дослідженнях протезного інтерфейсу завдяки їх надтонкому профілю ( $<0.5$  мм), низькій вартості та простоті інтерфейсних схем (рисунки 2.3). Водночас ця конструктивна простота є оманливою, оскільки фізика електропровідності FSR має складний стохастичний характер, що принципово обмежує точність та відтворюваність вимірювань. Типовий комерційний FSR-сенсор, зокрема серій Interlink 402 або Tekscan FlexiForce, реалізується на основі технології товстих полімерних плівок (Polymer Thick Film – PTF) і являє собою багат шарову сендвіч-структуру. Ключовим елементом є активний шар, або композит провідного полімеру (Conductive Polymer Composite – CPC), який складається з електроізоляційної полімерної матриці, такої як силікон, поліестер або поліїмід, у якій дисперговані електропровідні наночастинки. Як наповнювачі зазвичай використовуються технічний вуглець (carbon black), багатостінні вуглецеві нанотрубки (MWCNTs) або металеві частинки, зокрема срібло чи нікель. Активний шар контактує з електродним шаром, що зазвичай виконаний на гнучкій підкладці з

поліетилентерефталату (PET) або полііміду (Kapton), на яку методом трафаретного друку нанесені металеві електроди у вигляді зустрічно-штирьової (interdigitated) гребінки, геометрія якої дозволяє максимізувати площу електричної взаємодії з активним матеріалом. Між активним шаром та електродами розташовується тонкий діелектричний спейсер, який у ненавантаженому стані забезпечує повітряний зазор і практично нескінченно великий електричний опір сенсора. З конструктивної точки зору FSR реалізуються у двох основних режимах: у шунтовому режимі (Shunt Mode) активний полімерний шар при натисканні замикає проміжки між пальцями гребінчастих електродів, що є найбільш поширеною конфігурацією, тоді як у наскрізному режимі (Thru Mode) електроди розміщуються по різні боки активного шару, і струм протікає крізь його товщину; така схема частіше використовується в лабораторних дослідженнях для аналізу об'ємної провідності матеріалу.



Рисунок 2.3 – FSR сенсори тиску [11]

Зміна електричного опору FSR під дією механічного тиску не є лінійним процесом і визначається взаємодією двох фундаментальних механізмів – перколяції та квантового тунелювання. Перколяційний механізм домінує у випадках, коли концентрація провідних частинок у полімерній матриці

наближається до критичного значення, відомого як поріг перколяції  $\phi_c$ . Поблизу цього порогу випадково розподілені провідні включення починають формувати безперервні кластери, які з'єднують протилежні електроди. При механічному стисканні полімерна матриця деформується, середня відстань між частинками зменшується, а кількість контактів зростає, що призводить до формування нових провідних шляхів і різкого падіння опору. Поблизу порогу перколяції електропровідність  $\sigma$  описується степеневим законом:

$$\sigma \propto (\phi - \phi_c)^t \quad (2.1)$$

де  $\phi$  є об'ємною часткою провідного наповнювача, а  $t$  – критичним показником, що залежить від розмірності системи. Однак сенсори, у яких домінує виключно контактна перколяція, схильні до ефекту насичення при високих рівнях тиску, коли більшість можливих контактів уже реалізована, що істотно обмежує динамічний діапазон вимірювань.

У високочутливих FSR значну роль відіграє квантове тунелювання, оскільки провідні частинки часто не контактують безпосередньо, а розділені надтонкими шарами ізолюючого полімеру товщиною в декілька нанометрів. У такому випадку перенос заряду відбувається шляхом тунелювання електронів крізь потенційний бар'єр діелектрика. Щільність тунельного струму  $J$  може бути описана рівнянням Сіммонса, яке демонструє експоненційну залежність від ширини бар'єру  $s$ :

$$J(V, s) \propto \frac{V}{s^2} \exp(-As\sqrt{\Phi_B}) \quad (2.2)$$

де  $V$  – прикладена напруга,

$\Phi_B$  – висота потенційного бар'єру,

$A$  – матеріалозалежна константа.

Навіть незначна деформація полімерної матриці під дією тиску призводить до зменшення відстані  $s$ , а завдяки експоненційному характеру залежності це викликає зміну провідності на кілька порядків величини. Саме цей тунельний механізм визначає високу чутливість FSR у нижній частині діапазону вимірювань [15].

Оскільки вихідною величиною FSR є електричний опір, який у першому наближенні обернено змінюється зі зростанням прикладеної сили, вибір схемотехнічного рішення істотно визначає лінійність характеристики та корисний динамічний діапазон сигналу. У найпростішій конфігурації подільника напруги FSR підключається послідовно з опорним резистором, а вихідна напруга формується як результат їх співвідношення, що зумовлює виражену нелінійність передавальної характеристики та звуження діапазону коректних вимірювань. Значно кращі метрологічні властивості забезпечує використання трансїмпедансного підсилювача, в якому FSR інтегрується в ланцюг зворотного зв'язку операційного підсилювача. За такої конфігурації вихідний сигнал стає пропорційним зміні електричної провідності сенсора і, відповідно, майже лінійно залежить від прикладеного навантаження, що дозволяє суттєво підвищити точність, лінійність та повторюваність вимірювань у практичних системах реєстрації тиску [16].

Ємнісні сенсори тиску (рисунок 2.4) працюють на основі зміни електричної ємності між двома електродами під дією механічної деформації діелектричного шару. Такий фізичний принцип забезпечує їм вищу довготривалу стабільність, кращу відтворюваність сигналу та значно менший гістерезис у порівнянні з резистивними сенсорами, що є критично важливим для медичних і протезних застосувань.

У класичній реалізації сенсор являє собою плоскопаралельний конденсатор, ємність якого залежить від відстані між електродами, площі їх перекриття та діелектричних властивостей матеріалу між ними. При прикладенні тиску відбувається зменшення відстані між електродами, що призводить до зростання ємності. Проте традиційні суцільні еластомери, які часто

використовуються як діелектрик, зокрема стандартні композиції на основі PDMS, є практично нестисливими матеріалами. Їх деформація реалізується переважно за рахунок бічного розтікання, а не за рахунок зменшення товщини. В умовах протезної гільзи, де сенсор зафіксований на жорсткій поверхні і бічні деформації обмежені, така особливість призводить до різкого зниження чутливості сенсора.

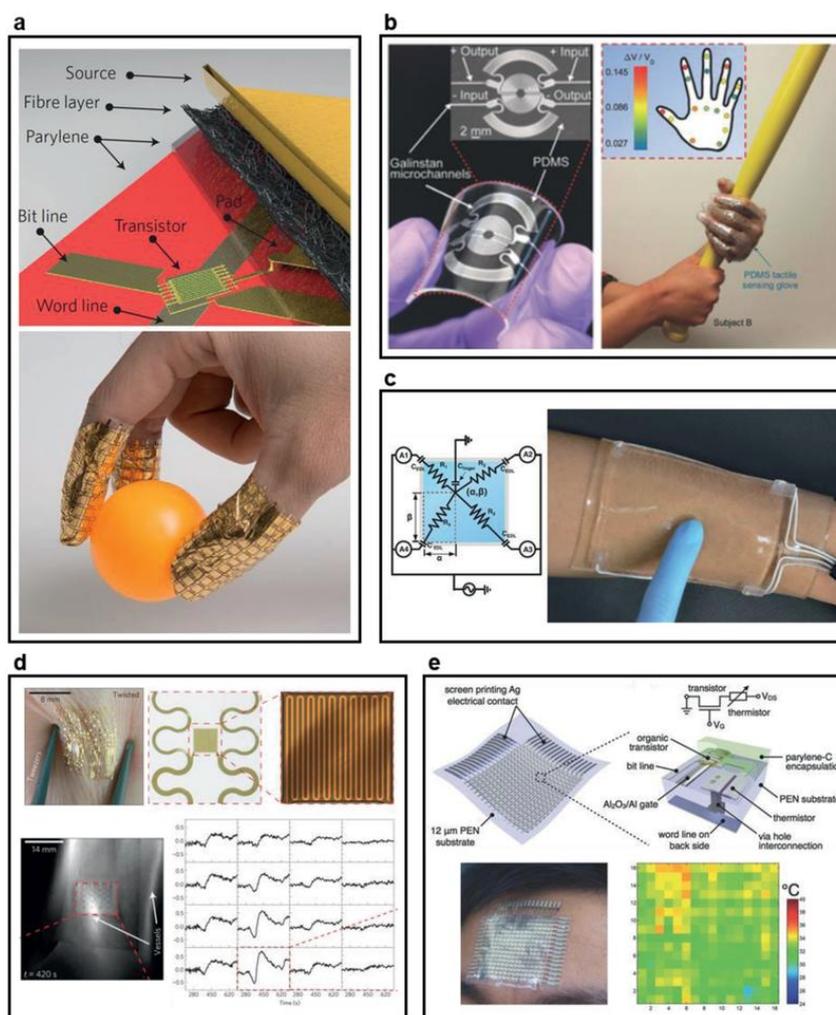


Рисунок 2.4 – Приклади гнучких ємнісних сенсорів [12]

Подолання цього обмеження стало можливим завдяки розвитку мікроструктурованих діелектричних матеріалів. Одним із найбільш ефективних підходів є створення пористих, так званих «губчастих» структур у полімерній матриці. Введення повітряних пор істотно знижує ефективний модуль пружності матеріалу, оскільки повітря практично не чинить опору стисканню. У результаті діелектричний шар стає легко стисливим, що дозволяє досягати значної зміни

його товщини навіть при відносно малих прикладених тисках. Одночасно зі стисканням змінюються і електричні властивості матеріалу: частка полімеру з вищою діелектричною проникністю зростає відносно повітря, що додатково підсилює зміну ємності. Поєднання цих механічних і електричних ефектів створює виражений синергетичний ефект і забезпечує суттєве зростання чутливості сенсора у діапазоні тисків, характерних для інтерфейсу «кукса–гільза».

Ще одним ефективним напрямом є використання діелектриків з контрольованою поверхневою мікрогеометрією у вигляді пірамід, напівсфер або мікростовпчиків. У таких структурах зростання тиску призводить до поступової деформації мікроелементів і збільшення ефективної площі контакту між електродами. Це дозволяє не лише підвищити чутливість сенсора, але й істотно лінеаризувати його характеристику в широкому робочому діапазоні. Така властивість є особливо важливою для точного вимірювання контактних навантажень у протезних системах, де тиск може змінюватися в широких межах під час ходи та інших функціональних рухів.

Важливою перевагою ємнісних сенсорів є можливість роздільного вимірювання нормальних і зсувних зусиль. Це досягається за рахунок багатокоміркових конструкцій, у яких кілька ємнісних елементів об'єднані в матрицю зі спільним рухомим електродом або центральною опорною структурою. При дії нормального тиску всі елементи реагують однаково, тоді як прикладення сили зсуву викликає асиметричну зміну сигналів у різних комірках. Диференціальна обробка таких сигналів дозволяє визначати величину та напрям зсувних зусиль незалежно від рівня нормального тиску. Це має принципове значення для профілактики ушкоджень шкіри, оскільки саме зсувні навантаження і тертя часто є ключовим фактором утворення виразок у користувачів протезів.

Разом із тим практичне використання ємнісних сенсорів у протезуванні супроводжується проблемою паразитних ємностей. Людське тіло є електропровідним середовищем, і його близькість до сенсорного елемента

створює додаткові електричні зв'язки, які можуть бути співмірними з корисним сигналом. Це призводить до нестабільності показів і значних похибок вимірювання. Найефективнішим способом усунення цього впливу є застосування активного екранування, за якого сенсорний електрод оточується екраном із тим самим електричним потенціалом. За відсутності різниці потенціалів між сенсором і екраном струми витоку практично зникають, а вплив паразитних ємностей нейтралізується, що суттєво підвищує точність і надійність вимірювань у реальних клінічних умовах [17].

П'єзоелектричні сенсори, зокрема виготовлені на основі полівініліденфториду (PVDF), займають специфічну нішу у вимірюванні динамічних механічних процесів, однак мають принципові фізичні обмеження при використанні для статичних вимірювань. Саме ця особливість суттєво обмежує їх застосування у задачах моніторингу інтерфейсних навантажень у протезуванні.

PVDF є напівкристалічним полімером, і прояв його п'єзоелектричних властивостей можливий лише за умови перебування матеріалу у полярній бета-фазі. У цій фазі дипольні моменти мономерних ланок полімеру орієнтовані переважно в одному напрямку, що забезпечує виникнення макроскопічної поляризації при механічній деформації. Формування такої структури досягається шляхом механічного розтягування полімерної плівки у поєднанні з поляризацією в сильному електричному полі. У результаті сенсор здатний генерувати електричний заряд, величина якого прямо пов'язана з прикладеною механічною силою у напрямку, перпендикулярному до площини плівки.

Ключовим обмеженням використання PVDF у протезних системах є його нездатність до надійного вимірювання статичного тиску, наприклад у ситуаціях, коли користувач просто стоїть на протезі без руху. З електричної точки зору п'єзоелектричний сенсор на основі PVDF поводить себе як джерело заряду, паралельно з яким існують внутрішня ємність матеріалу та опір витоку. Згенерований заряд не може зберігатися необмежено довго і поступово стікає через внутрішні провідні шляхи матеріалу та вхідні ланцюги вимірювальної

електроніки. Унаслідок цього вихідний сигнал неминуче спадає з часом, навіть якщо прикладене механічне навантаження залишається сталим. Навіть при використанні спеціалізованих зарядових підсилювачів з надвисоким вхідним опором цей дрейф сигналу до нуля відбувається протягом секунд або хвилин, що робить такі сенсори непридатними для довготривалого моніторингу статичних навантажень у гільзі протеза.

Натомість ці ж властивості роблять PVDF надзвичайно ефективним для реєстрації швидких динамічних подій. Сенсори на його основі добре підходять для детекції моменту удару п'ятки під час фази контакту з опорною поверхнею, а також для виявлення мікровібрацій і явищ ковзання між куксою та гільзою. У таких задачах швидка зміна сили є корисним сигналом, а повільний дрейф не відіграє критичної ролі.

Додатковою проблемою є піроелектричні властивості PVDF. Матеріал чутливо реагує на зміну температури, і навіть незначний нагрів усередині протезної гільзи, зумовлений теплом тіла користувача, призводить до генерації електричного заряду. Оскільки цей заряд за своїми електричними характеристиками не відрізняється від сигналу, викликаного механічним навантаженням, без спеціальних методів термокомпенсації він створює значні артефакти у вимірюваннях. Такі теплові шуми додатково ускладнюють використання п'єзоелектричних сенсорів для надійного контролю контактних навантажень у реальних умовах експлуатації протеза [18].

Сенсори на основі волоконних решіток Брегга (Fiber Bragg Grating – FBG) репрезентують якісний перехід від електричних до оптичних методів вимірювання механічних навантажень у протезуванні. Їх застосування зумовлене фундаментальними обмеженнями електричних сенсорів, зокрема чутливістю до електромагнітних завад, проблемами екранування, деградацією електричних контактів і складністю масштабування багатоточкових систем. Оптична природа FBG робить їх повністю імунними до електромагнітних полів, струмів витоку та корозії, що є особливо важливим у середовищі протезної гільзи,

де одночасно присутні підвищена вологість, температура, циклічні деформації та металеві елементи конструкції.

FBG являє собою періодичну мікроструктуру, сформовану безпосередньо в серцевині одномодового оптичного волокна шляхом локальної модифікації показника заломлення за допомогою ультрафіолетового лазерного опромінення. Така структура функціонує як вузькосмуговий оптичний фільтр, який селективно відбиває світло лише в дуже вузькому спектральному діапазоні. Положення цього спектрального піка є унікальним для кожної решітки та визначається геометричними й оптичними параметрами волокна, що дозволяє використовувати його як високоточний індикатор локального механічного стану.

Механічне навантаження, викликане тиском або розтягуванням, призводить до деформації оптичного волокна, що змінює як просторові параметри решітки, так і її оптичні властивості. У результаті відбувається спектральний зсув відбитої довжини хвилі, величина якого практично лінійно пов'язана з прикладеною деформацією в широкому діапазоні навантажень. На відміну від резистивних і навіть ємнісних сенсорів, цей механізм не супроводжується гістерезисом, повзучістю або деградацією сигналу з часом, оскільки оптичне волокно працює в межах пружної деформації скла.

Ключовою перевагою FBG-технології для протезування є можливість спектрального мультиплексування. На одному оптичному волокні діаметром, порівнянним із людською волосиною, може бути записано велику кількість решіток, кожна з яких має власний спектральний відбиток. Це дозволяє реалізувати багатоточкову систему вимірювання тиску та деформацій уздовж поверхні кукси без необхідності використання багатожильних електричних кабелів або складних схем комутації. У практичному контексті протезування це відкриває можливість створення так званих «розумних лайнерів», в яких сенсорна мережа є інтегрованою частиною еластичного шару між куксою та гільзою.

Інтеграція FBG-волокон у протезні лайнери зазвичай здійснюється на етапі формування силіконових або термопластичних матеріалів. Волокна укладаються

у вигляді хвилеподібних або серпантинних траєкторій, що дозволяє компенсувати значні розтягування лайнера під час надягання протеза та суттєво зменшує ризик механічного пошкодження волокна. Такий підхід забезпечує високу просторову роздільну здатність карти тиску і дозволяє виявляти локальні зони перевантаження ще до появи клінічних ознак ішемії чи ушкодження м'яких тканин.

Одним із ключових технічних викликів для FBG-сенсорів є їхня чутливість до температурних змін. Умови всередині протезної гільзи характеризуються постійними температурними коливаннями, зумовленими теплообміном з тілом пацієнта та фізичною активністю. Це призводить до того, що спектральний зсув сигналу містить як механічну, так і теплову складову. Для усунення цієї перехресної чутливості застосовується метод термокомпенсації з використанням референсних решіток, які механічно ізольовані від навантаження, але перебувають у тепловому контакті з навколишнім середовищем. Порівняльна обробка сигналів дозволяє відокремити вплив температури та отримати достовірну інформацію про механічні напруження.

У цілому сенсори на основі волоконних решіток Брегга розглядаються як одна з найбільш перспективних технологій для майбутніх систем моніторингу протезного інтерфейсу, особливо в задачах, де критично важливими є довготривала стабільність, висока просторово-часова роздільна здатність та можливість інтеграції з адаптивними або активними протезними системами. Основними стримувальними факторами наразі залишаються висока вартість оптичних інтеррогаторів і складність масового впровадження, однак стрімкий розвиток фотонних технологій поступово зменшує ці обмеження [19].

### 2.3 Проблеми інтеграції сенсорів у біомеханічні системи

Інтерфейс між куксою та гільзою протеза є критично важливою зоною, де відбувається передача механічних навантажень, що забезпечують підвіс протеза та керування ним. Введення будь-яких сторонніх об'єктів, таких як сенсори, у

цей простір створює ризик порушення біомеханічної сумісності та комфорту пацієнта.

Однією з головних проблем є геометрична невідповідність плоских сенсорів складній криволінійній топології кукси. Більшість комерційно доступних сенсорів сили, зокрема плівкові резистори (Force Sensing Resistors – FSR) та ємнісні датчики, виготовляються на плоских полімерних підкладках (наприклад, поліетилентерефталат або поліімід). При спробі розмістити такі сенсори на сферичних або конічних ділянках кукси (наприклад, в зоні виростків великогомілкової кістки або наколінника) виникає явище, відоме як «crinkling» (утворення складок або зморшок).

Це явище має подвійний негативний ефект. По-перше, спотворення сигналу: механічна деформація сенсора, наприклад його вигин, створює попереднє напруження в чутливому шарі, що призводить до зміщення нульової лінії та зміни чутливості. Дослідження показують, що при вигині FSR точність вимірювань значно знижується, а похибка дрейфу зростає. Це робить необхідним проведення процедур калібрування безпосередньо у зігнутому стані, що є технічно складним, оскільки радіус кривизни сенсора може динамічно змінюватися під час м'язових скорочень.

По-друге, травматизація тканин: складки на сенсорі або його жорсткі краї діють як концентратори напружень. В умовах циклічних навантажень під час ходьби, що включає тисячі кроків на день, навіть незначні локальні підвищення тиску можуть викликати порушення мікроциркуляції крові, ішемію тканин та утворення трофічних виразок, особливо у пацієнтів з діабетичною нейропатією, які мають знижений поріг больової чутливості.

Ємнісні сенсори, які часто мають кращі метрологічні характеристики порівняно з резистивними, зазвичай характеризуються більшою товщиною та жорсткістю конструкції, що робить їх ще менш придатними для розміщення в зонах зі складною геометрією без використання спеціальних демпфуючих шарів.

Традиційні системи моніторингу навантажень у протезах фокусуються переважно на вимірюванні нормального тиску (тиску, перпендикулярного до

поверхні шкіри). Проте, біомеханічні дослідження свідчать, що значна частина пошкоджень м'яких тканин виникає внаслідок дії дотичних сил зсуву (shear forces), які виникають під час фаз прискорення та гальмування ходьби, а також при поршнеподібних рухах (pistoning) кукси в гільзі.

Тонкоплівкові сенсори FSR, як правило, нечутливі до напрямку сили або мають паразитну чутливість до зсуву, яку неможливо відділити від нормальної складової без використання складних матричних структур. Це створює «сліпу зону» в системі контролю навантажень: система може реєструвати безпечний рівень нормального тиску, в той час як критичні зсувні напруження вже викликають деформацію та розрив підшкірних тканин. Розробка сенсорів, здатних одночасно і незалежно вимірювати нормальні та зсувні компоненти (multiaxial sensing), залишається відкритим інженерним викликом, хоча існують експериментальні розробки на базі оптичних волокон (FBG) та магнітних еластомерів, які демонструють потенціал у вирішенні цієї проблеми, але поки що є занадто дорогими та крихкими для масового застосування.

Резистивні датчики сили (Force Sensing Resistors – FSR) є найбільш розповсюдженим типом сенсорів у дослідницьких та комерційних протезах завдяки їх низькій вартості, малій товщині та простоті схемотехнічного підключення. Однак їх фізичний принцип дії, який базується на п'єзореzystивному ефекті в наповнених полімерах, зумовлює низку суттєвих недоліків, що критично впливають на точність та стабільність системи керування.

Активний шар FSR складається з полімерної матриці, в якій дисперговані електропровідні наночастинки (наприклад, сажа або вуглецеві нанотрубки). При відсутності навантаження частинки ізольовані одна від одної, і опір сенсора є дуже високим ( $>1$  МОм). При прикладанні сили полімерна матриця деформується, відстань між частинками зменшується, і виникають шляхи протікання струму за рахунок квантового тунелювання та безпосереднього контакту.

Струм тунелювання  $I$  описується складними експоненційними залежностями від прикладеного напруження  $\sigma$ :

$$I \propto U \cdot \exp\left(-A\sqrt{\phi} \cdot s(\sigma)\right), \quad (2.3)$$

де  $U$  – прикладена напруга,

$\phi$  – висота потенціального бар'єру,

$s(\sigma)$  – відстань між частинками, яка залежить від стиснення.

Цей механізм є стохастичним за своєю природою: кількість провідних шляхів (percolation paths) може змінюватися випадковим чином навіть при сталій макроскопічній силі через мікроструктурні зміни в полімері. Це призводить до високого рівня шуму та низької повторюваності вимірювань між різними екземплярами сенсорів однієї моделі.

Гістерезис – це явище, при якому вихідний сигнал системи залежить не тільки від поточного вхідного впливу, але й від історії його зміни. У випадку FSR це проявляється так, що опір сенсора при одному й тому ж значенні прикладеної сили буде різним залежно від того, чи ця сила зростає (фаза навантаження), чи спадає (фаза розвантаження). Типовий вигляд такої залежності з відображенням основних похибок наведено на рисунку 2.5.

Експериментальні дані показують, що похибка гістерезису для типових FSR може сягати 10–25% від повної шкали. Це є критичним для систем керування протезами, оскільки під час циклу ходьби навантаження на сенсори постійно змінюється від нуля до максимуму і назад. Наявність гістерезису означає, що контролер протеза отримуватиме суттєво різні дані про тиск у фазі опори та на початку фази перенесення, навіть якщо фактичне навантаження однакове. Без належної компенсації це може призвести до осциляцій у контурі керування, помилкового визначення моменту відриву носка або удару п'яткою та нестабільної роботи алгоритмів підтримки рівноваги. Для опису та компенсації цього явища використовують складні математичні моделі, такі як оператор Прейзаха. Модель Прейзаха розглядає матеріал сенсора як сукупність елементарних гістерезисних операторів, кожен з яких перемикається при певних

порогових значеннях. Використання оберненої моделі Прейзаха дозволяє лінеаризувати характеристику сенсора, проте потребує значних обчислювальних ресурсів, що може бути проблематичним для вбудованих мікроконтролерів протеза з обмеженим енергоспоживанням.

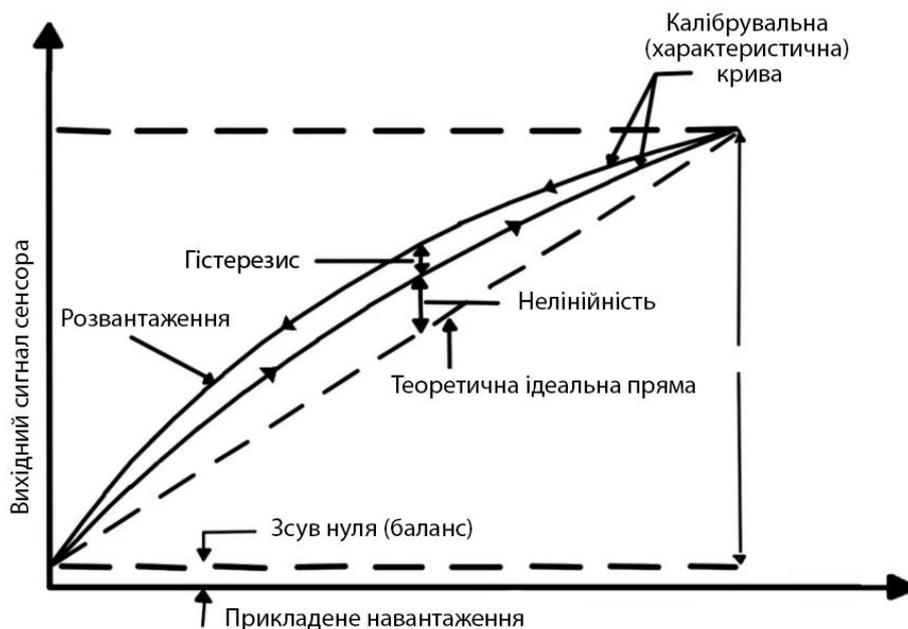


Рисунок 2.5 – Характеристика резистивного датчика сили (FSR): ілюстрація петлі гістерезису, нелінійності реальної характеристики відносно ідеальної прямої та зміщення нульового рівня [21]

В'язкопружні властивості полімерної матриці FSR призводять до явища повзучості (creep) або дрейфу під навантаженням. Якщо до сенсора прикласти постійну силу, його опір продовжуватиме повільно зменшуватися з часом. Це пояснюється поступовою переорієнтацією полімерних ланцюгів та збільшенням площі контактів між провідними частинками. Дрейф FSR є значною проблемою для статичних фаз активності, наприклад, коли людина з ампутацією стоїть на місці. Система може інтерпретувати дрейф сенсора як зміну розподілу ваги тіла і помилково активувати приводи протеза, порушуючи рівновагу користувача. Компенсація дрейфу є складною задачею, оскільки його швидкість залежить від

температури та амплітуди навантаження. Деякі методи пропонують використовувати логарифмічні моделі часу або спеціальні схеми збудження сенсорів для мінімізації цього ефекту.

Замкнений простір протезної гільзи створює агресивний мікроклімат, який суттєво впливає на стабільність роботи електронних компонентів. Температура всередині гільзи може підвищуватися через відсутність вентиляції та тертя, і більшість сенсорів мають температурну залежність вихідного сигналу. У тензодатчиків матеріали тензорезисторів змінюють свій опір при нагріванні, що сприймається системою як механічна деформація. Без використання схем повної термокомпенсації похибка може перевищувати корисний сигнал, особливо при вимірюванні малих деформацій у вуглепластикових структурах протеза. Чутливість полімерних композитів FSR також залежить від температури, оскільки нагрівання змінює в'язкість матриці та рухливість полімерних ланцюгів, що впливає на гістерезис та дрейф.

Накопичення поту є неминучим фактором експлуатації протеза, оскільки піт діє як електроліт і змінює електричні параметри середовища. У ємнісних сенсорів вода має високу діелектричну проникність порівняно з матеріалами сенсора, і потрапляння навіть незначної кількості вологи або зміна вологості шкіри кардинально змінює ємність, викликаючи дрейф, який може перекрити діапазон вимірювання корисної сили. Це вимагає герметизації сенсорів або використання диференціальних схем вимірювання, менш чутливих до синфазних завад від середовища.

Висока вологість сприяє електрохімічній міграції металу та корозії контактних площадок, особливо в роз'ємах, що знижує надійність системи в довгостроковій перспективі. Механічна втома провідників та з'єднань є однією з найбільш частих причин відмов носимої електроніки, оскільки протез зазнає інтенсивних циклічних навантажень та вібрацій. Кабелі, що з'єднують сенсори з контролером, постійно згинаються та розтягуються, що призводить до втомного руйнування мідних жил і обриву контакту, а у місцях пайки або обтиску виникають концентратори напружень, де найчастіше трапляються відмови.

Тертя ізоляції кабелів об елементи протеза або одяг може генерувати трибоелектричні заряди, які наводять шум у високоімпедансних лініях передачі даних. Довгі неекрановані кабелі діють як антени, вловлюючи електромагнітні завади від силової електроніки самого протеза або зовнішніх джерел, що критично для аналогових сигналів низького рівня. Рішенням є перехід на цифрові інтерфейси безпосередньо біля сенсора або використання активних електродів з вбудованими попередніми підсилювачами, що, однак, збільшує габарити та енергоспоживання вузла.

Зважаючи на неможливість повного усунення фізичних недоліків сенсорів, сучасна інженерія фокусується на розробці методів їх компенсації на рівні схемотехніки та алгоритмів. Для покращення характеристик FSR замість простих подільників напруги доцільно використовувати активні схеми. Використання операційного підсилювача в інвертуючому включенні дозволяє отримати лінійну залежність вихідної напруги від провідності сенсора, що значно спрощує подальшу обробку та покращує роздільну здатність у всьому діапазоні.

Перспективним є використання схем на базі таймера, де FSR є частиною RC-ланцюга, що задає частоту генерації. Оскільки ємність FSR також змінюється під навантаженням і її дрейф часто протилежний за знаком до дрейфу опору, така схема дозволяє реалізувати часткову самокомпенсацію дрейфу та гістерезису на апаратному рівні, знижуючи похибку.

Реалізація чисельних алгоритмів на основі моделі Прейзаха дозволяє програмно «випрямити» петлю гістерезису. Алгоритм відстежує історію навантаження і коригує вихідне значення сили. Дослідження показують, що це дозволяє знизити середньоквадратичну похибку на 60–70% порівняно з лінійною калібрацією, хоча і вимагає значних ресурсів процесора. Використання методів машинного навчання, таких як нейронні мережі або Temporal Convolutional Networks, дозволяє створити «чорну скриньку» калібрування, яка враховує нелінійність, температуру та швидкість навантаження. Такі моделі можуть навчатися на експериментальних даних і забезпечувати високу точність

прогнозування сили в реальному часі, адаптуючись до специфіки конкретного сенсора [20].

#### 2.4 Аналіз існуючих комерційних рішень

Сучасний ринок протезування представлений переважно високотехнологічними біонічними системами з мікропроцесорним керуванням та складними датчиками. Вони забезпечують адаптивне керування ходою, але залишаються дорогими і недоступними для більшості пацієнтів

Провідні виробники, такі як Ottobock (Німеччина) та Össur (Ісландія), інтегрують у свої флагманські продукти датчики навантаження, акселерометри та гіроскопи. Дані сенсорів використовуються виключно для керування механікою протеза – адаптації опору згинанню та розгинанню гідравлічних або електропривідних вузлів залежно від фази кроку. Водночас вони не забезпечують прямий моніторинг тиску на куксу всередині гільзи.

У таблиці 2.1 наведено порівняння провідних комерційних систем протезування за типом сенсорів, локалізацією вимірювань, можливістю контролю тиску на куксу та орієнтовною вартістю. Таблиця підкреслює, що більшість систем зосереджена на біомеханіці суглоба, а не на стані інтерфейсу протез-кукса.

Єдиним комерційним рішенням, яке дозволяє безпосередньо вимірювати тиск на куксу, є система F-Socket від Tekscan. Вона позиціонується як клінічний інструмент для тимчасового використання під час підгонки протеза. Сенсорні плівкові матриці F-Socket вставляються в гільзу і передають дані через зовнішній блок на комп'ютер. Хоча система не інтегрована для постійного щоденного носіння, вона демонструє можливість точного картографування тиску по поверхні кукси, що є ключовим для підвищення безпеки та комфорту пацієнта.

Вартість сучасних біонічних систем є додатковим фактором обмеження їх доступності. Ціни на МРК-системи коливаються від \$40,000 до понад \$100,000, що робить їх недоступними для більшості пацієнтів без страхового покриття або

державної підтримки. Системи на базі плівкових сенсорів для клінічного використання коштують значно дешевше, проте вони не призначені для інтеграції у повсякденне протезування [22].

Таблиця 2.1 – Порівняння комерційних систем протезування нижніх кінцівок за технологією сенсорів та можливістю моніторингу навантажень

Система	Виробник	Основна технологія сенсорів	Локалізація вимірювань	Моніторинг тиску на куксу	Орієнтовна вартість
C-Leg 4	Ottobock	Тензометри, гіроскопи, акселерометри	Пілон гомілки, колінний модуль	Відсутній	\$50,000+
Genium X3	Ottobock	Інерціальні модулі (IMU), тензометри	Колінний модуль	Відсутній	\$100,000+
Rheo Knee XC	Össur	Магнітореологічний актюатор, датчики сили	Центр колінного суглоба	Відсутній	\$40,000– \$60,000
Power Knee	Össur	Активний електропривід, датчики моменту	Колінний модуль, стопа	Відсутній	~ \$100,000
F-Socket	Tekscan	Матриця резистивних сенсорів (плівка)	Інтерфейс гільза–лайнер	Присутній (клінічний)	~ \$15,000

Таким чином, сучасні комерційні системи демонструють високий рівень адаптивності ходи та безпеки користувача, проте лише деякі з них, як F-Socket, забезпечують пряму оцінку локального тиску на куксу.

Це підкреслює потребу у розробці систем, здатних безпосередньо вимірювати та контролювати тиск на куксу всередині гільзи під час щоденного використання протеза.

### 3 РОЗРОБЛЕННЯ СИСТЕМИ ПРОТЕЗУВАННЯ НИЖНІХ КІНЦІВОК З КОНТРОЛЕМ МЕХАНІЧНИХ НАВАНТАЖЕНЬ

#### 3.1 Концепція розроблюваної системи

Концепція розроблюваної системи протезування нижніх кінцівок з контролем механічних навантажень ґрунтується на необхідності об'єктивного моніторингу контактних навантажень у зоні інтерфейсу «кукса – протезна гільза», які відіграють ключову роль у формуванні комфорту користувача, стабільності ходи та профілактиці ушкоджень м'яких тканин. Відомо, що надмірні локальні тиски та їхні динамічні зміни під час циклу ходи є однією з основних причин болю, ішемії тканин і виникнення трофічних уражень у користувачів протезів, що зумовлює актуальність створення систем контролю механічних навантажень безпосередньо під час експлуатації протеза.

Запропонована система орієнтована на інтеграцію вимірювальних елементів безпосередньо в конструкцію лайнера або внутрішньої поверхні гільзи, що дозволяє реєструвати контактні навантаження *in situ*, без порушення геометрії протеза та без суттєвого зниження комфорту користувача. Такий підхід принципово відрізняється від зовнішніх вимірювальних платформ або лабораторних стендів, оскільки забезпечує можливість аналізу реальних умов експлуатації протеза в динаміці повсякденної ходи.

У межах даної роботи як первинні чутливі елементи обрано тонкоплівкові резистивні сенсори сили типу FSR, які характеризуються малою товщиною, гнучкістю та можливістю інтеграції в м'які полімерні конструкції. При цьому в концепції системи свідомо враховуються відомі обмеження таких сенсорів, зокрема нелінійність статичної характеристики, гістерезис та виражений дрейф сигналу при тривалому навантаженні на в'язкопружних матеріалах.

Ключовою ідеєю концепції є не лише реєстрація сигналів від сенсорів, а й демонстрація інженерних проблем, що виникають при вимірюванні механічних навантажень у м'якому біомеханічному інтерфейсі, а також розробка підходів до

їх часткової компенсації. Зокрема, передбачається використання алгоритмічної обробки сигналів для зменшення впливу статичного дрейфу, а також аналіз часових змін навантажень під час фаз опори та переносу в циклі ходи. Таким чином система орієнтована не на абсолютне вимірювання тиску, а на виявлення відносних змін, пікових значень та зон підвищеного навантаження.

Вибір кількості та конфігурації сенсорів механічних навантажень у системі моніторингу для трансфemorального протеза зумовлений необхідністю забезпечення достатньої просторової репрезентативності вимірювань контактних навантажень у зоні взаємодії кукси з протезною гільзою з урахуванням анатомічних та біомеханічних особливостей стегнової ампутації. У межах даної роботи обрано конфігурацію з 16 тонкоплівкових резистивних сенсорів сили, яка забезпечує збалансоване покриття основних зон передачі навантажень без надмірного ускладнення конструкції та порушення комфорту користувача.

Просторове розміщення сенсорів виконано у вигляді чотирьох вертикальних ліній, рівномірно розташованих по колу кукси, по чотири сенсори в кожній лінії вздовж її висоти. Така конфігурація дозволяє аналізувати як циркулярний розподіл контактних навантажень, так і їх зміну по вертикалі, що є характерним для трансфemorального протезування, де контактні сили істотно відрізняються між проксимальною та дистальною частинами гільзи.

Латеральна поверхня стегна є однією з найбільш навантажених зон під час ходи, оскільки саме тут виникають значні бічні сили, пов'язані зі стабілізацією протеза у фазі опори та передачею механічних моментів у фронтальній площині. Розміщення сенсорів уздовж латеральної лінії дозволяє фіксувати характерні пікові навантаження та їх просторовий розподіл, що є важливим для оцінки коректності взаємодії гільзи з куксою.

Медіальна поверхня стегна виконує стабілізуючу функцію, особливо в ділянці аддукторів та пахової зони. У цій області часто спостерігаються локальні перевантаження та натирання, пов'язані з особливостями контакту верхнього краю гільзи з м'якими тканинами. Розміщення сенсорів у цій зоні забезпечує

можливість якісної оцінки рівномірності навантажень у проксимальній частині гільзи та виявлення асиметрій розподілу контактних сил.

Передня (антеріорна) поверхня стегна, зокрема зона трикутника Скарпа, характеризується наявністю анатомічно чутливих судинно-нервових структур, для яких небезпечними є локальні піки механічного тиску. Контроль розподілу навантажень у цій області дозволяє оцінювати ступінь рівномірності контакту гільзи з куксою та знижувати ризик компресійного впливу під час динамічних фаз ходи.

Задня (постеріорна) поверхня стегна, включаючи ділянку сідничного упору, є ключовою зоною передачі вертикальних навантажень у фазі опори та під час сидіння. Розміщення сенсорів уздовж задньої поверхні дозволяє аналізувати перерозподіл навантажень між проксимальними та дистальними ділянками та оцінювати ефективність опорної геометрії гільзи.

Таким чином, конфігурація з 16 сенсорів, розташованих у чотирьох анатомічно обґрунтованих вертикальних зонах, забезпечує репрезентативний контроль просторово-часового розподілу механічних навантажень у трансфеморальному протезі та відповідає завданням якісного аналізу взаємодії протезної гільзи з куксою в реальних умовах експлуатації. Система збору даних включає мікроконтролерний модуль, що здійснює зчитування аналогових сигналів із сенсорів, їх оцифрування та попередню фільтрацію. Передбачається використання бездротового інтерфейсу передачі даних, що дозволяє виключити кабельні з'єднання із зовнішніми пристроями реєстрації та забезпечити повну мобільність користувача під час моніторингу.

Отже, концепція розроблюваної системи полягає у створенні інтегрованого прототипу протезного лайнера з вбудованими сенсорами механічних навантажень, який дозволяє якісно оцінювати просторово-часовий розподіл контактних сил у зоні взаємодії з куксою. Запропонований підхід забезпечує баланс між інженерною реалізованістю, науковою обґрунтованістю та навчально-дослідницькою цінністю.

### 3.2 Інтеграція сенсорів у лайнер протеза

Критичним етапом розробки системи є фізична інтеграція вимірювальних перетворювачів у замкнений простір між куксою та жорсткою гільзою протеза. Складність цього завдання зумовлена необхідністю збереження конгруентності поверхонь, мінімізації товщини доданих елементів та забезпечення захисту комунікаційних ліній від руйнувань внаслідок циклічних навантажень. Враховуючи конструктивні особливості трансфеморальних протезів, розміщення сенсорів безпосередньо на шкірі користувача є неприпустимим через ризик виникнення потертостей та порушення кровообігу. У зв'язку з цим у роботі застосовано метод внутрішньої інкапсуляції сенсорної матриці в товщу лайнера на етапі його виготовлення. Такий підхід дозволяє створити монолітний виріб, де сенсори та комунікаційні лінії знаходяться всередині в'язкопружного матеріалу, забезпечуючи їх герметизацію, захист від механічного зносу та стабільне позиціонування відносно анатомічних зон кукси.

Для реалізації системи моніторингу тиску було обрано тонкоплівкові резистивні сенсори FSR-402. Основними критеріями вибору стали висока чутливість до нормальних сил при малих товщинах, що дозволяє інтегрувати сенсори без значного потовщення лайнера, а також гнучкість і стійкість до багаточиклових деформацій, що критично для експлуатації у замкненому просторі між куксою та гільзою протеза. Сенсори FSR-402 забезпечують достатню лінійність вихідного сигналу у робочому діапазоні тисків, що виникають у контакті кукси з лайнером, а також характеризуються невеликою похибкою при згині, що дозволяє уникати суттєвих артефактів вимірювань. Додатковою перевагою є сумісність з тонкими провідниковими лініями та простота монтажу у багатошаровій структурі каркаса, що забезпечує надійну фіксацію сенсорів.



Рисунок 3.1 – Сенсор FSR-402 [23]

Ключовим елементом інтеграції є гнучкий каркас-носій сенсорної матриці, який фіксує сенсори FSR-402 у просторі під час заливки рідким силіконом, запобігаючи їх зміщенню або спливанню. Для цього обрано багат шарову конструкцію лайнера, де основою є гнучкий полімерний каркас, надрукований на 3D-принтері та згодом інкапсульований силіконом. Каркас має форму суцільної тонкостінної трубчастої оболонки, геометрія якої параметрично адаптується під індивідуальні розміри кукси пацієнта, включно з верхнім та нижнім обхватом та висотою. Оболонка має форму зрізаного конуса, що відповідає анатомії стегна, а товщина стінки становить 1,8–2,0 мм, що забезпечує гнучкість при використанні TPU (Thermoplastic Polyurethane). У товщині стінки передбачено 16 заглиблень (кишень) для сенсорів глибиною 0,8 мм, форма яких точно відповідає сенсорам FSR-402, забезпечуючи їх жорстку фіксацію. Між сенсорами сформовано заглиблені жолоби для прокладання з'єднувальних дротів, що дозволяє захистити їх від механічного впливу та хаотичного розміщення під час експлуатації.

Як середовище розробки каркасу обрано OpenSCAD – скриптову мову опису геометрії, що дозволяє генерувати 3D-моделі на основі математичних алгоритмів. Розроблений програмний скрипт базується на процедурній генерації

геометрії з урахуванням антропометричних параметрів пацієнта, до яких відносяться обхват кукси у проксимальній зоні, обхват у дистальній зоні та довжина робочої зони лайнера. На першому етапі алгоритм перераховує обхвати у радіуси та формує базову оболонку у вигляді зрізаного конуса з товщиною стінки 2,0 мм. Критично важливим етапом є розрахунок кута конусності стінки, який визначається співвідношенням між радіусами верхньої та нижньої частин оболонки та довжиною лайнера. Цей кут використовують для корекції орієнтації сенсорів, забезпечуючи їх перпендикулярність до похилої поверхні лайнера та мінімізуючи похибки вимірювання, що виникають через зсувні сили.

Скрипт автоматично генерує топологію сенсорної матриці, формуючи чотири вертикальні лінії по чотири сенсори. Для розрахунку координат кожного елемента використані вкладені цикли у полярній системі координат, що забезпечує точне позиціонування в просторі. Для фіксації сенсорів FSR-402 у товщі матриці застосовується операція булевого віднімання, яка формує циліндричні заглиблення (кишені) глибиною 0,8 мм, при цьому дно кожної кишені автоматично орієнтується відповідно до кута конусності стінки, що забезпечує паралельність дна кишені поверхні шкіри та зменшує вплив зсувних сил на показники тиску. Для інтеграції комунікаційних ліній створено систему заглиблених каналів, які з'єднують сенсори у вертикальні магістралі.

Така параметрична модель дозволяє отримати надійну, повторювану конструкцію сенсорного каркаса, що забезпечує точне позиціонування сенсорів та безперервність електричних магістралей, зводячи до мінімуму ризик зміщення елементів під час виготовлення та експлуатації лайнера. Завдяки процедурній генерації геометрії, модель легко адаптується під індивідуальні антропометричні параметри пацієнта, зберігаючи правильне розташування сенсорів у тривимірному просторі навіть при зміні обхватів або довжини кукси. Це дозволяє стандартизувати процес виготовлення каркасів для різних користувачів, забезпечуючи високу точність і повторюваність виробів. Крім того, інтеграція каналів для комунікацій безпосередньо у параметричну модель гарантує безпечне прокладання провідників та захист електроніки від механічних впливів,

а гладка зовнішня поверхня забезпечує комфорт користувача та мінімізує утворення точок тиску. Візуалізація розробленої параметричної моделі представлена на рисунку 3.2. Фрагмент програмного коду демонструє процедурну генерацію каркасу лайнера та розташування сенсорів (додаток Б).

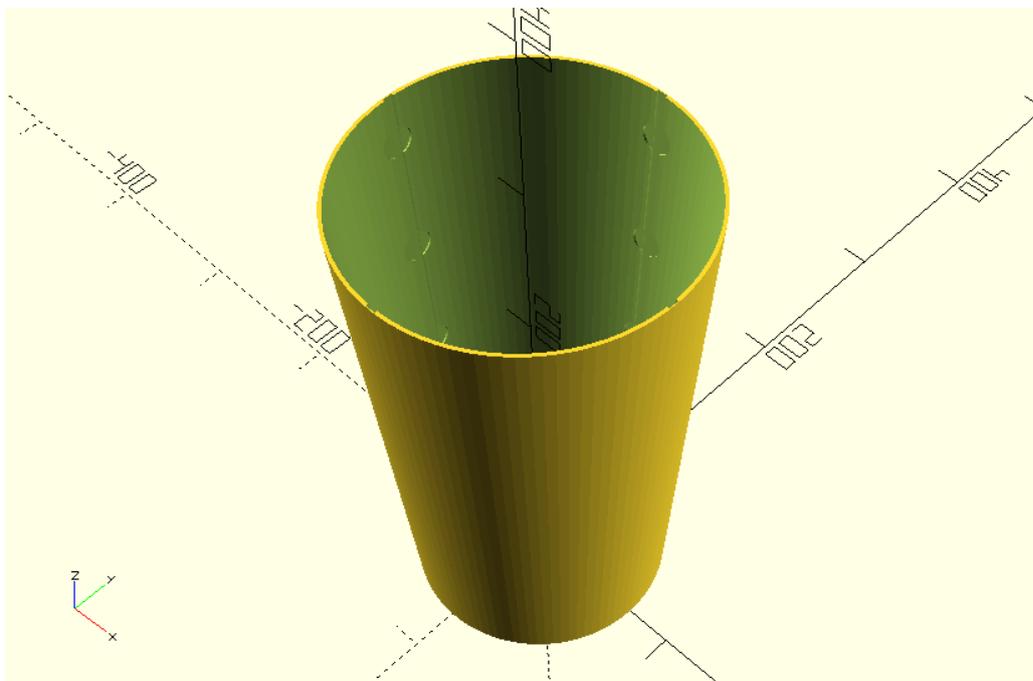


Рисунок 3.2 – Візуалізація розробленої параметричної моделі каркасу

Складання електронних компонентів здійснюється безпосередньо на надрукованій матриці до етапу заливки. Сенсори вкладаються у відповідні кишені, механічно центруючись завдяки точній відповідності розмірів, а дроти прокладаються у канали, формуючи вертикальні магістралі та запобігаючи їх перетиранню. Для компенсації розтягування лайнера дроти укладаються з невеликим запасом у вигляді S-подібних вигинів, що дозволяє конструкції змінювати форму без розриву електричних кіл.

Для запобігання зміщенню компонентів під дією гідродинамічного тиску рідкого силікону під час заливки, реалізовано етап попередньої технологічної фіксації. Утримання сенсорів у посадкових місцях забезпечується за рахунок фрикційної посадки, досягнутої завдяки від'ємному допуску розмірів кишень при 3D-друку. Фіксація провідників у каналах здійснюється методом точкового

нанесення еластичного швидкотверднучого адгезиву. Це гарантує збереження геометрії укладки.

Фінальним етапом є створення монолітного виробу методом заливки силіконом. Надрукований каркас з сенсорами надягається на внутрішній формуючий стрижень (позитив кукси), зверху встановлюється зовнішня форма (негатив), що формує гладку зовнішню поверхню лайнера, після чого у простір між каркасом та формою подається двокомпонентний силікон, який заповнює всі мікронерівності, канали з дротами та простір над сенсорами. Після полімеризації утворюється єдиний виріб, де TPU-каркас стає невід'ємною частиною лайнера, а сенсори герметично закриті всередині, зберігаючи здатність сприймати тиск через шар силікону.

Враховуючи циклічні динамічні навантаження та необхідність конгруентності з м'якими тканинами кукси, для друку матриці обрано термопластичний поліуретан TPU твердістю 95A за Шором. Цей матеріал забезпечує необхідний баланс між гнучкістю та конструкційною жорсткістю, стабілізуючи положення сенсорів та мінімізуючи похибки вимірювань, а також характеризується високою стійкістю до багатоциклових деформацій розтягу та стиску, що виключає ризик руйнування каркаса при тривалій експлуатації протеза. Використання більш м'яких марок TPU (менше 85A за Шором) ускладнює точність друку тонкостінних каналів для комунікацій, тоді як жорсткі полімери, такі як PLA чи PETG, не відповідають вимогам біомеханічної сумісності.

Для забезпечення надійної адгезії між поліуретановим каркасом та основним масивом силікону застосовано метод хімічної активації поверхні TPU за допомогою спеціалізованого силанового праймера. Це дозволяє утворити міцне з'єднання на межі розділу двох полімерів без необхідності ускладнення геометрії каркаса додатковими механічними анкерами.

Технологія виготовлення базується на методі лиття під низьким тиском у закриту форму з використанням позитивної моделі кукси та зовнішньої негативної матриці. У простір між ними встановлюється TPU-каркас із

сенсорами, після чого двокомпонентний силікон подається через нижній інжекційний отвір, заповнюючи форму та витісняючи повітря через верхні вентиляційні канали, що забезпечує повну герметизацію електронних компонентів без утворення повітряних порожнин.

Комутація елементів всередині матриці здійснюється дротом МГТФ (мідний гнучкий термостійкий з фторопластовою ізоляцією), прокладеним у спеціальні заглиблені канали каркаса. Вибір МГТФ обумовлений його високою механічною міцністю на розрив та мінімальним діаметром.

Для надійного виведення електричних сигналів з герметизованого об'єму лайнера до зовнішнього блоку обробки розроблено вузол комутації на базі перехідної друкованої плати (Interposer PCB) та технології гнучких плоских шлейфів (FFC – Flat Flexible Cable). Це рішення є стандартом для сучасної біомедичної електроніки завдяки мінімальній товщині, високій гнучкості та стійкості до перегинів.

Комутація здійснюється через мініатюрну друковану плату-адаптер, інтегровану у верхню манжету лайнера (в товщу силікону). Внутрішні провідники МГТФ від 16 сенсорів та загальної шини живлення розпаюються на контактні площадки цього адаптера. Вихід з плати реалізовано через шлейф FFC, після чого вузол повністю герметизується.

### 3.3 Апаратна платформа системи моніторингу навантажень

Апаратна архітектура системи моніторингу тиску в гільзі трансфеморального протеза розроблена з урахуванням комплексних інженерних вимог щодо точності вимірювань, динамічного діапазону навантажень, автономності пристрою та компактності його конструкції. Основною метою проектування було забезпечення надійного та відтворюваного збору даних про контактні навантаження між куксою та гільзою протеза в реальному часі, без спотворення сигналу під час циклічних деформацій та переміщень, які виникають під час ходи пацієнта. Пікові навантаження всередині гільзи можуть

досягати 200–350 кПа, що обумовлює необхідність використання високочутливих сенсорів, відповідної схемотехніки та багаторівневої стабілізації напруги для забезпечення лінійності та точності вимірювань.

Для вимірювання тиску застосовується масив із 16 резистивних сенсорів сили Interlink FSR-402, інтегрованих у структуру лайнера протеза. Електрично кожен сенсор включено у схему дільника напруги: один вивід підключено до стабільного джерела +3,3 В, а другий через резистор до GND. Номінал резистора нижнього плеча зменшено зі стандартних 10 кОм до 2,2 кОм, що дозволяє змістити робочу точку сенсорів у область високих навантажень, розширити динамічний діапазон вимірювань та запобігти ефекту насичення сигналу. Такий вибір обумовлений гіперболічною характеристикою FSR, де опір сенсора обернено пропорційний прикладеному навантаженню, і забезпечує точне розрізнення змін тиску в зоні максимальних контактних навантажень трансфеморальної кукси. Використання резисторів з точністю 1 % гарантує мінімізацію похибок через розкид параметрів компонентів і підвищує відтворюваність результатів експериментів.

Для послідовного опитування 16 сенсорів використано 16-канальний аналоговий мультиплексор CD74HC4067 (рисунок 3.3), що дозволяє підключити всі сенсори до одного аналогового входу АЦП мікроконтролера ESP32. Виходи дільників напруги підключені до входів мультиплексора, а цифрові виходи ESP32 (D2–D5) керують адресацією каналів, забезпечуючи точне та синхронне перемикання між сенсорами. Для узгодження імпедансів та мінімізації взаємного впливу каналів застосовано буферний каскад на операційному підсилювачі MCP6002 у схемі повторювача напруги. Підсилювач характеризується високим вхідним імпедансом, що не навантажує дільник напруги, та низьким вихідним опором, що забезпечує миттєве заряджання конденсатора вибірки АЦП ESP32. Завдяки цьому частота опитування матриці може досягати 1000 Гц і більше, що дозволяє точно реєструвати швидкі циклічні зміни тиску всередині гільзи протеза без спотворень. Для захисту входу АЦП використано послідовний

резистор 100 Ом, який обмежує струм у разі пікових навантажень або короткого замикання.



Рисунок 3.3 – Мультиплексор CD74HC4067 [24]

Живлення системи організовано багаторівнево. Первинне джерело – літій-полімерний акумулятор з номінальною напругою 3,7 В, що забезпечує автономну роботу пристрою. Напруга підвищується за допомогою DC-DC підвищувального перетворювача MT3608 до рівня 9 В. Для згладжування високочастотних пульсацій, що виникають через імпульсний режим роботи перетворювача, встановлено LC-фільтр із феритовою намистиною та електролітичним конденсатором 470 мкФ (Low ESR), який ефективно пригнічує шум частотою понад 1 МГц. Далі стабілізовані 9 В подаються на VIN плати Arduino Nano ESP32, де вбудований понижуючий перетворювач MP2322 формує стабільні 3,3 В для живлення мікроконтролера, сенсорів, мультиплексора та операційного підсилювача. Така багаторівнева стабілізація забезпечує високий коефіцієнт придушення пульсацій (PSRR), що гарантує «чисте» живлення для чутливого аналогового тракту.

Цифрову обробку та передачу даних забезпечує мікроконтролер Arduino Nano ESP32 (рисунок 3.4). Сигнали з буфера надходять на аналоговий вхід A0 (GPIO1), цифрові виходи D2–D5 керують адресацією мультиплексора, а вбудований 12-бітний АЦП з апаратною калібрацією забезпечує достатню

роздільну здатність для точного реєстрування динамічних змін тиску всередині гільзи протеза. Мікроконтролер також реалізує бездротову передачу даних через BLE або Wi-Fi, дозволяючи проводити моніторинг у реальному часі. Схема електрична принципова наведена на рисунку 3.5.

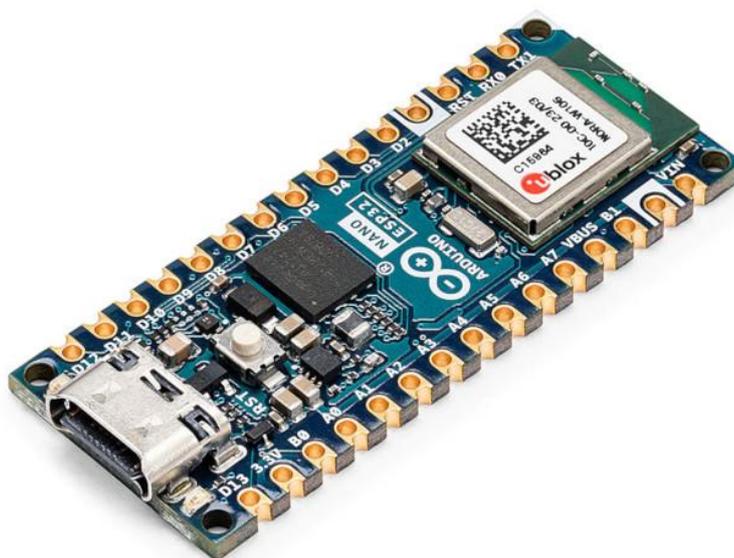


Рисунок 3.4 – Мікроконтролер Arduino Nano ESP32 [25]

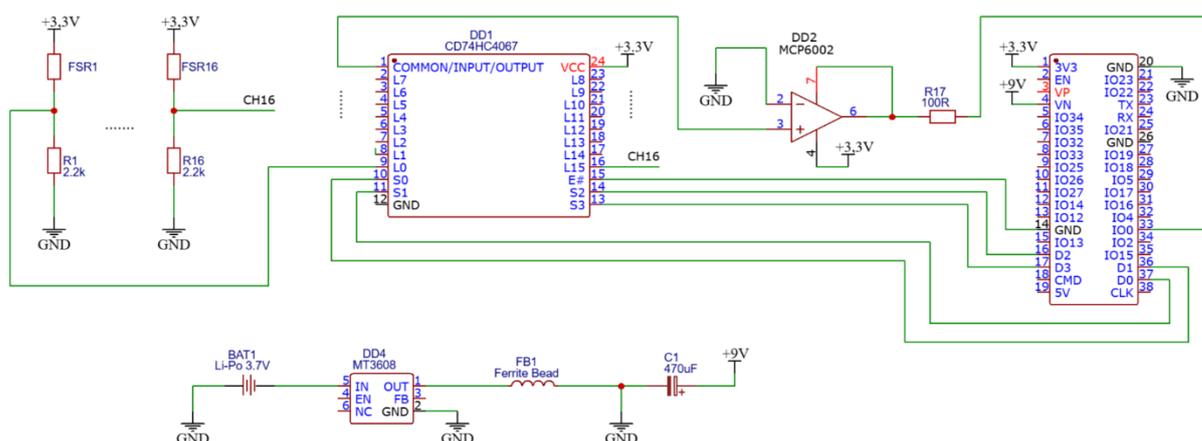


Рисунок 3.5 – Схема електрична принципова

Специфікація апаратних компонентів включає: мікроконтролер Arduino Nano ESP32 для обробки та передачі даних, 16 сенсорів FSR-402 з робочим опором від 100 кОм до 200 Ом, аналоговий мультиплексор CD74HC4067 для

комутації каналів, операційний підсилювач МСР6002 для буферизації сигналів, DC-DC підвищувальний перетворювач МТ3608 для первинного живлення, резистори дільників 2,2 кОм, захисні резистори 100 Ом та конденсатори 470 мкФ для фільтрації живлення. Всі компоненти інтегровані у компактну схему, що відповідає конструктивним обмеженням лайнера протеза та забезпечує надійну роботу під час циклічних навантажень трансфеморальної кукси.

Таким чином, апаратна архітектура системи поєднує високоточну сенсорну матрицю, ефективну буферизацію та комутацію сигналів, багаторівневе живлення, цифрову обробку та бездротову передачу даних. Конструкція забезпечує точність, стабільність і безперервний моніторинг тиску всередині трансфеморальної гільзи протеза, що робить систему придатною для клінічних та реабілітаційних застосувань.

### 3.4 Розроблення програмно-алгоритмічного комплексу

Архітектура вбудованого програмного забезпечення розробленої системи реалізована на апаратній платформі Arduino Nano ESP32, що базується на мікроконтролері ESP32-S3. Зазначений мікроконтролер оснащений двоядерним 32-бітним процесором із тактовою частотою до 240 МГц, що забезпечує достатню обчислювальну потужність для паралельної обробки багатоканальних сенсорних сигналів у реальному часі, а також для реалізації алгоритмів цифрової фільтрації, калібрування та попередньої обробки даних.

Структура *firmware* побудована за модульним принципом та включає окремі логічні блоки керування аналоговим трактом, мультиплексуванням каналів, оцифруванням сигналів, їх корекцією та передаванням результатів на вищий рівень системи. Такий підхід забезпечує масштабованість програмного забезпечення, спрощує його модифікацію та підвищує надійність роботи системи в умовах змінного навантаження.

Для розширення кількості доступних аналогових входів використано аналоговий мультиплексор CD74HC4067, який дозволяє комутувати до 16

незалежних аналогових каналів на один вхід аналого-цифрового перетворювача (АЦП) мікроконтролера. Керування мультиплексором здійснюється безпосередньо через цифрові порти ESP32. З метою мінімізації часових затримок при перемиканні каналів у firmware реалізовано метод прямого маніпулювання регістрами портів (Direct Port Manipulation), що дозволяє обійти стандартні абстракції Arduino та скоротити час встановлення логічних рівнів на керувальних лініях до рівня одиниць–десятків наносекунд. Це є критично важливим при послідовному зчитуванні великої кількості сенсорів у системах моніторингу механічних навантажень.

Оскільки аналогові сигнали від сенсорів сили знімаються через резистивні ділянки з відносно високим вихідним імпедансом, у програмному забезпеченні реалізовано алгоритм затримки стабілізації сигналу (settling time). Після перемикання каналу мультиплексора вводиться програмна пауза, достатня для повного заряджання конденсатора вибірки внутрішнього АЦП ESP32. Це дозволяє зменшити похибку вимірювань, пов'язану з інерційністю аналогового тракту, та підвищити повторюваність результатів оцифрування.

Відомою особливістю вбудованого аналого-цифрового перетворювача мікроконтролерів сімейства ESP32 є наявність вираженої нелінійності передатної характеристики, особливо в крайових ділянках діапазону вимірювань. Зазначена нелінійність обумовлена як архітектурними особливостями АЦП, так і впливом внутрішніх опорних напруг, що призводить до систематичних похибок при прецизійному вимірюванні аналогових сигналів.

Для зменшення впливу цих спотворень у розробленому firmware реалізовано комбінацію програмних методів корекції. Основним із них є калібрування з використанням таблиці відповідності (Look-Up Table, LUT). На етапі калібрування для кожного каналу формується набір експериментальних точок, що описують реальну залежність цифрового коду АЦП від прикладеної напруги. Отримані дані зберігаються у вигляді таблиці корекції, яка використовується під час роботи системи для перетворення сирих значень АЦП у скориговані фізично обґрунтовані величини. Застосування LUT-калібрування

дозволяє досягти суттєвого підвищення точності вимірювань у порівнянні з використанням стандартних заводських коефіцієнтів.

Додатково у *firmware* реалізовано метод оверсемплінгу. Для кожного аналогового каналу виконується серія з 64 послідовних вимірювань, після чого обчислюється їх середнє значення. Такий підхід дозволяє ефективно знизити рівень випадкового шуму, а також підвищити ефективну розрядність АЦП за рахунок статистичного усереднення. У поєднанні з LUT-калібруванням оверсемплінг забезпечує стабільне та відтворюване вимірювання механічних навантажень, що є критично важливим для задач моніторингу тиску та силових взаємодій у гільзі протеза нижньої кінцівки.

Оскільки апаратна частина системи збору даних базується на використанні сенсорів сили типу FSR, увімкнених у схему резистивного діляника напруги, вихідний аналоговий сигнал має суттєво нелінійну залежність від прикладеної механічної сили. Така нелінійність зумовлена фізичними властивостями полімерного чутливого шару FSR, електричний опір якого змінюється за степеневим законом, а не лінійно. Без відповідної програмної корекції це призводить до значних похибок вимірювання, особливо в області малих навантажень, що є критичним для задач моніторингу тиску в гільзі протеза.

Для забезпечення коректного перетворення вимірюваної напруги у фізично інтерпретовану величину сили у *firmware* реалізовано алгоритм зворотного перетворення, який складається з трьох послідовних етапів.

На першому етапі виконується відновлення значення електричного опору сенсора  $R_{FSR}$ . Виміряна напруга на виході діляника  $V_{out}$  перераховується у значення опору сенсора, виходячи з відомого номіналу резистора діляника  $R_{div} = 2200 \text{ Ом}$  та напруги живлення  $V_{CC}$ . Відповідна залежність описується рівнянням:

$$R_{FSR} = R_{div} \cdot \left( \frac{V_{CC}}{V_{out}} - 1 \right) \quad (3.1)$$

Це перетворення дозволяє перейти від напругового представлення сигналу, залежного від параметрів АЦП та джерела живлення, до більш універсальної фізичної величини – електричного опору чутливого елемента.

Другий етап лінеаризації полягає у переході від опору до електричної провідності  $G$ . Як показано в експериментальних дослідженнях сенсорів FSR-402, саме провідність має значно більш лінійну кореляцію з прикладеною силою у широкому діапазоні навантажень. Провідність визначається як обернена величина до опору:

$$G = \frac{1}{R_{FSR}} \quad (3.2)$$

Застосування цього перетворення суттєво зменшує нелінійність передатної характеристики системи «сила – цифровий код», що спрощує подальшу математичну апроксимацію.

На третьому етапі виконується апроксимація сили  $F$  як функції електричної провідності  $G$ . З урахуванням того, що сенсори сили типу FSR-402 характеризуються різними коефіцієнтами чутливості в області малих та великих навантажень, у програмному забезпеченні застосовано кусково-лінійну модель передатної характеристики. Загальний вигляд такої апроксимації може бути поданий у вигляді:

$$F(G) = \begin{cases} a_1 G + b_1, & G \leq G_{th} \\ a_2 G + b_2, & G > G_{th} \end{cases} \quad (3.3)$$

де  $a_1, b_1, a_2, b_2$  – коефіцієнти лінійної апроксимації для відповідних діапазонів провідності,

$G_{th}$  – порогове значення провідності, що розділяє області малої та великої сили навантаження.

Значення коефіцієнтів  $a_1$ ,  $b_1$ ,  $a_2$ ,  $b_2$  визначаються експериментально на етапі калібрування сенсорів шляхом апроксимації вимірних калібрувальних точок методом найменших квадратів. Отримані параметри зберігаються у пам'яті мікроконтролера та використовуються під час роботи системи для оперативного перетворення вимірної провідності у значення сили.

Застосування кусково-лінійної моделі дозволяє адекватно врахувати зміну чутливості сенсора у різних діапазонах навантаження, водночас зберігаючи низьку обчислювальну складність алгоритму. Це є критично важливим для вбудованих систем реального часу, де ресурси процесора та часові обмеження є визначальними факторами.

Окрім оверсемплінгу на рівні аналого-цифрового перетворювача, для обробки розрахованих значень сили у розробленій системі застосовано одномірний фільтр Калмана (1D Kalman Filter). На відміну від класичних частотних методів згладжування, зокрема експоненційного ковзного середнього (ЕМА), які неминуче вносять фазову затримку та спотворюють динамічні характеристики сигналу, фільтр Калмана реалізує стохастичний підхід до оцінювання стану системи на основі рекурсивного поєднання апріорної оцінки та поточного вимірювання.

Алгоритм фільтрації враховує два основні джерела невизначеності. Коваріація шуму вимірювання  $R$  характеризує похибку, зумовлену властивостями сенсора сили, аналогового тракту та аналого-цифрового перетворювача. Коваріація шуму процесу  $Q$  описує очікувану динаміку зміни реального механічного навантаження та визначає припустиму швидкість зміни оцінюваної величини у часі.

На кожному кроці алгоритму спочатку визначається коефіцієнт підсилення Калмана  $K_k$ , який задає відносну вагу між попередньою оцінкою та новим вимірюванням:

$$K_k = \frac{P_{k-1}}{P_{k-1} + R}, \quad (3.4)$$

де  $P_{k-1}$  – оцінка коваріації похибки на попередньому кроці. Далі виконується корекція оцінки сили шляхом урахування інновації, тобто різниці між поточним вимірним значенням  $z_k$  (після лінеаризації та калібрування) та попередньою оцінкою  $x_{k-1}$ :

$$x_k = x_{k-1} + K_k \cdot (z_k - x_{k-1}). \quad (3.5)$$

Після оновлення оцінки стану здійснюється перерахунок коваріації похибки оцінювання для наступного кроку алгоритму:

$$P_k = (1 - K_k) \cdot P_{k-1} + Q \quad (3.6)$$

У квазістатичних режимах, коли навантаження змінюється повільно або залишається сталим, відносно мале значення коефіцієнта  $K_k$  забезпечує домінування попередньої оцінки, що дозволяє ефективно пригнічувати випадковий шум і повільний дрейф показів. Натомість при різких змінах навантаження, зокрема під час удару п'яти об опору у фазі контакту з поверхнею, зростання  $P_{k-1}$  призводить до збільшення коефіцієнта підсилення, завдяки чому фільтр оперативно відстежує пікові значення сили без суттєвої часової затримки.

Таким чином, застосування одномірного фільтра Калмана забезпечує адаптивне згладжування сигналу сили з урахуванням як випадкових похибок вимірювання, так і динамічних особливостей процесу навантаження, що є принципово важливим для достовірного моніторингу механічних взаємодій у системах протезування нижніх кінцівок.

Програмна обробка сигналу сенсора сили реалізована у вигляді послідовності математичних перетворень, що виконуються у реальному часі на мікроконтролері. Вимірний код аналого-цифрового перетворювача перераховується у вихідну напругу дільника, після чого здійснюється відновлення електричного опору сенсора FSR на основі відомого номіналу

резистора дільника. Для зменшення нелінійності передатної характеристики виконується перехід від опору до електричної провідності, вираженої у мікросіменсах. Подальше перетворення провідності у силу здійснюється за допомогою кусково-лінійної апроксимації з різними коефіцієнтами чутливості для малих та великих навантажень, параметри якої визначені експериментально на етапі калібрування. Для зменшення впливу шуму та забезпечення коректного відстеження динамічних навантажень застосовано одномірний адаптивний фільтр Калмана, який рекурсивно поєднує попередню оцінку сили з поточним вимірюванням, враховуючи як шум вимірювання, так і очікувану динаміку зміни навантаження. Такий підхід забезпечує пригнічення випадкового шуму у квазістатичних режимах та швидку реакцію на пікові навантаження під час фаз контакту стопи з опорною поверхнею. Реалізацію описаних алгоритмів обробки сигналів наведено у додатку В у вигляді фрагмента програмного коду.

Дані з сенсорів сили у гільзі протеза передаються на персональний комп'ютер через інтерфейс Serial (USB UART) зі швидкістю 115200 бод. Кожен пакет даних має текстовий формат і складається з кількох полів у визначеному порядку: маркер початку пакету, часовий штамп вимірювання, послідовність значень сили з усіх 16 сенсорів матриці, маркер кінця пакету.

Маркування початку та кінця пакету дозволяє однозначно визначити межі даних і відновити синхронізацію навіть у випадку втрати частини інформації під час передачі. Часовий штамп забезпечує кореляцію отриманих даних із динамікою ходи та дозволяє проводити точний аналіз змін навантаження в часі. Значення сили представлені у вигляді числових величин, які далі обробляються програмно: виконуються лінеаризація, кусково-лінійна апроксимація та адаптивна фільтрація за допомогою фільтра Калмана.

Такий підхід забезпечує надійну передачу даних у реальному часі, дозволяє відстежувати як статичні, так і динамічні зміни тиску, а також формує основу для наступної візуалізації розподілу тиску у вигляді теплової карти.

Для наочного представлення просторового розподілу механічних навантажень у гільзі протеза розроблено програмний додаток для персонального

комп'ютера. Програмна реалізація виконана мовою Python із використанням бібліотек PyQt5 та PyQtGraph, що дозволяє поєднати зручний графічний інтерфейс із високопродуктивною обробкою та відображенням числових масивів у режимі реального часу.

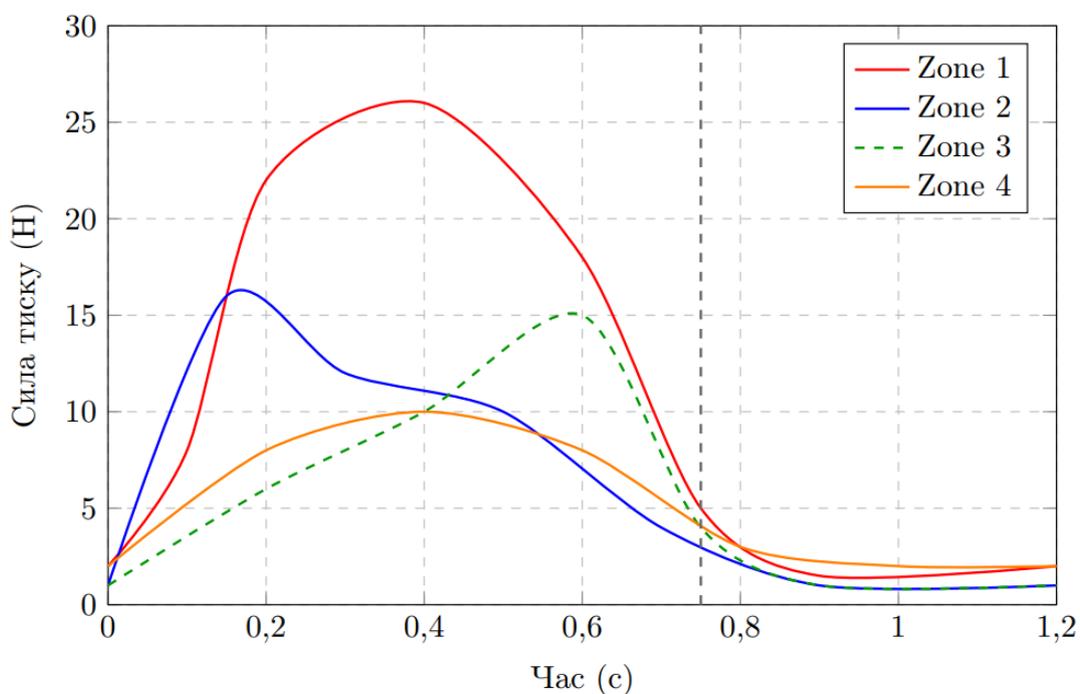


Рисунок 3.6 – Графіки сили тиску на куксі в межах циклу кроку

Отримані з сенсорів сили дані обробляються програмно, після чого відображаються у вигляді графіків (рисунок 3.6). Повний програмний код наведено у додатку Г.

## 4 ЕКОНОМІЧНИЙ РОЗДІЛ

### 4.1 Технологічний аудит розробленої системи протезування нижніх кінцівок з контролем механічних навантажень

Як було зазначено у попередніх розділах, важливим напрямом розвитку сучасної біомеханіки та реабілітаційної інженерії є протезування нижніх кінцівок пацієнтів з контролем механічних навантажень, що пояснюється необхідністю підвищення комфорту, безпеки та довговічності протезів шляхом адаптації їх до індивідуальних характеристик пацієнта та умов ходьби. Сучасні системи протезування використовують тензодатчики, інерційні сенсори та мікроконтролери для вимірювання зусиль, моментів і тиску у реальному часі.

Серед відомих аналогів — інтелектуальні протези компаній Össur, Ottobock та Blatchford, які реалізують адаптивне керування кроком, але всі ці системи залишаються дорогими та малодоступними.

Тому метою цієї магістерської роботи стала розробка власної системи протезування нижніх кінцівок з контролем механічних навантажень, що дозволить створити доступне рішення для ефективноної реабілітації та підвищення якості життя пацієнтів, які втратили свої кінцівки під час захисту України і інших надзвичайних обставин.

Для встановлення комерційного потенціалу розробленої нами системи протезування нижніх кінцівок з контролем механічних навантажень було запрошено 3-х відомих експертів: д.т.н., професора Павлова С.В., к.т.н. доцента Слабкого А.В. та інженера першої категорії пані Коваль С. П. (табл. 4.1).

Таблиця 4.1 – Рекомендовані критерії оцінювання комерційного потенціалу будь-якої розробки і їх бальна оцінка

Критерії оцінювання та бали (за 5-ти бальною шкалою)					
	0	1	2	3	4
Технічна здійсненність концепції:					
1	Достовірність концепції не підтверджена	Концепція підтверджена експертними висновками	Концепція підтверджена розрахунками	Концепція перевірена на практиці	Перевірено роботоздатність продукту в реальних умовах
Ринкові переваги (недоліки):					
2	Багато аналогів на малому ринку	Мало аналогів на малому ринку	Кілька аналогів на великому ринку	Один аналог на великому ринку	Продукт не має аналогів на великому ринку
3	Ціна продукту значно вища за ціни аналогів	Ціна продукту дещо вища за ціни аналогів	Ціна продукту приблизно дорівнює цінам аналогів	Ціна продукту дещо нижче за ціни аналогів	Ціна продукту значно нижче за ціни аналогів
4	Технічні та споживчі властивості продукту значно гірші, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту трохи гірші, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту на рівні аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту трохи кращі, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту значно кращі, ніж в аналогів
Ринкові перспективи					
5	Експлуатаційні витрати значно вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати дещо вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати на рівні експлуатаційних витрат аналогів	Експлуатаційні витрати трохи нижчі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати значно нижчі, ніж в аналогів
6	Ринок малий і не має позитивної динаміки	Ринок малий, але має позитивну динаміку	Середній ринок з позитивною динамікою	Великий стабільний ринок	Великий ринок з позитивною динамікою
7	Активна конкуренція великих компаній на ринку	Активна конкуренція	Помірна конкуренція	Незначна конкуренція	Конкуренція немає
Практична здійсненність					
8	Відсутні фахівці як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї	Необхідно наймати фахівців або витратити значні кошти та час на навчання	Необхідне незначне навчання фахівців та збільшення їх штату	Необхідне незначне навчання фахівців	Є фахівці з питань як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї

Критерії оцінювання та бали (за 5-ти бальною шкалою)					
0	1	2	3	4	
9	Потрібні значні фінансові ресурси, які відсутні. Джерела фінансування ідеї відсутні	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування відсутні	Потрібні значні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Не потребує додаткового фінансування
10	Необхідна розробка нових матеріалів	Потрібні матеріали, що використовуються у військово-промисловому комплексі	Потрібні дорогі матеріали	Потрібні досяжні та дешеві матеріали	Всі матеріали для реалізації ідеї відомі та давно використовуються у виробництві
11	Термін реалізації ідеї більший за 10 років	Термін реалізації ідеї більший за 5 років. Термін окупності інвестицій більше 10-ти років	Термін реалізації ідеї від 3-х до 5-ти років. Термін окупності інвестицій більше 5-ти років	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій від 3-х до 5-ти років	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій менше 3-х років
12	Необхідна розробка регламентних документів та отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту	Необхідно отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту, що вимагає значних коштів та часу	Процедура отримання дозвільних документів для виробництва та реалізації продукту вимагає незначних коштів та часу	Необхідно тільки повідомлення відповідним органам про виробництво та реалізацію продукту	Відсутні будь-які регламентні обмеження на виробництво та реалізацію продукту

Запрошені експерти оцінили комерційний потенціал розробленої нами системи протезування нижніх кінцівок з контролем механічних навантажень за рекомендованими критеріями, як це пропонується в таблиці 4.1. Виставлені експертами бальні оцінки зведено в таблицю 4.2.

Після проведеного експертного оцінювання було розраховано рівень комерційного потенціалу розробленої нами системи протезування нижніх

кінцівок з контролем механічних навантажень. Для цього були використані рекомендації, які наведено в таблиці 4.3 [26].

Таблиця 5.2 – Результати оцінювання комерційного потенціалу наукової розробки (за 5-ти бальною шкалою оцінювання: 0 -1 – 2 – 3 - 4)

Критерії	Ініціали, прізвище експертів		
	С.В. Павлов	А.В. Слабкий	С.П. Коваль
	Бали, що їх виставили експерти:		
1	4	4	3
2	4	3	4
3	3	4	4
4	3	4	4
5	4	4	3
6	3	3	4
7	4	3	3
8	3	4	4
9	4	4	3
10	3	4	4
11	4	4	3
12	3	3	4
Сума балів	СБ <sub>1</sub> = 42	СБ <sub>2</sub> = 44	СБ <sub>3</sub> = 43
Середньоарифметична сума балів $\overline{СБ}$	$\overline{СБ} = \frac{\sum_{i=1}^3 СБ_i}{3} = \frac{42 + 44 + 43}{3} = \frac{129}{3} = 43,00$		

Таблиця 4.3 – Рівні комерційного потенціалу будь-якої наукової розробки

Середньоарифметична сума балів $\overline{СБ}$ , розрахована на основі висновків експертів	Рівень комерційного потенціалу розробки
0 – 10	Низький
11 – 20	Нижче середнього
21 – 30	Середній
31 – 40	Вище середнього
41 – 48	Високий

Оскільки середньоарифметична сума балів, що їх виставили експерти, становить 43,00 балів (із максимально можливих 48-ми балів), то це свідчить, що

розроблена нами система протезування нижніх кінцівок з контролем механічних навантажень має рівень комерційного потенціалу, який можна вважати «високим». Це пояснюється значно ширшими технічними і вартісними характеристиками розробленої системи, яка має стати важливим інструментом у практичній діяльності лікарів-протезистів та пацієнтів, що будуть її використовувати.

#### 4.2 Розрахунок витрат на розроблення системи протезування нижніх кінцівок з контролем механічних навантажень

При розробленні системи протезування були зроблені такі основні витрати:

а). Основна заробітна плата  $Z_o$  розробників, консультантів, фахівців тощо, величина якої визначається за формулою:

$$Z_o = \frac{M}{T_p} \cdot t \text{ грн,} \quad (4.1)$$

де  $M$  – місячний посадовий оклад розробника (дослідника), грн;

Для 2025 року прийmemo, що:

$M = (8000 \dots 45000)$  грн/місяць;

$T_p$  – число робочих днів в місяці; прийmemo  $T_p = 24$  дні;

$t$  – число днів роботи розробників, дослідників, інших фахівців.

Зроблені розрахунки величини основної заробітної плати розробників зведемо до таблиці 4.4:

Таблиця 4.4 – Основна заробітна плата розробників (дослідників)

Найменування посади виконавця	Місячний посадовий оклад, грн	Оплата за робочий день, грн	Число днів (годин) роботи	Витрати на оплату праці, грн
1. Науковий керівник магістерської роботи, доцент	25000	$\approx 1042$	20 годин	$(1042 / 6) \times 20 = \approx 3474$ (при 6-годинному робочому дні)
2. Здобувач-магістрант (виконавець)	8000 грн	$333,33 \approx 334$	72 дні	$\approx 24048$
3. Консультанти-лікарі	48000	$\approx 2000$	6 днів	12000 грн (при 8-годинному робочому дні)
4. Консультант з економічної частини	21000	$\approx 875$	1,5 години	$(875 / 6) \times 1,5 = 218,7 \approx \approx 219$ грн (при 6-годинному робочому дні)
Загалом				$Z_o = 39741$ грн

*Примітка. За заробітну плату магістранта приймемо мінімальну заробітну плату в країні*

б). Додаткова заробітна плата  $Z_d$  розробників (дослідників), яка розраховується як (10...12)% від величини їх основної заробітної плати, тобто:

$$Z_d = \alpha \cdot Z_o = (0,1...0,12) \cdot Z_o. \quad (4.2)$$

Приймемо, що  $\alpha = 0,12$ . Тоді для нашого випадку отримаємо:

$$Z_d = 0,12 \times 39741 = 4768,92 \approx 4769 \text{ грн.}$$

в). Нарахування на заробітну плату  $HЗП_{зп}$  розробників (дослідників) розраховуються за формулою:

$$HЗП_{зп} = (Z_o + Z_d) \cdot \frac{\beta}{100}, \quad (4.3)$$

де  $\beta$  – ставка обов'язкового єдиного внеску на державне соціальне страхування, %. В 2025 році ставка  $\beta = 22\%$ . Тоді:

$$HЗН_{зп} = (39741 + 4769) \times 0,22 = 9792,38 \approx 9793 \text{ грн.}$$

г). Амортизація основних засобів А, які використовувались під час виконання магістерської кваліфікаційної роботи:

$$A = \frac{Ц \cdot H_a}{100} \cdot \frac{T}{12} \text{ грн,} \quad (4.4)$$

де Ц – загальна балансова вартість основних засобів, грн;

$H_a$  – річна норма амортизаційних відрахувань.

Прийmemo, що  $H_a = (2,5...25)\%$ ;

T – термін використання основних засобів, місяці.

Зроблені розрахунки зведено в таблицю 4.5.

Таблиця 4.5 – Розрахунок амортизаційних відрахувань

Найменування обладнання, приміщень тощо	Балансова вартість, грн	Норма амортизації, %	Термін використання, місяців	Величина амортизаційних відрахувань, грн
1. Комп'ютерна техніка, обладнання, інші прилади тощо	100000	20	3,0 (при 80% використанні)	4000
2. Приміщення університету, факультету, кафедри	58000	2,5	3,0 (при 75% використанні)	271,87 $\approx$ 272
3. Дослідні зразки (протези)	10000	25	3,0 (при 75% використанні)	468,75 $\approx$ 469
Всього				A = 4741 грн

д). Витрати на матеріали М розраховуються за формулою:

$$M = \sum_1^n H_i \cdot Ц_i \cdot K_i - \sum_1^n V_i \cdot Ц_v \text{ грн,} \quad (4.5)$$

де  $H_i$  – витрати матеріалу  $i$ -го найменування, кг;  $Ц_i$  – вартість матеріалу  $i$ -го найменування;  $K_i$  – коефіцієнт транспортних витрат,  $K_i = (1,1...1,15)$ ;  $V_i$  – маса відходів матеріалу  $i$ -го найменування;  $Ц_v$  – ціна відходів матеріалу  $i$ -го найменування;  $n$  – кількість видів матеріалів.

е). Витрати на комплектуючі К розраховуються за формулою:

$$K = \sum_1^n N_i \cdot C_i \cdot K_i \text{ грн,} \quad (4.6)$$

де  $N_i$  – кількість комплектуючих  $i$ -го виду, шт.;  $C_i$  – ціна комплектуючих  $i$ -го виду;  $K_i$  – коефіцієнт транспортних витрат,  $K_i = (1,1 \dots 1,15)$ ;  $n$  – кількість видів комплектуючих.

Під час виконання магістерської кваліфікаційної роботи загальні витрати на матеріали та комплектуючі склали укрупнено приблизно 5000 грн.

ж). Витрати на силову електроенергію  $V_e$  розраховуються за формулою:

$$V_e = \frac{V \cdot P \cdot \Phi \cdot K_p}{K_d}, \quad (4.7)$$

де  $V$  – вартість 1 кВт-год. електроенергії, в 2025 р.  $V \approx 6,0$  грн/кВт;

$P$  – установлена потужність обладнання, кВт;  $P = 1,8$  кВт;

$\Phi$  – фактична кількість годин роботи обладнання, годин.

Прийmemo, що  $\Phi = 285$  годин;

$K_p$  – коефіцієнт використання потужності;  $K_p < 1 = 0,85$ .

$K_d$  – коефіцієнт корисної дії,  $K_d = 0,76$ .

Тоді витрати на силову електроенергію будуть дорівнювати:

$$V_e = \frac{V \cdot P \cdot \Phi \cdot K_p}{K_d} = \frac{6,0 \cdot 1,8 \cdot 285 \cdot 0,85}{0,76} = 3442,50 \approx 3443 \text{ грн.}$$

и). Інші витрати  $V_{\text{інш}}$  можна прийняти як (50...300)% від основної заробітної плати розробників, тобто:

$$V_{\text{інш}} = (0,5 \dots 3) \times 3_{\text{о}}. \quad (4.8)$$

Для нашого випадку отримаємо:

$$V_{\text{інш}} = 2,0 \times 39741 = 79482 \text{ грн.}$$

к). Сума всіх попередніх статей витрат становить витрати на виконання цієї магістерської роботи безпосередньо розробником-магістрантом –  $V$ .

$$V = 39741 + 4769 + 9793 + 4741 + 5000 + 3443 + 79482 = 146969 \text{ грн.}$$

л). Загальні витрати на розробку системи становитимуть:

$$V_{\text{заг}} = \frac{V}{\beta}, \quad (4.9)$$

де  $\beta$  – коефіцієнт, який характеризує етап (стадію) виконання цієї роботи.

Оскільки наша розробка на цей момент часу має потребує деякого покращення, то можна умовно прийняти, що,  $\beta \approx 0,85$  [26].

$$\text{Тоді: } V_{\text{заг}} = \frac{146969}{0,85} = 172904,71 \text{ грн або приблизно 173 тисячі грн.}$$

Тобто прогнозовані загальні витрати на розробку системи протезування нижніх кінцівок з контролем механічних навантажень можуть становити 173 тисячі грн.

#### 4.3 Розрахунок економічного ефекту від можливого виведення на ринок розробленої системи протезування нижніх кінцівок з контролем механічних навантажень

Проведене дослідження ринку показало, що розроблена нами система протезування нижніх кінцівок з контролем механічних навантажень, навіть при наявності інших подібних систем, знайде широке застосування на ринку лікувально-протезувальних послуг завдяки своїм кращим функціональним і вартісним характеристикам. Приблизний аналіз місткості ринку показав, що на сьогодні в Україні кількість реальних користувачів подібних систем може бути великою. Тому для початку домовимося про 100 систем. Окрім того, можна очікувати зростання попиту на нашу розробку принаймні протягом 3-х років після її впровадження.

Тобто, якщо наша розробка буде впроваджена з 1 січня 2026 року, то її результати будуть виявлятися протягом 2026-го, 2027-го та 2028-го років.

Прогноз зростання попиту на нашу розробку може складати по роках:

- а) 2026 р. – приблизно + 10 шт. (відносно базового року);
- б) 2027 р. – + 20 шт. (відносно базового року);
- в) 2028 р. – +10 шт., оскільки можуть з'явитися нові, більш ефективні розробки, що будуть виконувати аналогічні функції.

Аналіз ринку також показує, що сьогодні на ринку існуючі системи протезування нижніх кінцівок з контролем механічних навантажень можуть коштувати від \$1000-\$4000 (бюджетний варіант) до приблизно \$5000-\$20000 (середній рівень). Прийmemo за базову ціну 2500 доларів США або приблизно 450 тисяч грн. А оскільки розроблена нами система протезування нижніх кінцівок з контролем механічних навантажень має значно кращі функціональні можливості, то її можна буде реалізовувати на ринку дещо дорожче, ніж аналогічні розробки, наприклад, в середньому за 550 тисяч грн, тобто на 100 тисяч грн дорожче.

Тоді можливе збільшення чистого прибутку  $\Delta\Pi_i$ , що його може отримати потенційний інвестор від комерціалізації нашої розробки при її виведенні на ринок, становитиме:

$$\Delta\Pi_i = \sum_1^n (\Delta\Pi_o \cdot N + \Pi_o \cdot \Delta N)_i \cdot \lambda \cdot \rho \cdot \left(1 - \frac{\nu}{100}\right), \quad (4.10)$$

де  $\Delta\Pi_o$  – збільшення ціни реалізації розробки  $\Delta\Pi_o = 550 - 450 = + 100$  тисяч грн;

$N$  – обсяг діяльності у році до впровадження розробки;  $N = 100$  шт.;

$\Delta N$  – покращення основного кількісного показника від впровадження розробки: у 2026 році – + 10 шт., у 2027 році + 20 шт., у 2028 році + 10 шт. (відносно базового 2025 року);

$\Pi_o$  – ціна реалізації нашої розробки після її виведення на ринок,  $\Pi_o = 550$  тисяч грн;

$n$  – кількість років, протягом яких очікується отримання позитивних результатів від впровадження розробки; для нашого випадку  $n = 3$ ;

$\lambda$  – коефіцієнт, який враховує сплату податку на додану вартість;  $\lambda = 0,8333$ ;

$\rho$  – коефіцієнт, який враховує рентабельність продукту. Рекомендується приймати  $\rho = (0,2...0,5)$ ; візьmemo мінімальний рівень  $\rho = 0,2$ ;

$\nu$  – ставка податку на прибуток. У 2025 році  $\nu = 18\%$ .

Тоді можливе зростання чистого прибутку  $\Delta\Pi_1$  для потенційного інвестора протягом першого року від можливої комерціалізації нашої розробки (2026 р.) становитиме:

$$\Delta\Pi_1 = [100 \cdot 100 + 550 \cdot 10] \cdot 0,8333 \cdot 0,2 \cdot \left(1 - \frac{18}{100}\right) = 2118,25 \approx 2119 \text{ тисяч грн.}$$

Можливе зростання чистого прибутку  $\Delta\Pi_2$  для потенційного інвестора від можливої комерціалізації нашої розробки протягом другого (2027 р.) року становитиме:

$$\Delta\Pi_2 = [100 \cdot 100 + 550 \cdot 20] \cdot 0,8333 \cdot 0,2 \cdot \left(1 - \frac{18}{100}\right) = 2869,88 \approx 2870 \text{ тисяч грн.}$$

Можливе зростання чистого прибутку  $\Delta\Pi_3$  для потенційного інвестора від можливої комерціалізації нашої розробки протягом третього (2028 р.) року становитиме:

$$\Delta\Pi_3 = [100 \cdot 100 + 550 \cdot 10] \cdot 0,8333 \cdot 0,2 \cdot \left(1 - \frac{18}{100}\right) = 2118,25 \approx 2119 \text{ тис. грн.}$$

Приведена вартість зростання для потенційного інвестора всіх чистих прибутків від можливої комерціалізації нашої розробки становитиме:

$$ПП = \sum_1^t \frac{\Delta\Pi_i}{(1 + \tau)^t}, \quad (4.11)$$

де  $\Delta\Pi_i$  – збільшення чистого прибутку у кожному із років, протягом яких виявляються результати виконаної та впровадженої роботи, грн;

$t$  – період часу, протягом якого виявляються результати впровадженої роботи, роки. Для нашого випадку  $t = 3$  роки;

$\tau$  – ставка дисконтування (або рівень інфляції). Для 2025 р. приймемо, що  $\tau = 0,18$  (18%);

$t$  – період часу (в роках) від моменту початку розробки системи протезування нижніх кінцівок з контролем механічних навантажень до моменту отримання можливих чистих прибутків від її виведення на ринок і впровадження (в кожному із років).

Тоді прогнозована приведена вартість зростання всіх можливих чистих прибутків ПП, що їх може отримати потенційний інвестор від комерціалізації нашої розробки, становитиме:

$$ПП = \frac{2119}{(1+0,18)^2} + \frac{2870}{(1+0,18)^3} + \frac{2119}{(1+0,18)^4} \approx 1522 + 1747 + 1093 = 4362 \text{ тис. грн.}$$

Теперішня вартість інвестицій PV (або можлива вартість придбання нашої розробки інвестором для її комерціалізації):  $PV = K \times V_{\text{заг}} = (1,0\dots5,0) \times V_{\text{заг}}$ ,

де  $V_{\text{заг}} = 173$  тисяч грн (див. підрозділ 5.1).

Для нашого випадку приймемо, що:

$$PV = (1,0\dots5,0) \times 173 = 5,0 \times 173 = 865 \text{ тисяч грн.}$$

Абсолютний економічний ефект для інвестора від можливої комерціалізації нашої розробки за три роки (2026, 2027, 2028) складе:

$$E_{\text{абс}} = ПП - PV = 4362 - 865 = 3497 \text{ тисяч грн.}$$

Оскільки  $E_{\text{абс}} > 0$ , то комерціалізація нашої розробки може бути доцільною.

Далі розрахуємо внутрішню дохідність  $E_{\text{в}}$  вкладених інвестицій (коштів):

$$E_{\text{в}} = \sqrt[T_{\text{ж}}]{1 + \frac{E_{\text{абс}}}{PV}} - 1, \quad (4.12)$$

де  $E_{\text{абс}}$  – абсолютний ефект вкладених інвестицій;  $E_{\text{абс}} = 3497$  тисяч грн;

$PV$  –теперішня вартість початкових інвестицій  $PV = 865$  тисяч грн;

$T_{\text{ж}}$  – життєвий цикл розробки, роки.

$T_{\text{ж}} = 4$  роки (2025-й, 2026-й, 2027-й, 2028-й роки)

Для нашого випадку отримаємо:

$$E_{\text{в}} = \sqrt[4]{1 + \frac{3497}{865}} - 1 = \sqrt[4]{1 + 4,0427} - 1 = \sqrt[4]{5,0427} - 1 = 1,498 - 1 = 0,498 \approx 49,8\%.$$

Далі визначимо мінімальну дохідність вкладених інвестицій, нижче за яку потенційному інвестору не вигідно буде займатися виведенням нашої розробки на ринок і її комерціалізацією.

Мінімальна дохідність  $\tau_{\text{мін}}$  визначається за формулою:

$$\tau_{\text{мін}} = d + f, \quad (4.13)$$

де  $d$  – середньозважена ставка за депозитними операціями в комерційних банках; в 2025 році в Україні  $d = (0,10...0,18)$ . Прийmemo, що  $\tau = 16\%$ .

$f$  – показник, що характеризує ризикованість вкладень;  $f = (0,05...0,30)$ .

Прийmemo, що  $f = 30\%$ , тобто  $f = 0,3$ .

Тоді для нашого випадку отримаємо:

$$\tau_{\text{мін}} = 0,16 + 0,30 = 0,46 \text{ або } \tau_{\text{мін}} = 46\%.$$

Оскільки величина  $E_{\text{в}} = 49,8\% > \tau_{\text{мін}} = 46\%$ , то потенційний інвестор у принципі може бути зацікавлений у виведенні на ринок розробленої нами системи протезування нижніх кінцівок з контролем механічних навантажень для її подальшої комерціалізації.

Далі розраховуємо термін окупності коштів, вкладених у можливу комерціалізацію розробленої нами системи протезування нижніх кінцівок з контролем механічних навантажень.

Термін окупності  $T_{\text{ок}}$  розраховується за формулою:

$$T_{\text{ок}} = \frac{1}{E_{\text{в}}} = \frac{1}{0,498} \approx 2,00 \text{ років} < 3 \text{ років}, \quad (4.14)$$

що свідчить про потенційну економічну доцільність комерціалізації розробленої нами системи протезування нижніх кінцівок з контролем механічних навантажень.

Результати виконаної економічної частини магістерської кваліфікаційної роботи зведено у таблицю 4.6:

Таблиця 4.6 – Результати економічного розділу

Показники	Задані	Досягнуті у магістерській кваліфікаційній роботі	Висновок
1. Витрати на розробку	Не більше 180 тисяч грн	≈ 173 тисяч грн	Досягнуто
2. Абсолютний ефект від впровадження розробки, тисяч грн	Не менше 3500 тисяч грн (за три роки)	3497 тисячі грн (при 18% інфляції)	Виконано
3. Внутрішня дохідність інвестицій (коштів), %	не менше 45,0%	49,8%	Виконано
4. Термін окупності інвестицій (коштів), роки	до 3-ти років	2,00 роки	Виконано

Таким чином, основні техніко-економічні показники розробленої нами системи протезування нижніх кінцівок з контролем механічних навантажень, визначені у завданні, повністю виконані.

## ВИСНОВКИ

У магістерській кваліфікаційній роботі вирішено актуальне науково-прикладне завдання створення системи протезування нижніх кінцівок з інтегрованим контролем механічних навантажень. Проведені теоретичні та практичні дослідження дозволили встановити, що інтерфейс «біологічна тканина – штучна конструкція» є критичною ланкою системи протезування, оскільки м'які тканини кукси еволюційно не пристосовані до сприйняття інтенсивних навантажень. Основними факторами травматизації є не лише нормальний тиск, а й зсувні сили та явище «пістонування», що призводить до порушення мікроциркуляції та глибоких пошкоджень тканин. Це підтверджує необхідність переходу від суб'єктивних методів підгонки до об'єктивного інструментального контролю.

Для реалізації системи обрано тонкоплівкові резистивні сенсори FSR, які завдяки малій товщині та гнучкості дозволяють інтегруватися в замкнений простір протеза, незважаючи на фізичні недоліки сенсорів, такі як гістерезис та дрейф, що компенсуються програмними алгоритмами. Розроблено концепцію інтеграції матриці з 16 сенсорів безпосередньо в структуру силіконового лайнера та використано параметричне моделювання в середовищі OpenSCAD для створення гнучкого каркаса з TPU, адаптованого під індивідуальні антропометричні особливості пацієнта. Використання технології внутрішньої інкапсуляції забезпечує герметизацію електроніки, захист від механічного зносу та стабільне позиціонування сенсорів відносно анатомічних зон стегна.

Електронна архітектура системи реалізована на базі мікроконтролера Arduino Nano ESP32 із використанням 16-канального мультиплексора CD74HC4067 та операційного підсилювача для узгодження імпедансів, що дозволяє досягати частоти опитування понад 1000 Гц. Впроваджено багаторівневу стабілізацію живлення для мінімізації шумів та забезпечення автономності пристрою. Створено програмно-алгоритмічний комплекс, який компенсує фізичні недоліки сенсорів, застосовуючи метод лінеаризації через

перерахунок опору в електричну провідність та кусково-лінійну апроксимацію характеристик. Одновимірний фільтр Калмана забезпечує адаптивне згладжування сигналу, ефективно пригнічуючи шум у статичних умовах та швидко реагуючи на пікові навантаження.

Отримані з сенсорів сили дані обробляються програмно, після чого відображаються у вигляді графіків.

Система дозволяє отримувати кількісні дані про розподіл навантажень у реальних умовах експлуатації, що створює передумови для впровадження доказових підходів у протезуванні, підвищення комфорту пацієнтів та зменшення ризику розвитку ускладнень.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Lehmann, Justus F.; De Lateur, Barbara J.; Price, Robert. Biomechanics of normal gait. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 1992, 3.1: 95-109.
2. Gronley, JoAnne K.; Perry, Jacquelin. Gait analysis techniques: Rancho los amigos hospital gait laboratory. *Physical Therapy*, 1984, 64.12: 1831-1838.
3. Kelly, S. 6 Gait Training Exercises to Improve Mobility + Balance. *Clonic*. 2024. URL: <https://go.cionic.com/6-gait-training-exercises-to-improve-mobility-balance>
4. Ibarra Aguila, Salvador, et al. Interface pressure system to compare the functional performance of prosthetic sockets during the gait in people with trans-tibial amputation. *Sensors*, 2020, 20.24: 7043.
5. Mak, Arthur FT; Zhang, Ming; Boone, David A. State-of-the-art research in lower-limb prosthetic biomechanics-socket interface: a review. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 2001, 38.2.
6. Portnoy, S., et al. Internal mechanical conditions in the soft tissues of a residual limb of a trans-tibial amputee. *Journal of biomechanics*, 2008, 41.9: 1897-1909.
7. Devin, Kirstie M., et al. Assessing socket fit effects on pressure and shear at a transtibial residuum/socket interface. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2023, 2023.1: 3257059.
8. Turner, Shruti; Belsi, Athina; McGregor, Alison H. Issues faced by prosthetists and physiotherapists during lower-limb prosthetic rehabilitation: a thematic analysis. *Frontiers in Rehabilitation Sciences*, 2022, 2: 795021.
9. Muro-de-la-Herran, Alvaro; Garcia-Zapirain, Begonya; Mendez-Zorrilla, Amaia. Gait analysis methods: An overview of wearable and non-wearable systems, highlighting clinical applications. *Sensors*, 2014, 14.2: 3362-3394.

10. Herrin, Kinsey R., et al. Gait quality in prosthesis users is reflected by force-based metrics when learning to walk on a new research-grade powered prosthesis. *Frontiers in Rehabilitation Sciences*, 2024, 5: 1339856.
11. Innovation creates future. *FSRtek*. 2025. URL: <https://www.fsrtek.com/>
12. Kim, Jae Joon, et al. Skin electronics: next-generation device platform for virtual and augmented reality. *Advanced Functional Materials*, 2021, 31.39: 2009602.
13. Winter, David A. *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & Sons, 2009.
14. Armitage, Lucy; Turner, Shruti; Sreenivasa, Manish. Human-device interface pressure measurement in prosthetic, orthotic and exoskeleton applications: A systematic review. *Medical Engineering & Physics*, 2021, 97: 56-69.
15. Yaniger, S. I. Force sensing resistors: A review of the technology. *Electro International*, 1991, 1991, 666-668.
16. Giovanelli, Davide; Farella, Elisabetta. Force sensing resistor and evaluation of technology for wearable body pressure sensing. *Journal of Sensors*, 2016, 2016.1: 9391850.
17. Baxter, Larry K. Capacitive sensors. *Design and Applications*, 1997.
18. Yang, Ye, et al. Flexible piezoelectric pressure sensor based on polydopamine-modified BaTiO<sub>3</sub>/PVDF composite film for human motion monitoring. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2020, 301: 111789.
19. Kersey, Alan D., et al. Fiber grating sensors. *Journal of lightwave technology*, 2002, 15.8: 1442-1463.
20. Paredes-Madrid, Leonel, et al. Experimental characterization, modeling and compensation of hysteresis in force sensing resistors. *Dyna*, 2018, 85.205: 191-198.
21. Load Cell Troubleshooting Guide: Common Issues and Solutions. *Strain Measurement Devices*. URL: <https://www.smdsensors.com/load-cell-troubleshooting-guide/>
22. Sultan, A., et al. Analysis of the Lower Limb Prosthesis Market. *New Trends in Medical and Service Robotics: MESROB 2025*, 2025, 186: 181.

23. FSR 402. *Interlink Electronics*. URL: <https://www.interlinkelectronics.com/fsr-402>
24. Аналоговий мультиплексор CD74HC4067. Mini-Tech. URL: <https://www.mini-tech.com.ua/ua/analogovyyi-multipleksor-modul-cd74hc4067>
25. Arduino Nano ESP32. Kiwi electronics. URL: <https://www.kiwi-electronics.com/nl/arduino-nano-esp32-11493>
26. Методичні вказівки до виконання економічної частини магістерських кваліфікацій-них робіт. / Укладачі В.О. Козловський, О.Й. Лесько, В.В.Кавецький. Вінниця : ВНТУ, 2021. 42 с.

Додаток А  
(обов'язковий)

Ілюстративна частина  
**Система протезування нижніх кінцівок з контролем механічних  
навантажень**

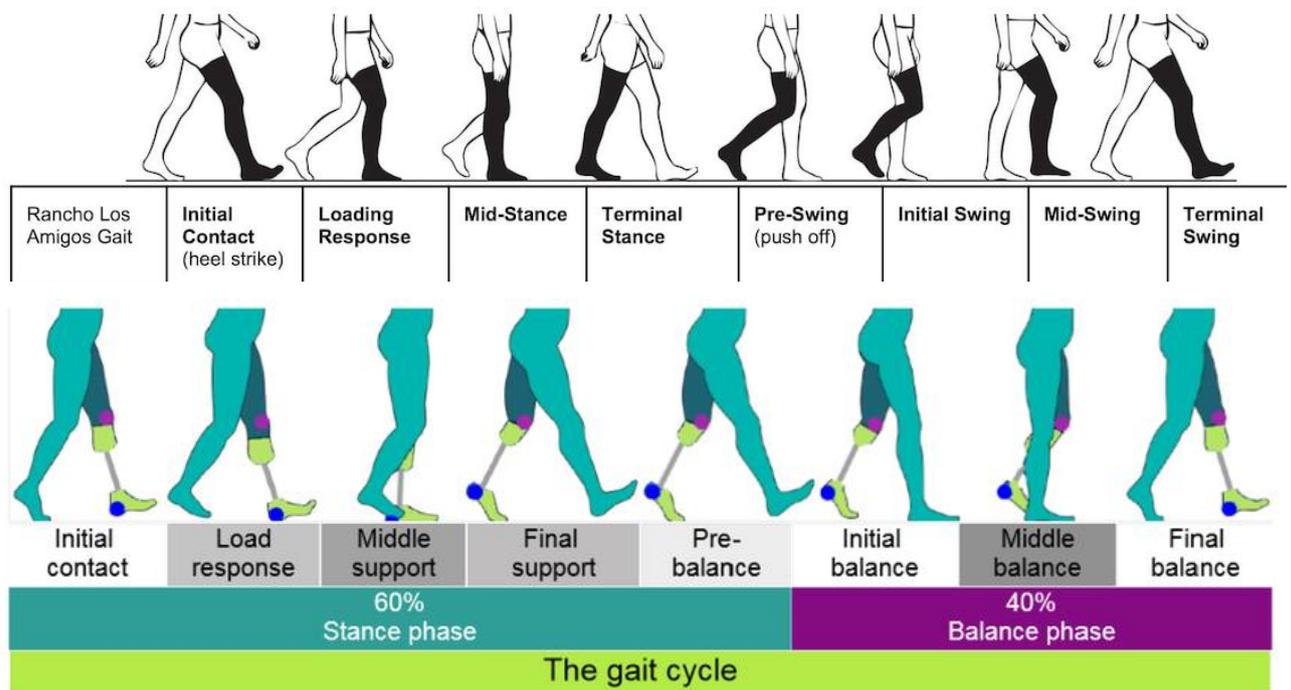


Рисунок А.1 – Порівняння циклу ходи здорової людини і людини з протезом нижньої кінцівки

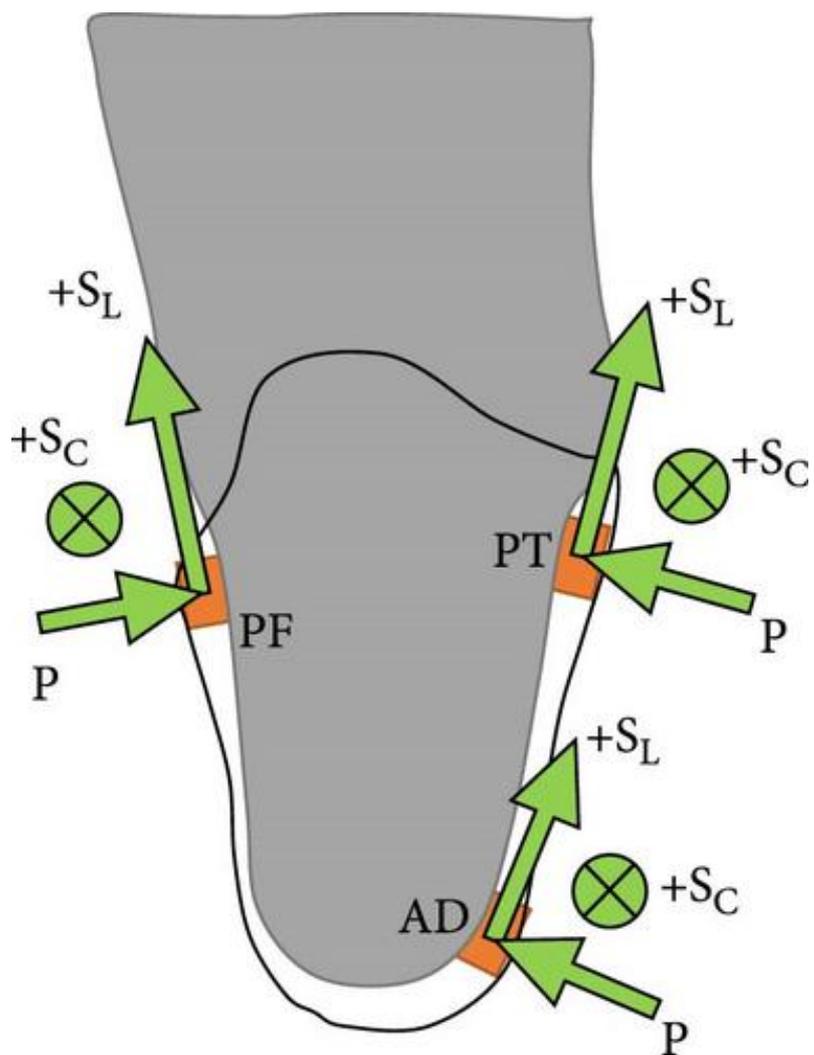


Рисунок А.2 – Вектори сил на межі розділу «кукса–гільза»

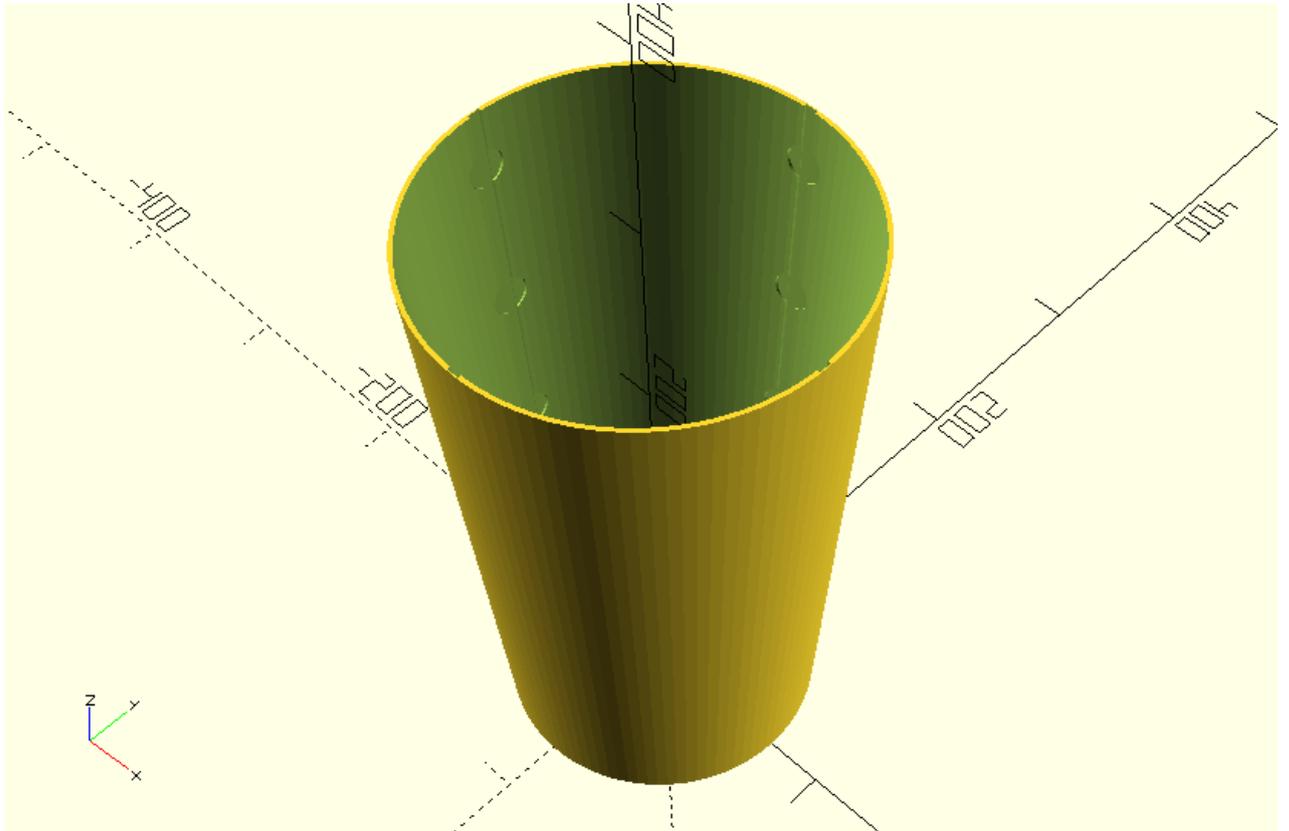


Рисунок А.3 – Параметрична 3D модель каркасу-сенсорної матриці для лайнера

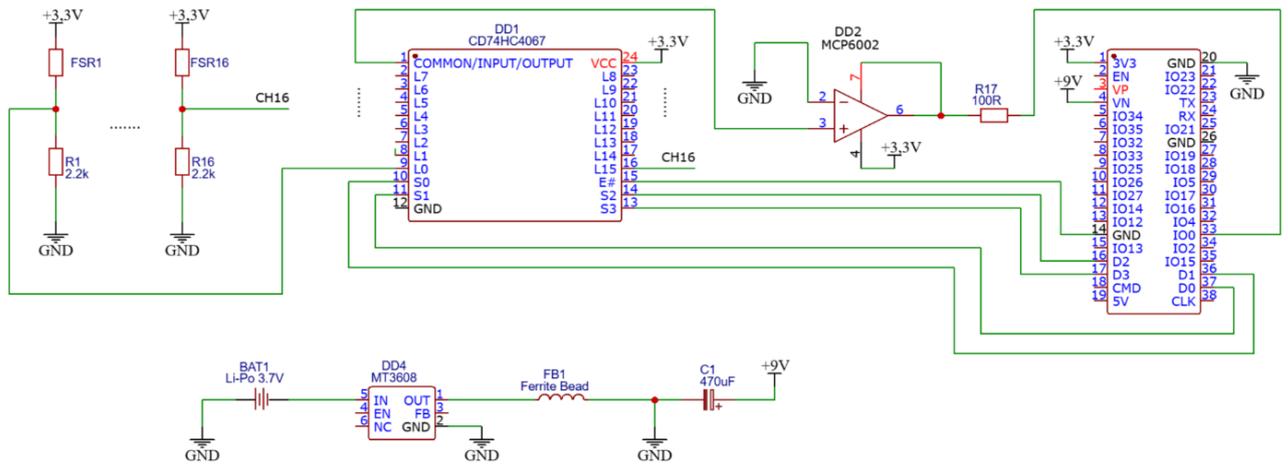


Рисунок А.4 – Схема електрична принципова електронної сенсорної системи лайнера для контролю навантажень

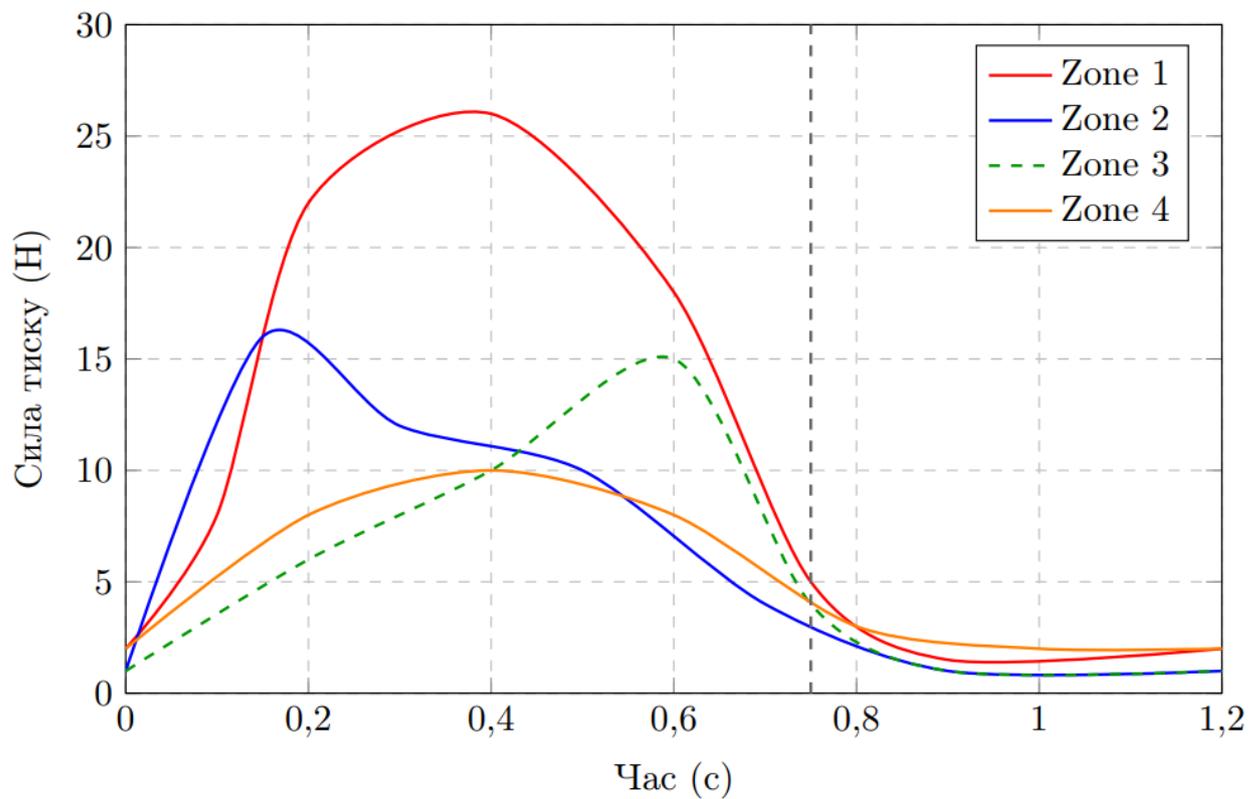


Рисунок А.4 – Моделювання роботи сенсорної системи за цикл кроку

Додаток Б  
(довідковий)

Скрипт для OpenSCAD для побудови параметричної 3D моделі каркасу лайнера

```
circ_bottom = 440;
circ_top = 600;
height = 300;

wall_thickness = 2.0;
$fn = 120;

sensor_diameter = 18.5;
channel_width = 6.0;
cut_depth = 0.8;

radius_bottom = circ_bottom / (2 * PI);
radius_top = circ_top / (2 * PI);

wall_angle = atan((radius_top - radius_bottom) / height);

function get_inner_radius(h) = radius_bottom + (radius_top - radius_bottom) * (h / height);

sensor_rows = [
  [0, [45, 120, 195, 270]],
  [90, [45, 120, 195, 270]],
  [180, [45, 120, 195, 270]],
  [270, [45, 120, 195, 270]]
];

difference() {
  difference() {
    cylinder(h = height, r1 = radius_bottom + wall_thickness, r2 = radius_top + wall_thickness);
    translate([0, 0, -1])
```

```

cylinder(h = height + 2, r1 = radius_bottom, r2 = radius_top);
}

union() {
  for (row_data = sensor_rows) {
    this_angle = row_data[0];
    this_heights = row_data[1];
    num_sensors = len(this_heights);

    rotate([0, 0, this_angle]) {
      for (i = [0 : num_sensors - 1]) {
        h_pos = this_heights[i];
        r_inner = get_inner_radius(h_pos);

        h_next = (i < num_sensors - 1) ? this_heights[i+1] : height;
        r_inner_next = get_inner_radius(h_next);

        translate([r_inner, 0, h_pos])
        rotate([0, 90 + wall_angle, 0])
        translate([0, 0, -5])
        cylinder(h = 5 + cut_depth, d = sensor_diameter);

        hull() {
          translate([r_inner, 0, h_pos])
          rotate([0, 90 + wall_angle, 0])
          translate([0, 0, cut_depth - 0.5])
          cylinder(h = 1, d = channel_width);

          translate([r_inner_next, 0, h_next])
          rotate([0, 90 + wall_angle, 0])
          translate([0, 0, cut_depth - 0.5])
          cylinder(h = 1, d = channel_width);
        }
      }
    }
  }
}

```

```
translate([r_inner - 10, 0, h_pos])  
rotate([0, 90 + wall_angle, 0])  
cylinder(h = 1, d = channel_width);
```

```
translate([r_inner_next - 10, 0, h_next])  
rotate([0, 90 + wall_angle, 0])  
cylinder(h = 1, d = channel_width);
```

```
}
```

```
}
```

```
}
```

```
}
```

```
}
```

```
}
```

Додаток В  
(довідковий)

Реалізація алгоритмів обробки сигналів з сенсорів

```

#ifndef FSR_SENSOR_H
#define FSR_SENSOR_H

#include <Arduino.h>
#include <math.h>

class FSRSensor {
private:
    // Апаратні параметри
    float R_div;    // Резистор дільника, Ом
    float Vcc;     // Напруга живлення, В

    // Оцінка сили
    float force_est;

    // Параметри фільтра Калмана
    float x_est;   // Оцінка стану (сили)
    float P_est;   // Коваріація похибки оцінки
    float R_meas;  // Шум вимірювання
    float Q_proc;  // Шум процесу

public:
    FSRSensor(float r_div, float vcc)
        : R_div(r_div), Vcc(vcc),
          force_est(0.0f),
          x_est(0.0f),
          P_est(1.0f),
          R_meas(2.0f),
          Q_proc(0.08f) {}

    void update(uint16_t rawADC) {

        // Захист від шуму та відсутності контакту
        if (rawADC < 15) {
            force_est = 0.0f;
            x_est = 0.0f;
            P_est = 1.0f;
            return;
        }
    }
};

```

```

}

// Перетворення коду АЦП у напругу
float V_out = (float)rawADC * Vcc / 4095.0f;

// Обмеження для запобігання сингулярності
if (V_out > Vcc - 0.05f)
    V_out = Vcc - 0.05f;

// Відновлення опору FSR
float R_fsr = R_div * (Vcc / V_out - 1.0f);

// Перехід до провідності (мікросіменси)
float G_uS = 1e6f / R_fsr;

// Кусково-лінійна апроксимація сили
float F_raw;
if (G_uS <= 1000.0f) {
    F_raw = G_uS / 80.0f;
} else {
    F_raw = (G_uS - 1000.0f) / 30.0f + 12.5f;
}

// Фільтр Калмана (1D, адаптивний)
float K = P_est / (P_est + R_meas);
x_est = x_est + K * (F_raw - x_est);
P_est = (1.0f - K) * P_est + fabs(F_raw - x_est) * Q_proc;

force_est = x_est;
}

float getForce() const {
    return force_est;
}
};

#endif

```

Додаток Г  
(довідковий)

Програма візуалізація сигналів з сенсорів тиску

```
import sys
import numpy as np
import pyqtgraph as pg
from PyQt5.QtWidgets import QApplication, QMainWindow, QVBoxLayout,
QWidget
from PyQt5.QtCore import QTimer, QThread, pyqtSignal
import serial
import time

class SerialWorker(QThread):
    data_received = pyqtSignal(list)

    def __init__(self, port_name, baud_rate=115200):
        super().__init__()
        self.port_name = port_name
        self.baud_rate = baud_rate
        self.is_running = True

    def run(self):
        try:
            ser = serial.Serial(self.port_name, self.baud_rate, timeout=0.1)
            while self.is_running:
                if ser.in_waiting:
                    line = ser.readline().decode('utf-8').strip()
                    if line.startswith("S:") and line.endswith(":E"):
                        content = line[2:-2]
                        try:
                            values = [float(x) for x in content.split(',')]
                            if len(values) == 16:
                                self.data_received.emit(values)
                        except ValueError:
                            pass
                else:
                    time.sleep(0.001)
        except Exception as e:
            print(f"Serial Error: {e}")

    def stop(self):
        self.is_running = False
```

```

self.wait()

class PressureMapApp(QMainWindow):
    def __init__(self):
        super().__init__()
        self.setWindowTitle("Prosthetic Socket Pressure Monitor")
        self.resize(800, 600)

        central_widget = QWidget()
        self.setCentralWidget(central_widget)
        layout = QVBoxLayout(central_widget)

        pg.setConfigOptions(antialias=True)
        self.plot_widget = pg.PlotWidget()
        layout.addWidget(self.plot_widget)
        self.plot_widget.setAspectLocked(True)
        self.plot_widget.hideAxis('left')
        self.plot_widget.hideAxis('bottom')

        self.img_data = np.zeros((4, 4))
        self.img_item = pg.ImageItem(self.img_data)
        self.plot_widget.addItem(self.img_item)

        pos = np.array([0.0, 0.5, 1.0])
        color = np.array([
            [0, 0, 255, 255],
            [255, 255, 0, 255],
            [255, 0, 0, 255]
        ], dtype=np.ubyte)
        cmap = pg.ColorMap(pos, color)
        self.img_item.setLookupTable(cmap.getLookupTable())

        self.bar = pg.ColorBarItem(values=(0, 20), cmap=cmap)
        self.bar.setImageItem(self.img_item)

        self.timer = QTimer()
        self.timer.timeout.connect(self.demo_update)
        self.timer.start(50)

    def update_heatmap(self, data_list):
        matrix = np.array(data_list).reshape(4, 4)
        self.img_item.setImage(matrix)

    def demo_update(self):

```

```
fake_data = np.random.normal(loc=5, scale=2, size=16)
fake_data = np.clip(fake_data, 0, 20)
self.update_heatmap(fake_data)

def closeEvent(self, event):
    if hasattr(self, 'worker'):
        self.worker.stop()
    event.accept()

if __name__ == '__main__':
    app = QApplication(sys.argv)
    window = PressureMapApp()
    window.show()
    sys.exit(app.exec_())
```

## ПРОТОКОЛ ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ

Назва роботи: Система протезування нижніх кінцівок з контролем механічних навантажень

Тип роботи: магістерська кваліфікаційна робота

(бакалаврська кваліфікаційна робота / магістерська кваліфікаційна робота)

Підрозділ кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

(кафедра, факультет, навчальна група)

Коефіцієнт подібності текстових запозичень, виявлених у роботі системою StrikePlagiarism (КПІ) 0,14 %

Висновок щодо перевірки кваліфікаційної роботи (відмітити потрібне)

- Запозичення, виявлені у роботі, оформлені коректно і не містять ознак академічного плагіату, фабрикації, фальсифікації. Роботу прийняти до захисту.
- У роботі не виявлено ознак плагіату, фабрикації, фальсифікації, але надмірна кількість текстових запозичень та/або наявність типових розрахунків не дозволяють прийняти рішення про оригінальність та самостійність її виконання. Роботу направити на доопрацювання.
- У роботі виявлено ознаки академічного плагіату та/або в ній містяться навмисні спотворення тексту, що вказують на спроби приховування недобросовісних запозичень. Робота до захисту не приймається.

Експертна комісія:

Коваль Л. Г., к.т.н., доц., зав. каф. БМІОЕС, гарант ОП

(прізвище, ініціали, посада)



(підпис)

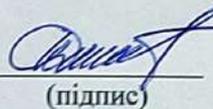
Павлов С. В., д.т.н., проф., професор каф. БМІОЕС

(прізвище, ініціали, посада)



(підпис)

Особа, відповідальна за перевірку



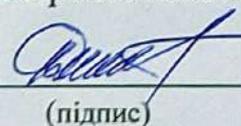
(підпис)

Штофель Д. Х.

(прізвище, ініціали)

З висновком експертної комісії ознайомлений(-на)

Керівник



(підпис)

Штофель Д. Х., к.т.н., доцент каф. БМІОЕС

(прізвище, ініціали, посада)

Здобувач



(підпис)

Касьянчук В. О.

(прізвище, ініціали)