ПРИЛАДИ

УДК 621:611:617.3:531.8
DOI https://doi.org/10.32782/2663-5941/2025.2.1/09

Криницький П. К.
Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

СУЧАСНІ РІШЕННЯ В ВІДНОВЛЕННІ ФУНКЦІЇ КОЛІННОГО СУГЛОБУ У ЛЮДЕЙ З ТРАНСФЕМОРАЛЬНОЮ АМПУТАЦІЄЮ ТА НАПРЯМКИ ЇХ ОПТИМІЗАЦІЇ

На сьогодні внаслідок різних критичних випадків, зокрема військових дій в Україні, все більша кількість людей потребує операцій з ампутації кінцівок. Більшість з них відбувається через травмування або відрив кінцівок.

Особливо важливу роль в здоров'ї та самостійності людини відіграють нижні кінцівки. Їх робота підтримує серцево-судинну систему та опорно-руховий апарат. Тому, відновлення їх функціоналу є однією з пріорітетних при протезуванні. Трансфеморальна ампутація є одним із найскладніших випадків ампутації ноги. При протезуванні людей з такою ампутацією, основною задачею є відновлення функції колінного суглобу для забезпечення руху.

В даній галузі останні 100 років було розроблено та покращено велику кількість технічних рішень. Основну роль у цьому відіграли зарубіжні компанії.

В представленій роботі було виконано аналіз релевантних анатомічних та антропометричних параметрів, на які орієнтуються при розробці колінних механізмів для трансфеморальних протезів, а саме: ступені свободи, розмірні параметри ноги, вагові параметри ноги та етапи ходи людини.

Було розглянуто класифікацію колінних механізмів для трансфеморальних протезів. Дані механізми класифікують за кількістю осей та типом контролю руху суглобу. Проведено аналіз створених конструкцій одноосьових колінних механізмів. Основна їх кількість використовує ручні засоби фіксації або автоматичну фіксацію механізмом тертя, що діє під навантаженням. Була встановлена необхідність у наближенні параметрів швидкості та довжини кроку протезованої кінцівки до параметрів здорової кінцівки. Виконано огляд багатоосьових колінних механізмів. Було розглянуто як особливсті будови гіпер-стабілізованих колінних механізмів, вільно контрольованих колінних механізмів та механізмів з піднятим МЦШ. Також було розглянуто гідравлічні та пневматичні засоби стабілізації багатоосьових протезів. Встановлення необхідність в мінімізації ваги даної системи. Проведено огляд цифрових колінних суглобів та їх додаткового функціоналу. Для цифрових колінних протезів було встановлена необхідність в розробці додаткових алгоритмів для людей, що мають невиліковні дефекти ходи.

Ключові слова: *протезування, трансфеморальний, оптимізація, змінний демпфер, антропометричні параметри.*

Постановка проблеми. Через реалії сьогодення в нашому суспільстві з'являється все більше людей з ампутаціями. За останні 3 роки близько 50 000 людей в нашій країні зазнали втрату кінцівки [1]. Дана статистика буде продовжувати зростати навіть у післявоєнний час через велику кількість нерозірваних снарядів, що все ще будуть знаходитися в землі. Як наслідок, переважна більшість ампутацій виникає через травматичний характер ушкодження частини тіла, що може нести за собою пошкодження сусідніх органів. Серед всіх ампутацій одними з найгірших є трансфеморальні ампутації ноги, оскільки зникає велика, складна та дуже важлива частина опорно-рухового апарату. Відновлення функціональності ампутованої кінцівки в таких випадках є важливим для забезпечення здоров'я як серцево-судинної системи, так і для вцілілої частини опорно-рухового апарату. Особливою проблемою є відновлення функції колінного суглобу таким чином, щоб це не призводило до дискомфорту та подальших травмувань.

Аналіз останніх досліджень і публікацій. Людство має дуже довгу історію протезування та

велику кількість надбань у цій галузі, проте більшість із них були отримані в останні 100 років. Серед штучних колінних суглобів довгий час панувала проста одновісьова конструкція, доки з початком Другої світової війни не почалося масове виробництво протезів та пошук зручніших рішень. На даний момент провідними серед розробників штучного колінного суглобу є зарубіжні компанії: Embreis (Швеція), Ottobock (Німеччина), Akder Medical (Турція), Blatchford (Британія), Proteor USA (США), Össur та Ortho Active (Канада). Також, варто згадати про українську компанію Nertus, що також займається інноваціями в даній галузі.

Також, дослідженнями в даній сфері займається й численна кількість незалежних протезистів та науковців.

Постановка завдання. Метою статті є аналіз найефективніших, на даний момент, штучних колінних механізмів для трансфеморальних протезів. Необхідно виконати оцінку їх сильних та слабких сторін зважаючи на ускладнення в наслідок ампутації, та визначити напрямки їх оптимізації.

Виклад основного матеріалу. Щоб на базовому рівні повторити рухову функцію втраченої кінцівки, при проєктуванні трансфеморального протезу необхідно включити в нього функціональну подобу колінного суглобу. Гомілко-стоповий суглоб відіграє хоч і важливу роль в забезпеченні контакту з поверхнею, але частіше за все при розробці протезу обмежуються забезпеченням функції амортизації та розподілу мас шляхом спеціального дизайну стопи. Саме тому, розробка оптимального, по своєму функціоналу, колінного протезу є куди важливішим, оскільки він є ключовим в забезпеченні комфорту руху.

Попередньо, щоб розуміти рішення, котрі приймаються для побудови протезів, необхідно ознайомитися з низкою анатомічних та антропометричних характеристик нижньої кінцівки людини.

Нога людини має 3 великі суглоби: кульшовий, колінний та гомілко-п'ятковий. Колінний має найменшу кількість ступенів свободи, а саме 2. При протезуванні наявність другого ступеню свободи ігнорується, оскільки той є дуже обмеженим та проявляється лише в зігнутому стані.

Загальна довжина протезу повинна відповідати довжині здорової ноги людини, щоб уникнути небажаних викривлень спини та затиск м'язів тазу. Особливу увагу необхідно проявити до загальних довжин частин ноги, оскільки необхідно витримати однакову висоту вісі протезу з віссю згинання здорової ноги. Це береться до уваги не тільки при розробці опорної частини колінного механізму, але й при проектуванні додаткових систем контролю руху коліна, оскільки ті не повинні бути занадто громіздкими та лишати простір для подальшого варіювання довжин. При проєктуванні є доцільним орієнтування на усереднені антропометричні дані, а саме: 427 мм (середня довжина стегнової кістки, 361 мм (середня довжина великогомілкової кістки) [2].

Також важливу роль відіграє маса протезу та його частин. Різні рішення при проєктуванні колінного протезу можуть надлишково його обтяжувати в порівнянні з здоровою ногою. Додатково, це стає серйозною проблемою при ушкодженні або ослабленні м'язів, що відповідають за рух стегна. Як наслідок, це може призвести до дефектів ходи та проблем з фіксацією протезів. Маса ніг сильно варіюється в залежності від багатьох факторів, але, як правило, його можна вирахувати з маси тіла. В середньому, маса стегна та

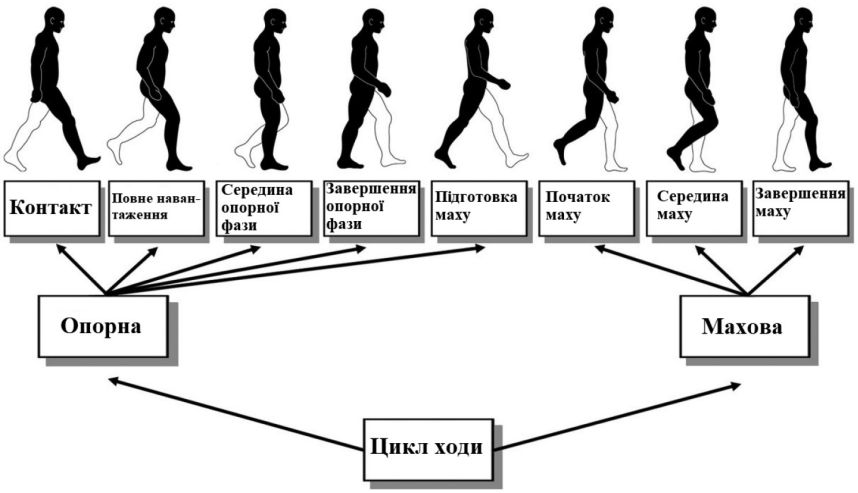

Рис. 1. Етапи та фази ходи людини [3]

ноги нижче коліна складає 11 % та 6.5 % від маси тіла відповідно [2]. При перерахунку на людину з вагою 80 кг це буде 8.8 кг та 5.6 кг.

Для розуміння особливостей роботи колінних протезів, варто також розуміти, з чого складається цикл ходи, що впливає на вимоги до конструкцій протезу нижньої кінцівки людини. Класифікацію етапів наведено на рис. 1.

Взявши до уваги наведені вище релевантні параметри нижньої кінцівки людини, можна виконати оцінку штучних колінних суглобів для трансфеморальних протезів.

Колінні механізми можна класифікувати двома способами. Перший спосіб бере до уваги безпосередньо опорну частину коліна, та класифікує їх за кількістю осей. Так коліна можна поділити на одноосьові та багатоосьові. Другий спосіб стосується механізму контролю згинання, та ділить протези на механічні та цифрові.

Найпростішими є протези з механічним одньоосьовим колінним суглобом. Такі протези є простими, надійними, дешевими та простими у догляді. Їх частіше за все застосовують для дітей, оскільки використання складніших механізмів не є доцільним з огляду на активний ріст тіла користувача. Також дані протези частіше обирають люди, що проживають на значній відстані від найближчих центрів протезування [4].

Першою проблемою такого протезу є те, що даний протез не є адаптивним до швидкості ходи. Другою є те, що якщо такі протези не мають механізму фіксації, то їх користувачу приходиться докладати додаткових зусиль, щоб підтримувати його в прямому, розігнутому стані. На сьогодні в такі суглоби імплементують прості засоби для блокування ноги здебільшого для стоячого положення. Тому, варто розглянути одноосьові колінні протези з рідними механізмами фіксації.

Блокування може відбуватися вручну або автоматично. Ручна фіксація зазвичай виконується через спеціальний важіль на корпусі або трос. Недоліком такої системи є постійна необхідність в ручному керуванні, та ненатуральна хода. При маховій фазі ходи суглоб може вільно розгинатися, через що може випадково завчасно торкнутися землі. Через це користувачу прийдеться сильніше підіймати таз, щоб запобігти спотиканню. Ця проблема особливо відчутна при погано підібраній довжині протезу. Також до значних недоліків відноситься відсутність амортизації поза тією, котру дає стопа. Через це під час етапу повного навантаження та етапу завершення опорної фази може відбуватися значно сильніше пошкодження кукси.

Прикладом одноосьового коліна з фіксацією через трос є Ottobock 3R40 Locking Knee, показаний на рис. 2.

Рис. 2. Ottobock 3R40 Locking Knee [5]

В якості альтернативи ручному блокуванню, є суглоби з блокуванням на основі сили тертя. В таких механізмах коліно фіксується при навантаженні на нього через зростання тертя між прокладкою та рухомою частиною. Протези на їх основі є зручнішими та дозволяють обпиратися на ногу навіть у зігнутому стані.

Прикладом одноосьового коліна з блокуванням на основі сили тертя є Ottobock 3R93, показаний на рис. 3.

Рис. 3. Ottobock 3R93 [6]

Хоча фіксація на основі тертя і є найбільш оптимальним, на сьогодні, рішенням для одноосьового механічного коліна, але дана конструкція все ще матиме проблему асиметричності ходи. Час махової фази одноосьового протезу більший на 40 % в порівнянні зі здоровою кінцівкою, а довжина кроку більша на 20 % [7]. Доцільною є оптимізація даних параметрів для найбільшого наближення до параметрів здорової ноги.

Наступними можна проаналізувати вимоги до конструкцій багатоосьових колінних проте-

зів. Зазвичай це протези з 4 осями. Їх основна особливість полягає в зміщенні миттєвого центру швидкостей (МЦШ). Це дозволяє запобігти випадкового згинання суглобу при навантаженні з меншим зусиллям м'язів для фіксації. Це також робить його зручним в русі. Дані коліна можуть надійно прийняти навантаження в русі при контакті з землею чи середині опорної фази, а після, легко згинаються для етапу повного навантаження чи махової фази. Ці суглоби також рішають проблему спотикання при ході з одноосьовими суглобами. При згинанні коліна нога стає трохи коротшою, що дозволяє коректно тримати таз.

Залежно від розміщення осей, коліна поділяються на: гіпер-стабілізовані, коліна з піднятим МЦШ та вільно контрольовані. Гіпер-стабілізовані коліна виконані таким чином, що при контакті п'яти з землею замикають коліно. Це обумовлено зміщенням МЦШ позаду прямої навантаження та трохи вище коліна. Коліна з піднятим МЦШ мають миттєвий центр швидкостей розташований позаду прямої навантаження та на висоті біля кульшового суглобу, що забезпечує більшу стабільність на етапі контакту з землею. Вільно контрольовані коліна має МЦШ розташований вище коліна та трохи позаду прямої навантаження, що дає більшу стабільність при опорній фазі ходи [8].

Як приклад багатоосьового механічного, вільно контрольованого коліна можна обрати Otto Bock 3R20, зображений на рис. 4.

Рис. 4. Ottobock 3R20 [8]

Наведені вище інженерні рішення роблять це коліно зручнішим для активних людей з неураженими м'язами тазу та добре сформованою куксою. Подібні механізми роблять протез значно важчими та більш енерговитратними для підтримки стабільності при опорній фазі ходи, що робить його незручними у використанні для людей, котрі зазнали значні ушкодження або атрофію м'язів тазу.

Щоб покращити стабільність протезу під час ходи, в штучні колінні суглоби встановлюють пневматичні або рідинні демпфери. Попри протидію навантаженню при згинанні, будова даних амортизаторів майже не сповільнює рух при розгинанні. Таке покращення дозволяє мати більш природню ходу котра може варіюватися в швидкості. Також демпфери амортизують ударне навантаження на куксу, зменшуючи її ушкодження. Недоліками такого механізму є значно збільшені розміри та вага. Наявність таких елементів як демпфери, значно ускладнює догляд. З огляду на це, основним напрямком оптимізації є зменшення ваги суглобу.

Прикладом чотирьохосьового механічного коліна з рідинним демпфером є Swan Knee M0780/M0786 зображений на рис. 5.

Рис. 5. Swan Knee M0780/M0786 [9]

Цифрові протези коліна беруть за свою основу розглянуті вище механічні рішення, та доповнює його механізмом керування, що динамічно адаптується під різні умови. Найпоширенішим механізмом контролю є змінний демпфер з магнітною рідиною. Провідні моделі мають широку сенсорну систему, що дозволяє швидко фіксувати зміну в русі та підлаштовуватися. Програмне забезпечення дозволяє імплементувати нові функції. До таких відноситься адаптація під спотикання, динамічна зміна швидкості, адаптація під різні стійки та позиції. Цифрові коліна дуже полегшують ходу та роблять її максимально наближеною до природньої зі всіх запропонованих. Недоліками є ще

більша вага, розмір, складність в догляді, вразливість до зовнішніх умов та низька доступність.

Окрім оптимізації будови протезу також необхідно адаптувати його під більшу кількість випадків. Зокрема, необхідною є налаштування програмного забезпечення для підтримки користувача з дефектами ходи. В наслідок травми, що передує ампутації, людина може отримати як певні ушкодження опорно-рухового апарату, так і нервової системи. Ці пошкодження можуть мати перманентний характер та вимагатимуть нових алгоритмів, що мінімізуватимуть шкоду від такої ходи.

Висновки. Впровадження коректних механізмів для відновлення функції колінного суглобу є дуже важливим для забезпечення самостійності та здоров'я для людей з трансфеморальною ампутацією. Тому в даній статті було проведено аналіз існуючих технічних рішень створення складових протезів нижньої кінцівки, їх переваги та недоліки. Зокрема було розглянуто:

– одноосьові колінні механізми та засоби їх фіксації;

– багатоосьові колінні механізми та засоби їх стабілізації;

– комп'ютеризовані колінні механізми та їх розширений функціонал.

Для кожного з наведених варіантів було встановлено напрямки удосконалення існуючих та застосованих в реальній практиці конструкцій. Було встановлена необхідність в створенні систем, що підлаштовувалися під дефективну ходу для мінімізації її наслідків у випадках її невиліковності.

Подальшими напрямками наукового дослідження є визначення основних принципів системи керування такими протезами та оптимізація цих принципів керування.

Список літератури:

1. Кількість ампутацій в Україні досягає масштабів Першої світової, URL: https://surl.lu/elktuu (дата звернення: 25.02.2025).

2. Криницький П. К., Клочко Т. Р. Ергономічні особливості проєктування протезу нижньої кінцівки людини, XXIII Міжнародна науково-технічна конференція «ПРИЛАДОБУДУВАННЯ: стан і перспективи», 14–15 травня 2024 року, КПІ ім. Ігоря Сікорського, Київ, Україна, с. 218–224.

3. ProtoKinetics, Understanding Phases of the Gait Cycle. URL: https://protokinetics.com/understanding-phases-of-the-gait-cycle/ (дата звернення: 25.02.2025).

4. Prosthetic Knees for Adults / The War Amps, URL: https://surl.gd/cngslx (дата звернення: 25.05.2023).

5. Single Axis Knee Joint, Lock, Titan. | Knees – Ottobock, URL: https://surl.li/yopask (дата звернення: 23.03.2025).

6. Modular Brake Knee Joint with Lock | Knees – Ottobock, URL: https://surli.cc/zxirmr (дата звернення: 23.03.2025).

7. Gait Performance of Friction-Based Prosthetic Knee Joint Swing-Phase Controllers in Under-Resourced Settings, by Jan Andrysek, Alexandria Michelini, Arezoo Eshraghi, Sisary Kheng, Thearith Heang and Phearsa Thor, Institute of Biomedical Engineering, University of Toronto, Rosebrugh Building, Room 407, 164 College Street, Toronto, ON M5S 3E2, Canada, Submission received: 18 February 2022 / Revised: 8 March 2022 / Accepted: 9 March 2022 / Published: 15 March 2022.

8. Dimension Optimization of Polycentric Knee Mechanism Using the Bees Algorithm and Genetic Algorithm, Mert Eren AYĞAHOĞLU, Mehmet Sefa GÜMÜŞ, Abdullah ÇAKAN, Mete KALYONCU, e-ISSN 2717-8811 JournalMM, 2023, 4(1), 318–332 https://doi.org/10.55546/jmm.1243744

9. Swan Knee – Hydraulic Stance Flexion Polycentric Knee, URL: https://stngco.com/product/swan-knee-hydraulic-stance-flexion/ (дата звернення: 23.03.2025).

Krynytskyi P. K. MODERN SOLUTIONS IN THE RESTORATION OF KNEE JOINT FUNCTION IN PEOPLE WITH TRANSFEMORAL AMPUTATION AND DIRECTIONS FOR THEIR OPTIMIZATION

Today, an increasing number of people need to undergo amputation surgery. Most of them occur due to trauma or severance of limbs. Lower limbs play a particularly important role in human health and independence. Their work supports the cardiovascular system and the musculoskeletal system. Therefore, restoring their functionality is one of the priorities in prosthetics. Transfemoral amputation is one of the most difficult cases of leg amputation. When prosthetics are used for people with such amputations, the main task is to restore the function of the knee joint to ensure movement.

Over the past 100 years, a large number of solutions have been developed and improved in this area. Foreign companies have played a major role in this.

In this paper, we reviewed the relevant anatomical and anthropometric parameters that are used to design knee mechanisms for transfemoral prostheses, namely: degrees of freedom, leg dimensions, leg weight, and gait stages.

The classification of knee mechanisms for transfemoral prostheses was considered. These mechanisms are classified by the number of axes and the type of joint motion control. A review of uniaxial knee mechanisms was conducted. The majority of them use manual fixation means or automatic fixation by a friction mechanism acting under load. The need to approximate the parameters of speed and stride length of the prosthetic limb to the parameters of a healthy limb was established. A review of multiaxial knee mechanisms was performed. The features of the structure of hyper-stabilized knee mechanisms, freely controlled knee mechanisms, and mechanisms with a raised MCL were considered. Hydraulic and pneumatic means of stabilization of multiaxial prostheses were also considered. The need to minimize the weight of this system was established. A review of digital knee joints and their additional functionality was conducted. For digital knee prostheses, the need to develop additional algorithms for people with incurable gait defects was established.

Key words: *prosthetics, transfemoral, optimization, variable damper, anthropometric parameters.*