

## БІОМЕХАНІЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ТАЗОВО-СТОПОВОГО МОДУЛЯ ПАСИВНОГО ЕКЗОСКЕЛЕТА

Корендій В.М.<sup>1</sup> [ORCID], Тис М.А.<sup>2</sup> [ORCID],

Вишневецький О.І.<sup>3</sup> [ORCID], Маркович Б.М.<sup>4</sup> [ORCID]

<sup>1</sup>Національний університет «Львівська політехніка», к.т.н., доцент, Україна

<sup>2</sup>Національний університет «Львівська політехніка», аспірант, Україна

<sup>3</sup>Національний університет «Львівська політехніка», аспірант, Україна

<sup>4</sup>Національний університет «Львівська політехніка», д.ф.-м.н., професор, Україна

**Анотація.** У роботі виконано кінематико-силовий аналіз тазово-стопової частини пасивного екзоскелета нижніх кінцівок для реабілітації осіб із порушеннями опорно-рухового апарату. Конструкція охоплює стопу, гомілковий і стегновий важелі, тазову пластину та пружно-демпфувальні модулі. Під час циклу «присідання-вставання» відбувається накопичення та контрольований вивід енергії для зменшення зусиль користувача. Кінематичну модель побудовано за методом замкнених векторних контурів у MathCad, а імітаційне моделювання виконано у MapleSim, що підтвердило характерні траєкторії суглобів. Силовий аналіз включає розгляд статичного навантаження та переходу до згинального режиму. Стегновий важіль перевірено методом скінченних елементів у SolidWorks Simulation. Встановлено, що максимум еквівалентних напружень сягає 154 МПа, а прогин не перевищує 0,3 мм за навантаження до 1,5 кН, що повністю задовольняє умови міцності сталі Ст. 3 та підтверджує придатність конструкції для реабілітаційних завдань.

**Ключові слова:** пасивний екзоскелет, реабілітація, кінематичний аналіз, силовий аналіз, метод скінченних елементів, пружно-демпфувальний модуль..

**Вступ.** Порушення функцій опорно-рухового апарату суттєво обмежують виконання фундаментальних моторних функцій людини, серед яких найважливішими є процес переходу з положення сидячи у положення стоячи (цикл «присідання-вставання»), стабілізація постави та ініціація ходи. В останні десятиліття екзоскелети нижніх кінцівок стали перспективним інструментом для реабілітації пацієнтів, оскільки вони мають здатність ефективно перерозподіляти навантаження вздовж біокінематичного ланцюга «таз-коліно-гомілковостопний суглоб-стопа», направляти рух суглобів та

забезпечувати необхідну механічну підтримку без використання масивних і важких активних приводів [1, 2]. У конструкції таких пристроїв тазово-стоповий сегмент відіграє ключову роль, адже саме він безпосередньо взаємодіє з опорною поверхнею, визначає правильне просторове положення таза та, значною мірою, формує всі кінематичні і силові умови для функціонування екзоскелета загалом.

Головними інженерними викликами під час проєктування екзоскелетів залишаються узгодження осей штучних шарнірів механізму з анатомічними осями людини, збереження природних фізіологічних діапазонів руху, правильний вибір жорсткості та розміщення пружно-демпфувальних елементів, а також мінімізація загальної маси конструкції. Недостатня увага до цих аспектів часто призводить до збільшення пікових навантажень на суглоби, дискомфорту для користувача та погіршення якості рухів.

Процес вставання з положення сидячи є складною багатосуглобовою біомеханічною дією, що потребує значних моментів розгинання у тазостегновому та колінному суглобах, а також скоординованого нахилу тулуба вперед для генерації необхідного імпульсу [3]. Збільшення швидкості підйому значно підвищує пікові результуючі моменти в суглобах, що підкреслює необхідність створення таких пристроїв, які здатні модулювати навантаження без перешкоджання природній біомеханіці пацієнта. Використання квазіпасивних або пасивних модулів, які накопичують і вивільняють потенціальну енергію за допомогою пружин, є ефективним підходом для зниження загальних м'язових витрат і забезпечення підтримки під час вставання [4].

Метою даного дослідження є розроблення узагальненої аналітичної кінематико-силової моделі тазово-стопового сегмента пасивного нижньокінцівкового екзоскелета та виконання оцінки впливу його конструктивних параметрів на траєкторії руху механізму та структурні навантаження під час виконання типових реабілітаційних завдань.

**Основний матеріал.** Запропонована в даному дослідженні конструктивна компоновка тазово-стопової частини пасивного екзоскелета

(рис. 1) передбачає надійну жорстку фіксацію взуття користувача до спеціальної стопи екзоскелета. Ця стопа складається з передньої (носкової) та задньої (п'яткової) секцій, які рухомо з'єднані між собою за допомогою циліндричного шарніра. Надійний контакт із поверхнею опори та амортизація забезпечуються через профільовану гумову підошву. За допомогою шарнірного вузла, який виконує функцію гомілковостопного суглоба, стопа з'єднується з гомілковим важелем. Колінний шарнір з'єднує гомілковий важіль зі стегновим важелем, який, у свою чергу, шарнірно кріпиться до тазової пластини. Взаємне просторове і кутове положення всіх вказаних ланок механізму плавно регулюється системою енергоакумулювальних пружно-демпфувальних модулів.

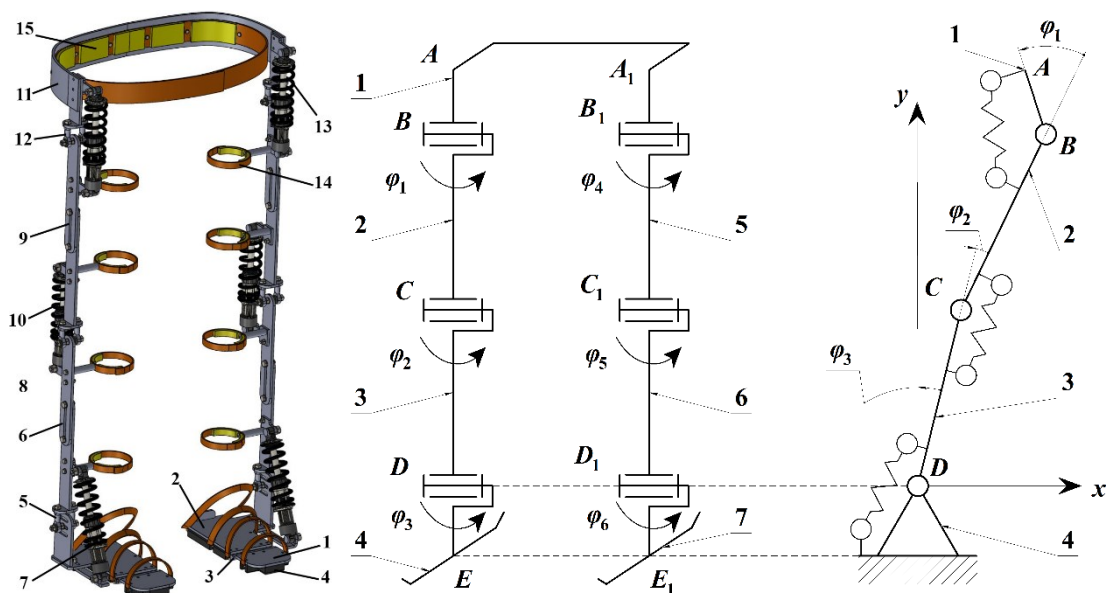


Рисунок 1 – Загальна компоновка та кінематична схема досліджуваного модуля

У номінальному (повністю ненавантаженому) стані конструкція екзоскелета забезпечує квазіфізіологічну установку всіх сегментів. Зокрема, гомілковий і стегновий важелі утримуються паралельно один одному, тазова пластина знаходиться перпендикулярно до стегнової ланки, а стопа встановлена під прямим кутом відносно гомілкового важеля. Під час виконання вправ реабілітації, таких як сідання або глибоке присідання, пружні елементи модулів стискаються, накопичуючи потенціальну енергію. Під час подальшої фази вставання ця акумульована енергія плавно вивільняється, виконуючи роль зовнішніх «пасивних м'язів», що суттєво знижує м'язове зусилля, необхідне користувачу для підняття власного тіла. Кожна нога

жорстко кріпиться до відповідних елементів екзоскелета спеціальними ременями, а тазова пластина фіксується до тулуба.

Для математичного опису та кінематичного аналізу маневру «присідання-вставання» було розроблено плоску розрахункову кінематичну схему (рис. 1). У цій аналітичній моделі рух кожної ноги розглядається як рух відкритого кінематичного ланцюга, що складається з трьох рухомих ланок (гомілка, стегно, таз) та трьох обертальних шарнірів. За узагальнені координати було прийнято відносні кутові переміщення кожної наступної ланки відносно попередньої. Початок нерухомої декартової системи координат було розташовано безпосередньо в гомілковостопному суглобі.

Застосовуючи метод замкнених векторних контурів, було складено систему кінематичних рівнянь прямої кінематики. Ця система дозволяє однозначно визначати координати центрів обертання колінного та тазостегнового суглобів, а також просторове положення тулуба в будь-який момент часу. Чисельне комп'ютерне моделювання вказаного процесу було виконано у програмному середовищі Mathcad із використанням двофазних часових законів зміни кутів. Загальний час одного повного циклу маневру було прийнято рівним 2 с. Геометричні параметри моделі базувалися на реальних габаритах розробленої конструкції: довжина гомілкової ланки дорівнює 460 мм, стегнової ланки – 500 мм, а відстань на тазовій пластині – 160 мм.

Отримані результати аналітичних розрахунків показали, що під час виконання маневру присідання штучний колінний суглоб рухається по чіткій коловій траєкторії навколо гомілковостопного шарніра (рис. 2, а). Тазостегновий суглоб описує складну квазіеліптичну траєкторію, кривизна якої поступово зменшується мірою наближення до найнижчого положення. Розроблена модель відтворює контрольований нахил тулуба користувача вперед під час опускання та його подальше плавне повернення до вертикального положення. Для верифікації та підтвердження адекватності запропонованих аналітичних залежностей було розроблено детальну просторову імітаційну модель механічної системи екзоскелета у програмному пакеті MapleSim. Детальне порівняння результатів математичного

моделювання у середовищі Mathcad та імітаційного моделювання у MapleSim підтвердило їхню повну збіжність, що свідчить про високу точність розробленої кінематичної моделі та рівнянь руху.

Наступним важливим етапом дослідження стало виконання розгорнутого силового аналізу конструкції. В рамках цього етапу розглядалися розрахункові схеми навантаження, за яких на екзоскелет діє максимальна вертикальна статична сила, що еквівалентна масі тіла користувача. Для забезпечення запасу міцності цю розрахункову силу було прийнято рівною 1500 Н (що відповідає масі пацієнта до 150 кг). Точка прикладання цієї сили розміщена на тазовій пластині екзоскелета.

Знаходячись у повністю вертикальному положенні (стоячи), основні несучі ланки екзоскелета працюють переважно на осьове стиснення. У цьому випадку навантаження, що діє на кожну ланку, дорівнює повній вазі, коли людина спирається на одну ногу під час кроку. Однак, під час здійснення переходу до положення сидячи характер навантаження суттєво змінюється: поздовжня сила поступово перетворюється на значне згинальне навантаження. Проведені аналітичні розрахунки показали, що максимальний згинальний момент виникає у момент, коли стегновий важіль екзоскелета займає повністю горизонтальне положення. Його розрахункова величина становить близько 750 Н·м. Такий високий показник дозволив ідентифікувати стегновий важіль як найбільш критичний та навантажений структурний елемент пристрою.

Для детальної перевірки міцності та жорсткості виявленого критичного елемента було проведено комплексний аналіз його напружено-деформованого стану за допомогою методу скінченних елементів (МСЕ) у програмному додатку SolidWorks Simulation (рис. 2, б). Було побудовано точну просторову модель стегового важеля та згенеровано скінченно-елементну сітку з використанням тетраедричних елементів другого порядку. Для забезпечення максимальної точності результатів було здійснено локальне ущільнення сітки в зонах потенційних концентраторів напружень – навколо отворів для кріплення деталей та поздовжніх пазів. Як конструкційний матеріал було обрано сталь марки Ст. 3 із заявленою границею текучості 220 МПа.

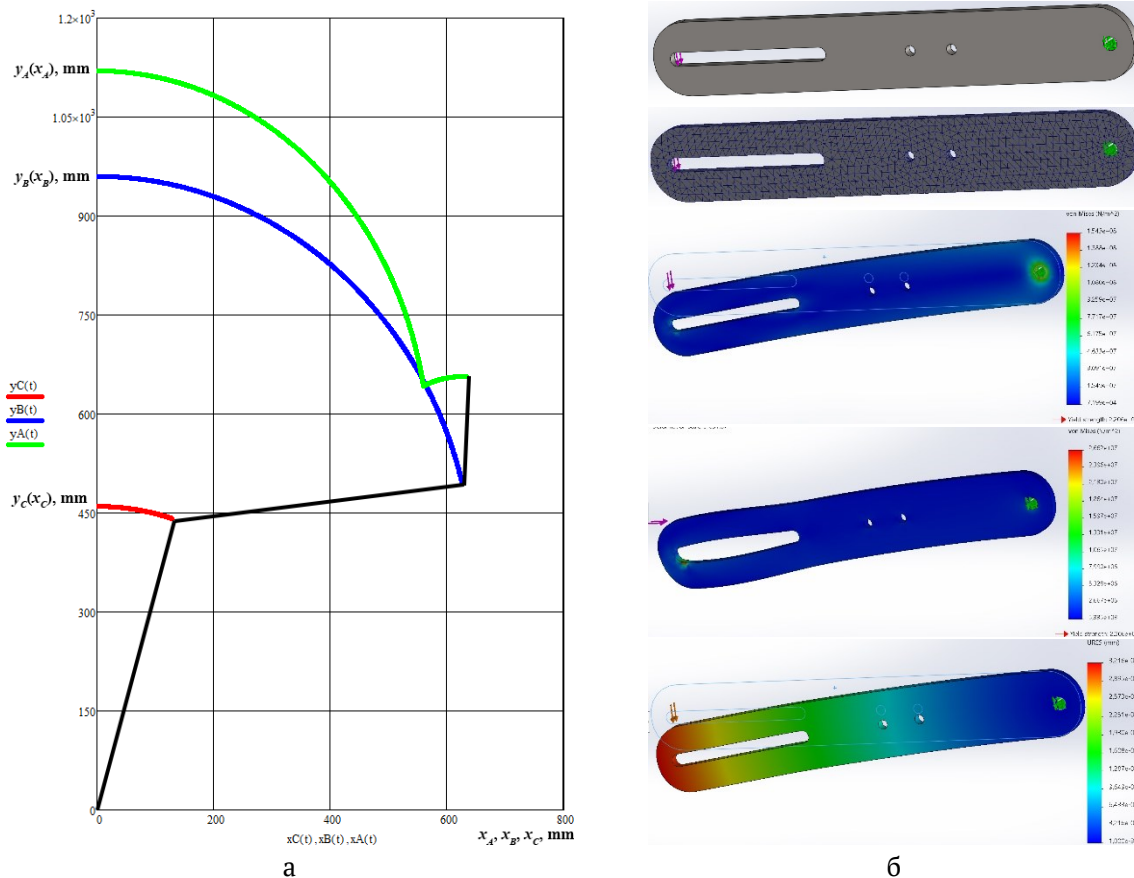


Рисунок 2 – Результати моделювання руху характерних точок екзоскелета у програмному продукті Mathcad (а) та аналізу напружено-деформованого стану стегнового важеля у SolidWorks Simulation

Один кінець моделі жорстко фіксувався, а до іншого прикладалися розрахункові зусилля, що імітують вертикальну (стоячу) і горизонтальну (сидячу) конфігурації екзоскелета. Отримані результати лінійно-пружного розрахунку на інтенсивне згинання продемонстрували, що максимальні еквівалентні напруження, обчислені за критерієм міцності Мізеса (von Mises), виникають переважно у зонах геометричних концентраторів безпосередньо біля технологічних отворів кріплення і досягають пікового значення приблизно 154 МПа. Враховуючи, що регламентоване допустиме напруження для даної марки сталі у подібних конструкціях приймається на рівні 160 МПа, можна стверджувати, що конструкція задовольняє умови міцності. Розрахунковий коефіцієнт запасу міцності по відношенню до границі текучості становить 1,43.

При розрахунку на осьовий стиск (вертикальне положення) максимальні напруження у матеріалі важеля не перевищують 27 МПа, що становить менше

15 % від границі текучості та гарантовано виключає будь-який ризик втрати поздовжньої стійкості ланки. Додатково проведений аналіз пружних деформацій показав, що максимальний прогин вільного кінця стегового важеля при дії згинального навантаження становить від 0,3 до 0,32 мм. Зважаючи на жорсткі вимоги до забезпечення біомеханічної сумісності пристрою з тілом людини та необхідності мінімізації відхилень осей шарнірів (які не повинні перевищувати 0,5 мм), такі деформації є цілком допустимими і гарантують високу кінематичну точність і загальний комфорт для користувача під час процесу реабілітації [5].

### **Висновки**

У рамках даного дослідження розроблено та валідовано комплексну кінематичну і силову модель тазово-стопового сегмента пасивного екзоскелета нижніх кінцівок. Використання методу замкнених векторних контурів дозволило точно відтворити фізіологічно коректні траєкторії руху людських суглобів під час виконання складного реабілітаційного маневру присідання та вставання. Адекватність розробленої розрахункової схеми та отриманих часових залежностей надійно підтверджено шляхом імітаційного моделювання у програмному комплексі MapleSim.

Проведений силовий аналіз дозволив чітко визначити найбільш навантажений елемент конструкції – стеговий важіль, який у горизонтальному положенні зазнає дії згинального моменту до 750 Н·м. Комплексний аналіз напружено-деформованого стану методом скінченних елементів у системі SolidWorks Simulation беззаперечно довів структурну надійність розроблених елементів. Встановлено, що при екстремальному розрахунковому навантаженні 1500 Н максимальні напруження у деталі сягають 154 МПа, що лежить у безпечних межах допустимих напружень для конструкційної сталі Ст. 3, а прогин не перевищує 0,32 мм.

Отримані результати підтверджують, що запропонована просторова компоновка та вибрані характеристики пружно-демпфувальних модулів забезпечують ефективно пасивне асистування користувачу та можуть бути використані як науково-обґрунтована база для подальшої оптимізації

реабілітаційного обладнання під індивідуальні антропометричні параметри пацієнтів.

### **ЛІТЕРАТУРА / REFERENCE**

1. Rodríguez-Fernández A., Lobo-Prat J., Font-Llagunes J. M. Systematic review on wearable lower-limb exoskeletons for gait training in neuromuscular impairments. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2021. Vol. 18, No. 1. P. 22. URL: <https://doi.org/10.1186/s12984-021-00815-5>
2. Nepomuceno P., Souza W. H., Pakosh M., Musselman K. E., Craven B. C. Exoskeleton-based exercises for overground gait and balance rehabilitation in spinal cord injury: a systematic review of dose and dosage parameters. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2024. Vol. 21, No. 1. P. 73. URL: <https://doi.org/10.1186/s12984-024-01365-2>
3. Pai Y. C., Rogers M. W. Speed variation and resultant joint torques during sit-to-stand. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1991. Vol. 72, No. 11. P. 881–885. URL: [https://doi.org/10.1016/0003-9993\(91\)90004-3](https://doi.org/10.1016/0003-9993(91)90004-3)
4. Lee H., Kim S. H., Park H.-S. A fully soft and passive assistive device to lower the metabolic cost of sit-to-stand. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. 2020. Vol. 8. P. 966. URL: <https://doi.org/10.3389/fbioe.2020.00966>
5. Korendiy V., Markovych B., Tys M., Vyshnevskiy O. Predictive Simulation of the Human Sit-to-Stand Transition // *Modeling, control and information technologies (MCIT)*. 2025. No. 8. – P. 272–275. URL: <https://doi.org/10.31713/MCIT.2025.084>

### **BIOMECHANICAL MODELING OF THE PELVIS-FOOT MODULE OF A PASSIVE EXOSKELETON**

Vitaliy Korendiy, Mykhailo Tys, Oleksandr Vyshnevskiy, Bohdan Markovych

**Abstract.** *This study presents a kinematic and force analysis of the pelvis-foot section of a passive lower-limb exoskeleton for the rehabilitation of individuals with musculoskeletal disorders. The architecture comprises a two-segment foot, shank and thigh links, a pelvic plate, and energy-storing spring-damper modules. During sit-to-stand transitions, these modules accumulate and release energy, significantly reducing user muscular effort. A closed-vector-loop kinematic model for a planar three-link chain was simulated in Mathcad and validated using a MapleSim multibody model, confirming physiologically sound joint trajectories. Force analysis addressed maximum bending moments during seating transition. Finite-element analysis of the critically loaded thigh link in SolidWorks Simulation revealed a maximum equivalent stress of 154 MPa and a tip deflection of 0.3 mm under a 1.5 kN design load. The design fully satisfies strength criteria for steel St. 3 structural elements, proving its feasibility for passive rehabilitation assistance.*

**Keywords:** *passive exoskeleton, rehabilitation, kinematics, force analysis, finite-element method, spring-damper module.*