

УДК 615.825.6:004.942

ОЛЕГ ДАЦОК, ОЛЕНА ТРОФИМОВА

ОЦІНКА РІВНЯ НЕБАЖАНИХ НАВАНТАЖЕНЬ У ПНЕВМОТРЕНАЖЕРІ RRG-100 ЗАСОБАМИ ІМІТАЦІЙНОГО МОДЕЛЮВАННЯ В MATLAB

*Харківський національний університет радіоелектроніки, Харків, Україна,
oleh.datsok@nure.ua*

Національний технічний університет «Дніпровська політехніка», Дніпро, Україна

Анотація. У роботі представлено підхід до оцінки рівня небажаних навантажень у пневмотренажері RRG-100 засобами імітаційного моделювання в MATLAB шляхом розв'язання прямої задачі кінематики. Розроблено інтерактивний інтерфейс, що дозволяє вводити антропометричні дані користувача; імітувати кути згинання в суглобах. Побудовано геометрії пальця та траєкторії руху кінчика фаланги за допомогою функцій низькорівневої графіки. Визначено, що неспіввісність анатомічних та механічних осей пристрою призводить до виникнення небажаних навантажень. Запропонований підхід забезпечує базу для подальшої розробки систем індивідуального налаштування пневматичних тренажерів типу RRG-100. Для практичної валідації математичної моделі заплановано розробка програмно-апаратного комплексу на базі мікроконтролера Arduino Nano. Передбачається створення експериментальної схеми із застосуванням резистивних датчиків згину, закріплених на фалангах пальця, що дозволить здійснити експериментальне вимірювання кутів згинання та оцінити адекватність розробленої моделі.

Ключові слова: пневмотренажер RRG-100, небажані навантаження, MATLAB, імітаційне моделювання, реабілітація кисті руки, м'яка робототехніка, пневматичний актуатор, неспіввісність.

Abstract. The paper presents an approach to assessing the level of undesirable loads in the RRG-100 pneumatic simulator using simulation modeling in MATLAB by solving a direct kinematics problem. An interactive interface has been developed that allows entering user anthropometric data; simulating bending angles in the joints. The finger geometries and the trajectory of the tip of the phalanx have been constructed using low-level graphics functions. It has been determined that the misalignment of the anatomical and mechanical axes of the device leads to the occurrence of undesirable loads. The proposed approach provides a basis for further development of individual adjustment systems for pneumatic simulators of the RRG-100 type. It is planned to create an experimental circuit using resistive bending sensors mounted on the phalanges of the finger, which will allow experimental measurement of bending angles and assessment of the adequacy of the developed model.

Keywords: Pneumatic trainer RRG-100, unwanted loads, MATLAB, simulation modeling, hand rehabilitation, soft robotics, pneumatic actuator, incoherence

DOI: 10.31649/1681-7893-2026-51-1-227-234

I. ВСТУП

На сьогодні актуальною залишається проблема відновлення дрібної моторики рук у пацієнтів після різного роду уражень організму. Порушення моторики можуть спостерігатися як наслідок органічних уражень центральної нервової системи або порушень роботи опорно-рухового апарату. У пацієнтів відмічаються слабкість у пальцях, тремор, спастика, втрата чутливості, тощо.

Особливо зростає глобальна поширеність інсульту. Наслідком хвороби є ураження верхніх кінцівок, що фіксується у 85% пацієнтів. Після ураження верхніх кінцівок відновлення дрібної моторики стає складним завданням, що суттєво впливає на повсякденне життя пацієнтів. Основними причинами рухової дисфункції верхніх кінцівок після інсульту є м'язова слабкість та контрактура, зміни м'язового тону, підвищених суглобів і порушення рухового контролю, що, своєю чергою, впливає на координацію та виконання рухів рук, долонь і пальців, призводячи до труднощів під час прийому їжі, одягання та інших повсякденних дій.

Покращення рухової функції верхніх кінцівок тісно пов'язане з повсякденним життям пацієнта і є важливим пріоритетом реабілітації після інсульту [1].

Для відновлення функцій дрібної моторики широко застосовуються спеціальні вправи на розтяжку і координацію та тренажери, використання механічних і пневматичних пристроїв, зокрема засоби фізичної реабілітації, спеціалізовані тренажери, які взаємодіють з кистю людини та відновлюють її функції. До прикладу м'які реабілітаційні роботизовані тренажери, такі як RRG-100, Syrebo та Gloreha, можуть активно виконувати роботу замість м'язів пацієнта [2].

Під час реабілітації важливо не допустити додаткове травмування кисті, врахувати індивідуальні особливості пацієнта, поточний функціональний стан і ступінь порушення рухових функцій кисті рук. Ефективність роботизованої реабілітації кисті суттєво залежить від точності налаштування кінематичних параметрів такого тренажера під індивідуальну антропометрію пацієнта. Використання м'яких пневматичних актуаторів у конструкції тренажерів не завжди повністю компенсує антропометричні невідповідності між анатомічними осями пальця та осями кріплення м'яких актуаторів. При подачі тиску актуатор приймає певну кривизну і починає тягнути чи стискати м'які тканини пальця, у випадку, коли його вісь не збігається з віссю пальця. Що може призводити до виникнення небажаних навантажень на суглоби пацієнта, викликати дискомфорт чи призводити до мікротравм тканин пацієнта [3].

Тому, актуальною проблемою є дослідження можливостей інтерактивного моделювання персоналізованої кінематики кисті для візуалізації та її аналізу з урахуванням можливих похибок позиціонування, зокрема, на етапі планування реабілітації.

II. РОБОТИЗОВАНІ ТРЕНАЖЕРИ ДЛЯ РЕАБІЛІТАЦІЇ КИСТІ

Успішне відновлення моторики кисті рук багато в чому залежить від здатності пацієнта відвідувати терапевтичні процедури, а це, як правило, ускладнено їх частотою, тривалістю чи вартістю. Роботизовані пристрої використовуються як засоби допоміжної терапії для спрощення доступу пацієнтів до процедур відновлення, дотримання режиму лікування та підвищення ефективності реабілітаційних заходів [4]. Для безпечного використання роботизованих тренажерів важливим є розуміння того, як механічні зусилля передаються на біологічні суглоби, особливо за наявності патологічного тону м'язів.

Традиційні роботизовані пристрої із жорстким каркасом для підтримки рухової функції перешкоджають терапії, знижуючи їхні біоміметичні якості. Це може бути обмеження руху в некерованих напрямках, таких як відведення пальця, або наявність жорстких осей обертання, які зміщуються відносно анатомічної осі пальця під час руху. На відміну від жорстких тренажерів, м'яка робототехніка виготовляється з матеріалів, що легко деформуються, наприклад м'яких полімерів, які здатні повторювати контури людського тіла завдяки підвищеній піддатливості та універсальності. Прикладами таких пристроїв є м'які реабілітаційні роботизовані тренажери RRG-100, Syrebo та Gloreha, які активно виконують роботу замість м'язів пацієнта. На відміну від жорстких екзоскелетів, в них використовують текстильні матеріали та гнучкі актуатори – пневматичні трубки, які здатні адаптуватися до анатомії пацієнта [5].

Роботизовані системи для реабілітації кисті зазвичай розділяють за типом виконавчих механізмів. Традиційні тренажери з жорсткими ланками (наприклад, системи на базі сервоприводів та механічних тяг) забезпечують високу точність позиціонування. Проте, як зазначено вище, вони часто створюють небажані зсувні зусилля в суглобах через неминучу розбіжність механічних осей обертання пристрою та анатомічних осей суглобів пацієнта. Альтернативним напрямком або допоміжним напрямком на певних етапах реабілітації є м'яка робототехніка, до якої належить пневматична рукавичка RRG-100 (рис. 1) [6], [7]. Це портативний пристрій, який реалізовує принципи м'якої робототехніки у реабілітації функцій рук, тренування гнучкості, покращення кровообігу та зменшені скутості пальців [5]. Такий пристрій сприяє відновленню гнучкості кисті користувача на трьох рівнях: нерви, мозок та м'язи.

Окрім того, м'яка робототехніка – легша, має простішу конструкцію, що робить її більш портативною та зручною для індивідуальної реабілітації в домашніх умовах. В свою чергу домашня реабілітація може підвищити ефективність процесу реабілітації пацієнтів через до більшу активних сеансів терапії [4]. Джерелом живлення RRG-100 є повітряний насос з позитивним та негативним тиском для незалежного керування електромагнітними клапанами кожного з п'яти пальців. Система керування повітрям дозволяє керувати кожним пальцем окремо.

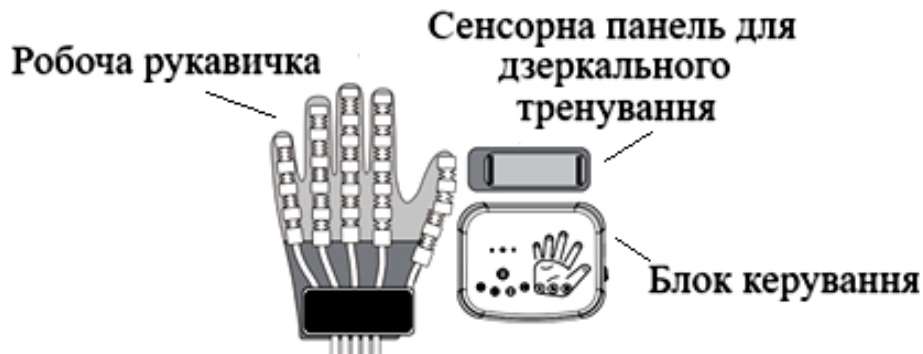


Рисунок 1 – Пневмотренажер RRG-100 [6]

Рукавичка вироблена з гіпоалергенних, довговічних матеріалів. Трубки керування виконані з гнучких, облегованих полімерів. Використання еластичних пневматичних актуаторів дозволяє системі природно адаптуватися до антропометрії користувача. Незважаючи на ці переваги, моделювання таких систем ускладнюється нелінійністю їхньої роботи. Використання м'яких пневматичних актуаторів у конструкції тренажерів неповністю компенсує антропометричні невідповідності між анатомічними осями пальця та осями кріплення м'яких актуаторів. Під час подачі тиску актуатор приймає певну кривизну і починає тягнути чи стискати м'які тканини пальця, навіть у випадку, коли його вісь не збігається з віссю пальця. Це може призводити до виникнення небажаних навантажень на суглоби пацієнта, викликати дискомфорт чи призводити до мікротравм тканин пацієнта [3].

III. НЕСПІВВІСНІСТЬ БІОМЕХАНІЧНОЇ СИСТЕМИ «ПАЛЕЦЬ – АКТУАТОР» ТА ЇЇ ВПЛИВ НА РЕАБІЛІТАЦІЮ

Більшість таких серійних пристроїв, як RRG-100 працюють за заданим циклом, не враховуючи індивідуальну анатомію, спираються на припущення про фіксовану вісь, ігноруючи ковзно-обертальну взаємодію суглобів пальців, яка викликає зміщення миттєвого центру обертання, що призводить до кінематичного зсуву та локалізованих концентрацій тиску [8].

Використання м'яких пневматичних актуаторів у реабілітаційних тренажерах не забезпечує повного узгодження з індивідуальними антропометричними особливостями користувача. Зокрема, виникають невідповідності між анатомічними осями руху пальця та осями розташування і кріплення актуаторів. Така неспіввiсність ускладнює коректну передачу руху від пристрою до кінцівки та знижує точність відтворення природної біомеханіки згинання.

Під час подачі тиску пневматичний актуатор деформується і набуває певної кривизни, внаслідок чого може створювати додаткові сили, що діють на м'які тканини пальця (рис. 2). Якщо його вісь відхиляється від осі пальця, це призводить до появи небажаних навантажень на суглоби, що можуть викликати дискомфорт, порушення правильності рухів і навіть спричинити мікротравми тканин пацієнта, негативно впливаючи на ефективність реабілітації.



Рисунок 2 – Неспіввiсність біомеханічної системи «палець – актуатор».

Неспіввiсність механічних та анатомічних шарнірів призводить до виникнення паразитних навантажень [8], що може спричинити дискомфорт або травматизацію. Для оцінювання рівня небажаних навантажень, що виникають під час згинання пальця в процесі реабілітації, було створено математичну модель біомеханічної системи «палець – актуатор».

IV. РОЗРОБКА КОДУ У СЕРЕДОВИЩІ MATLAB ДЛЯ РЕАЛІЗАЦІЇ ІМІТАЦІЙНОГО МОДЕЛЮВАННЯ БІОМЕХАНІЧНОЇ СИСТЕМИ «ПАЛЕЦЬ – АКТУАТОР»

Як базу для імітаційного моделювання було взято конструктивну схему роботизованої рукавички RRG-100. Задачу було вирішено шляхом розв'язання прямої задачі кінематики з використанням матричного апарату в середовищі MATLAB, адаптованого до умов пружної деформації актуатора. Біомеханічна модель пальця представлена як відкритий кінематичний ланцюг із трьома ступенями вільності [10] – [12]. (рис. 3).

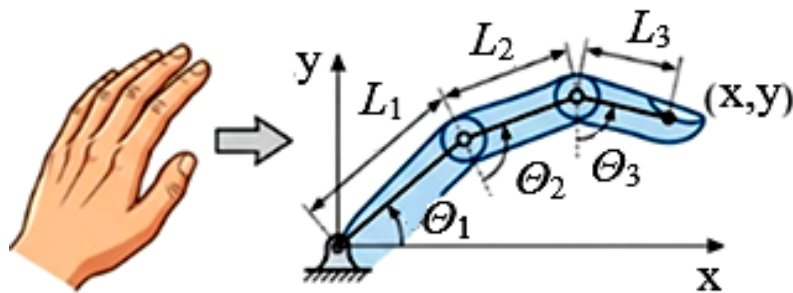


Рисунок 3 – Біомеханічна модель пальця:

L_1, L_2, L_3 – довжини фаланг; θ_1, θ_2 та θ_3 – кути згинання в суглобах; x, y – координати кінцевої точки (кінчика пальця актуатора).

Положення фаланг та кінчика пальця розраховується за допомогою матриць однорідного перетворення (параметрів Денавіта-Хартенберга). Модель враховує довжини ланок, кути згинання та початкове зміщення систем координат для компенсації неспіввідності [13] – [16]. Класична пряма кінематика дозволяє обчислити ідеальну природну траєкторію дистальної фаланги пальця.

Але коли одягнуто тренажер, його шарнір фізично не може ідеально збігатися з центром суглоба людини. З'являється похибка – зміщення осей на величини Δx та Δy . Наступна система рівнянь описує вже кінематику самого екзоскелета з урахуванням цього зміщення. Різниця між координатами ідеального пальця та координатами екзоскелета якраз і створює ту саму геометричну невідповідність, яка генерує небажані зусилля на фалангах під час згинання (рис. 4).

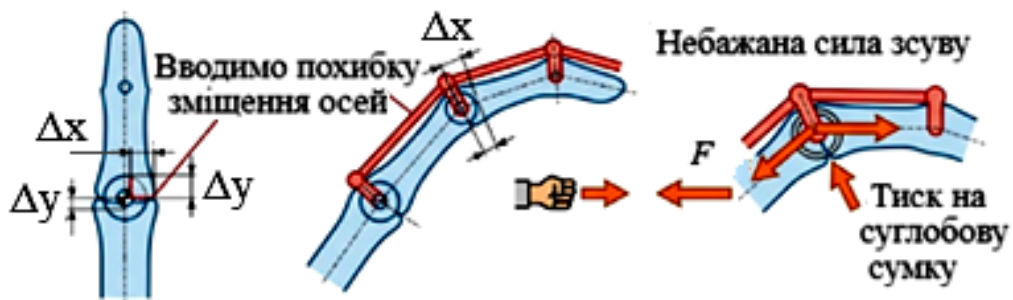


Рисунок 4 – Фізичний зміст виникнення небажаних сил.

Для кожної ітерації зміни кута проводиться перерахунок положення вузлів у реальному часі. Для візуалізації траєкторії руху використовується метод накопичення координат кінцевої точки у динамічний масив з наступною апроксимацією кривою, що дозволяє проводити порівняльний аналіз анатомічної та механічної траєкторій пневмотренажеру.

Для реалізації описаної математичної моделі розроблені схема програми (рис. 5) та програмний код в середовищі MATLAB.

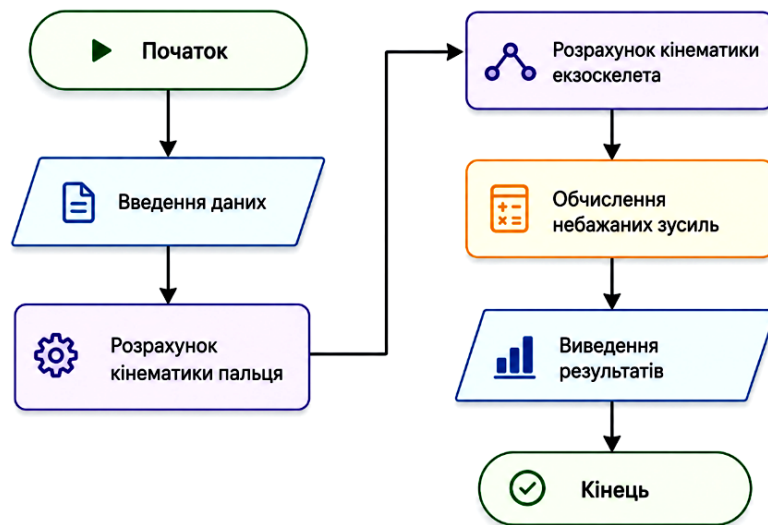


Рисунок 5 – Схема програми в середовищі MATLAB

Програма отримує вхідні дані: розміри фаланг пацієнта та параметри зміщення бази екзоскелета. Проводиться покроковий розрахунок координат для кожної ланки – окремо для анатомічного пальця та окремо для механізму. На основі різниці цих координат обчислюються небажані навантаження.

V. РЕЗУЛЬТАТИ ІМІТАЦІЙНОГО МОДЕЛЮВАННЯ В СЕРЕДОВИЩІ MATLAB

Для створення інтерфейсу взаємодії використано інструментарій uicontrol середовища MATLAB (елемент керування інтерфейсом користувача) [17] – [19], що дозволило реалізувати:

- модуль введення антропометричних даних: поля редагування для завдання довжин фаланг (L_1 , L_2 , L_3) конкретного пацієнта;
- модуль динамічного керування: інтерактивні повзунки для імітації кутів згинання в суглобах;
- графічний рушій: побудова геометрії пальця та траєкторії руху кінчика фаланги (робочої зони) за допомогою функцій низькорівневої графіки [20].

Інтерактивний інтерфейс дозволив змоделювати два випадки:

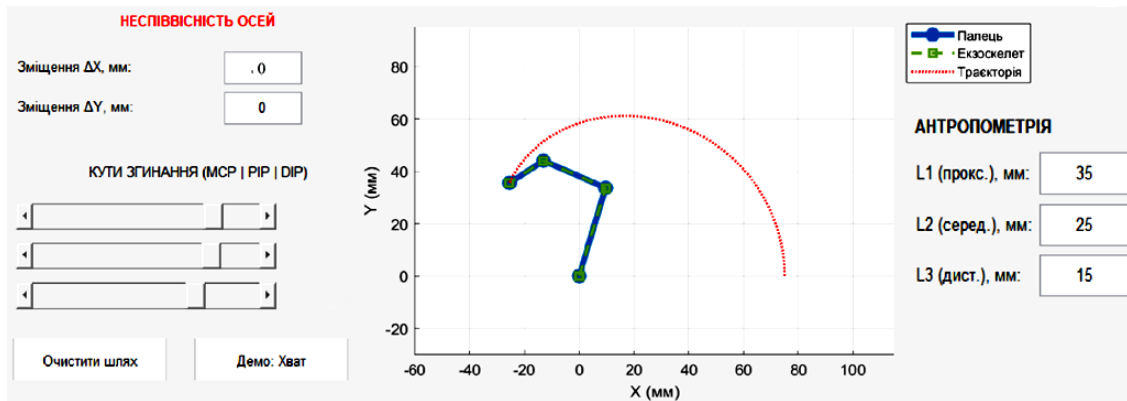
- ідеальну ситуацію – узгоджену роботу осей (рис. 6, а). Траєкторія руху пальця та екзоскелета повністю збігаються, що забезпечує комфортну реабілітацію;
- проблемну ситуацію – виникнення кінематичної неспіввісності (рис. 6, б). Навіть при невеликому відхиленні бази (наприклад, через набряк руки або неправильне закріплення), траєкторії починають розходитися. Зелена лінія механізму буквально ніби тягне палець за межі його природного руху. Саме це розходження і стає причиною виникнення шкідливих навантажень [21].

На рис. 7 представлені результати чисельного аналізу [21]. Після введення ймовірних параметрів зміщення: 4 мм по осі x та 5 мм по осі y. У блоці «Паразитні зусилля» відображаються ті самі небажані зусилля. Тут отримали прогресуюче зростання сили від основи пальця до його кінчика:

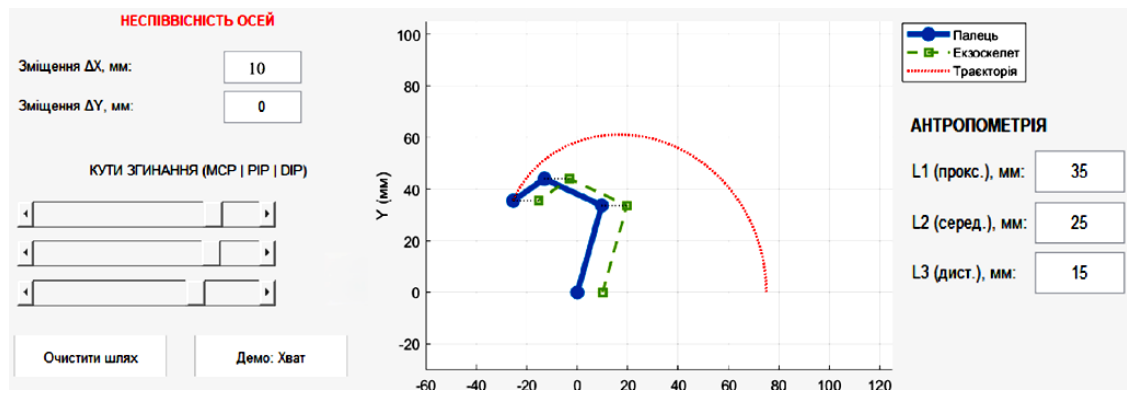
- у п'ястно-фаланговому суглобі (MCP) сила становить 2,10 Н.
- на дистальній фаланзі (DIP) вона сягає пікового значення – 3,79 Н.

За результатами моделювання можна зазначити, що навіть при незначному відхиленні осей (4 – 5 мм), виникає суттєва розбіжність траєкторій руху. Найбільше навантаження припадає на дистальну фалангу. Для пацієнтів, наприклад, з післяінсультною спастикою або порушеною чутливістю навіть невеликі додаткові навантаження 3,79 Н на дистальній фаланзі – можуть викликати біль, пошкодження суглобів або спровокувати рефлекторний спазм. Оскільки сумарне навантаження на палець перевищує рекомендовані норми для ранньої реабілітації на 25–30% [22].

Це факт дозволяє нам ще на етапі проектування побачити ризики травматизації та внести корективи по користуванню тренажера; розрахувати зони безпечної експлуатації пристрою та мінімізувати небажані навантаження на суглоби пацієнта.



a



б

Рисунок 6 – Скріншоти інтерфейса у середовищі MATLAB – візуалізація біомеханічної моделі та траєкторії руху пальця:
a – узгоджена робота вісей; *б* – виявлення кінематичної неспіввсності та відхилення траєкторії

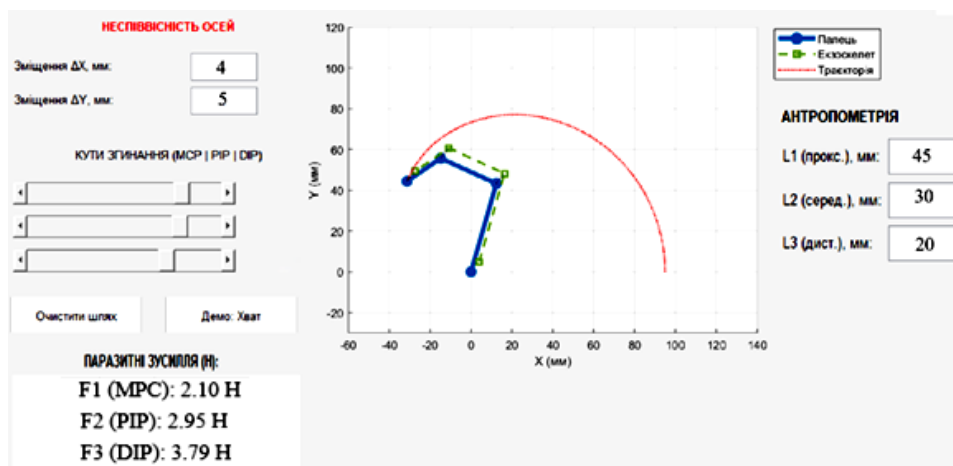


Рисунок 7 – Скріншот інтерфейса у середовищі MATLAB – результати чисельного аналізу.

Для об'єктивного контролю динаміки рухів пальців заплановано використовувати оптичні маркери, розташовані на осях обертання суглобів, що дозволить відстежувати кінематику руху та оцінювати вплив неспіввсності осей за аналогією методик, розглянутих у [23] та [24, 25].

ВИСНОВКИ

У статті розглянуто підхід до оцінки рівня небажаних навантажень у пневмотренажері RRG-100 засобами імітаційного моделювання в MATLAB шляхом розв'язання прямої задачі кінематики. Для проведення чисельних розрахунків у середовищі MATLAB було розроблено інтерактивний інтерфейс, що дозволило моделювати ідеальну та проблемну ситуації при використанні тренажеру шляхом введення антропометричних даних користувача; імітації кутів згинання в суглобах. Побудовано геометрії пальця та траєкторії руху кінчика фаланги за допомогою функцій низькорівневої графіки.

За результатами моделювання визначено, що неспіввісність анатомічних та механічних осей пристрою призводить до виникнення небажаних навантажень (до 3,79 Н на дистальній фаланзі). Встановлено кількісний нелінійний характер розподілу навантажень вздовж кінематичного ланцюга: при ідентичному зміщенні бази актуатора, небажане навантаження дистальній фаланзі (DIP – 3,79 Н) є на 80% вищим, ніж на проксимальній (MCP – 2,1 Н).

Методом імітаційного моделювання в середовищі MATLAB доведено, що прецизійна антропометрична адаптація кріплень є критичною для запобігання травматизації м'яких тканин пацієнта. Візуалізація кінематичної неспіввісності дозволяє заздалегідь скоригувати параметри пневмотренажера RRG-100, мінімізуючи ризик виникнення паразитних навантажень та додаткового травмування кисті під час реабілітації. Запропонований підхід забезпечує базу для подальшої розробки систем індивідуального налаштування пневматичних тренажерів типу RRG-100.

Для практичної валідації математичної моделі заплановано розробка програмно-апаратного комплексу на базі мікроконтролера Arduino Nano. Передбачається створення експериментальної схеми із застосуванням резистивних датчиків згину, закріплених на фалангах пальця, що дозволить здійснити експериментальне вимірювання кутів згинання та оцінити адекватність розробленої моделі.

REFERENCES

1. Q. Tang *et al.*, "Research trends and hotspots of post-stroke upper limb dysfunction: a bibliometric and visualization analysis," *Front. Neurol.*, vol. 15, p. 1449729, Oct. 2024, doi: 10.3389/fneur.2024.1449729.
2. H. K. Yap, J. H. Lim, F. Nasrallah, F. Low, J. Goh, and R. Yeow, "MRC-glove: fMRI compatible soft robotic glove for hand rehabilitation," in *Proc. IEEE*, 2015, doi: 10.1109/ICORR.2015.7281289.
3. P. Polygerinos, Z. Wang, and K. C. Galloway, "Soft robotic glove for combined assistance and at-home rehabilitation," *Rob. Auton. Syst.*, vol. 73, pp. 135–143, 2015.
4. C. Y. Chu and R. M. Patterson, "Soft robotic devices for hand rehabilitation and assistance: a narrative review," *J. NeuroEng. Rehabil.*, vol. 15, no. 1, pp. 1–14, 2018.
5. P. Corke, *Robotics, Vision and Control: Fundamental Algorithms In MATLAB*, 2nd ed. Springer, 2017.
6. "RRG-100 Hand Function Rehabilitation Robot Gloves." [Online]. Available: <https://manuals.plus/commsin/rrg-100-hand-function-rehabilitation-robot-gloves-manual>. Accessed: May 20, 2026.
7. O. M. Datsko and O. P. Trofymova, "Features of the use of a pneumatic trainer for hand mobility recovery," in *Proc. 81st Student Sci. Tech. Conf. "Student Science Week – 2026"*, Dnipro, Ukraine: NTU "Dnipro Polytechnic," Apr. 20–24, 2026.
8. X. Wang, C. Cho, P. Zhang, S. Ge, and J. Chen, "Medical Imaging-Based Kinematic Modeling for Biomimetic Finger Joints and Hand Exoskeleton Validation," *Biomimetics*, vol. 10, no. 10, p. 652, Oct. 2025, doi: 10.3390/biomimetics10100652.
9. A. Schiele and F. C. Van Der Helm, "Kinematic design to improve ergonomics in human machine interaction," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 14, no. 4, pp. 456–469, 2006.
10. V. Avilés-Carrillo, R. G. Molinari, G. A. G. De Villa, and L. A. Elias, "A Biomechanical Hand Model to Quantify Finger Joint Kinematics Using a 3D Motion Capture System," *bioRxiv*, 2026. [Online]. Available: <https://www.biorxiv.org/content/10.64898/2026.02.09.704796v1>.
11. S. Cobos, M. Ferre, M. A. Uran, and J. Ortego, "Human hand kinematics modeling," in *Proc. IEEE Int. Symp. on Industrial Electronics (ISIE 2008)*, 2008, pp. 2261–2266. doi: 10.1109/ISIE.2008.4677275.
12. O. V. Herasymenko and Y. V. Antonova-Rafi, "Biomechanical modeling and kinematic analysis of a hand exoskeleton," *Biomedical Engineering*, no. 2, pp. 45–52, 2020.
13. M. J. Al-Khafaji *et al.*, "Kinematic modeling of a human finger using Denavit-Hartenberg (D-H) parameters," *Journal of Mechanical Engineering Research and Developments*, vol. 43, no. 5, pp. 312–323, 2020.

14. J. Corbett, "Development and clinical bench testing of a MATLAB-based, user-friendly, deployable software application for automatic batch processing of fully instrumented three-dimensional human movement biomechanics data," Ph.D. dissertation, Univ. Strathclyde, 2015.
15. A. B. Neto *et al.*, "Predictive modeling systems with graphical user interface using MATLAB," *Energies*, vol. 13, no. 1, p. 15, 2025.
16. V. B. Strutynskyi and A. V. Lavryk, "Modeling of kinematics of biomechanical systems considering joint axis displacement," *Scientific Notes*, no. 65, pp. 112–119, 2019.
17. P. I. Kulakov and O. M. Tkachenko, "Development of graphical user interfaces in MATLAB for applied modeling tasks," *Bulletin of Vinnytsia Polytechnic Institute*, no. 4, pp. 89–95, 2019.
18. V. P. Yatsenko and S. O. Hrytsenko, "Automation of analysis of human biomechanical movement parameters using MATLAB," *Ukrainian Journal of Medical Engineering and Technology*, vol. 3, no. 11, pp. 34–40, 2021.
19. S. Kakar, "Development of a MATLAB GUI for biomechanical data analysis and visualization," *International Journal of Computer Applications*, vol. 177, no. 32, pp. 14–19, 2020.
20. MathWorks, "App Building in MATLAB." [Online]. Available: <https://www.mathworks.com/help/matlab/app-building.html>. Accessed: Mar. 16, 2026.
21. O. M. Datsok and O. P. Trofymova, "Assessment of unwanted loads during operation of the RRG-100 pneumatic trainer using MATLAB," in *Proc. XXXIV Int. Sci. Pract. Conf. "Information Technologies: Science, Engineering, Technology, Education, Health (MicroCAD-2026)"*, Kharkiv, Ukraine: NTU "KhPI," May 13–16, 2026, p. 1705.
22. S. Högg, M. Holzgraefe, I. Wingendorf, J. Mehrholz, C. Herrmann, and M. Obermann, "Upper limb strength training in subacute stroke patients: study protocol of a randomised controlled trial," *Trials*, vol. 20, no. 1, p. 168, Mar. 2019, doi: 10.1186/s13063-019-3261-3.
23. K. G. Selivanova, "Evaluation of the degree of hand motor impairments during physical rehabilitation," in *Proc. VIII Int. Sci. Tech. Conf. "Polygraphic, Multimedia and Web Technologies"*, Kharkiv, Ukraine, May 16–20, 2023, pp. 114–115.
24. K. G. Selivanova, O. G. Avrunin, S. Zlepko, Y. Y. Guminskyi, O. A. Poplavskyy, K. Gromaszek, A. Bizhanova, and G. Kalimbetov, "The tracking system of a three-dimensional position of hand movement for tremor detection," in *Proc. SPIE 11581, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments 2020*, Oct. 14, 2020, Art. no. 115810I. doi: 10.1117/12.2580330.

Дата надходження: 26.02.2026

Дата прийняття до друку після рецензування: 28.03.2026

Дата публікації: 18.06.2026

Ця робота ліцензується відповідно до
[Creative Commons Attribution 4.0 International License](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)

ДАЦОК ОЛЕГ МИХАЙЛОВИЧ – PhD, доцент кафедри біомедичної інженерії, Харківський національний університет радіоелектроніки, Харків, Україна, *e-mail*: oleh.datsok@nure.ua, <https://orcid.org/0000-0003-4489-3819>

ТРОФИМОВА ОЛЕНА ПАВЛІВНА – старший викладач кафедри транспортних систем та енергомеханічних комплексів, Національний технічний університет «Дніпровська політехніка», Дніпро, Україна, *e-mail*: trofymova.o.p@nmu.one, <https://orcid.org/0000-0003-3511-780X>

Oleh DATSOK, Olena TROFYMOVA

ASSESSMENT OF THE LEVEL OF UNWANTED LOADS IN THE RRG-100 PNEUMATIC TRAINER USING SIMULATION MODELING IN MATLAB

Kharkiv National University of Radio Electronics
National Technical University "Dnipro Polytechnic"