

УДК: 616-71

СИСТЕМА ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ ОСОБЛИВОСТЕЙ ХОДИ У ПАЦІЄНТІВ З ТРАНСТИБІАЛЬНОЮ АМПУТАЦІЄЮ

Мельник Ганна Віталіївна
annamelnyk1996@gmail.com

Сніцар Євген Вікторович
snitsarye@gmail.com

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»,
м. Київ, Україна

Реферат – реабілітація пацієнтів після ампутації нижньої кінцівки повинна базуватися на персоналізованих функціональних цілях для чого реабілітолог має отримати повну функціональну та фізичну оцінку стану пацієнта. Після ретельної оцінки розробляються індивідуальні програми вправ. Розуміння поняття нормальної ходи у пацієнтів з ампутаціями, відхилень і їх причин становить основу правильної реабілітації пацієнта. Варіативність методів, які можна використовувати під час реабілітації потребує постійного їх перегляду, щоб переконатися, що вони залишаються дієвими, та оскільки не всі вони є універсальними. При складанні програми реабілітації необхідно брати до уваги попередній рівень активності пацієнта з ампутованою кінцівкою, його загальний стан здоров'я та потенціал для покращення. Реабілітація пацієнтів після ампутації нижньої кінцівки має включати в себе виправлення відхилень ходи, адже вони створюють зміну моделі ходи, яка в подальшому може бути причиною дегенеративних змін опорно-рухового апарату. Для оцінки результатів реабілітації після ампутації нижньої кінцівки важливо мати індивідуальний підхід під час вибору відповідного валідованого показника результату, оскільки деякі показники результату можуть не забезпечити конкретної оцінки або не нести жодної інформації для пацієнта. Ця стаття має на меті описати систему для визначення особливостей ходи у пацієнтів з транстибіальною ампутацією, використовуючи запропонований тест. Запропонований оціночний тест має на меті виявити зміни в розподілі навантажень на здорову та протезну стопи пацієнта після ампутації нижньої кінцівки для оцінки прогресу реабілітації та виявлення можливих відхилень у ході пацієнта. Також тест можна використовувати для оцінки ходи пацієнтів з будь-якими дегенеративно-дистрофічними захворюваннями опорно-рухового апарату та больовими синдромами в областях тазу, коліна, спини, гомілки та стопи.

Ключові слова: транстибіальна ампутація, розподіл навантажень на стопи, постуральний баланс, розподіл навантажень в динаміці, клінічний аналіз ходи, визначення особливостей ходи, визначення відхилень ходи, тест розподілу навантажень.

I. ВСТУП

За останніми оцінками кількість осіб, яким були проведені ампутації сягає приблизно 10 тисяч за останній рік [1]. Близько 75% постраждалих отримали свої травми внаслідок мінно-вибухового поранення. Беручи до уваги напрямок поширення ударної хвилі при мінно-вибуховому ураженні – знизу догори, основні ушкодження людині яка знаходиться у горизонтальному положенні приходяться на нижні кінцівки. Тобто, близько 70% осіб, які постраждали внаслідок мінно-вибухових поранень мають ампутації нижніх кінцівок, з яких більше 40% приходиться на ампутації на рівні гомілки, приблизно стільки ж на

ампутації на рівні стегна та до 20% на ампутації на рівні стопи.

Вчасне виявлення відхилень ходи у пацієнтів з ампутаціями забезпечує найшвидший процес реабілітації та попереджує виникнення таких дегенеративних уражень опорно-рухового апарату як остеопенія та остеопороз [2,3,4].

Причинами відхилення ходи у пацієнтів з ампутуваними нижніми кінцівками можуть бути [5,6]:

- Причини, пов'язані із фізичним та психічним станом пацієнта та станом його залишкової кінцівки (м'язова слабкість, наявність контрактур, біль, зниження впевненості в необхідності носіння протезу);

• Причини, пов'язані з якістю та установкою протеза (зміщення протеза, погано виконана приймальна гільза).

II. МЕТА РОБОТИ

Описати особливості ходи у пацієнтів з транстибіальною ампутацією визначені на основі запропонованого тесту розподілу навантажень за допомогою розробленої системи для визначення розподілу навантажень. Зробити висновки щодо можливості використання запропонованої системи для оцінки прогресу реабілітації та виявлення можливих відхилень у ході пацієнта.

III. СИСТЕМА ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ ОСОБЛИВОСТЕЙ ХОДИ У ПАЦІЄНТІВ

Мобільна порівняльна системи зняття навантажень зі стоп у динаміці складається з трьох основних блоків, що представляють собою 2 блоки зняття навантажень зі стоп та синхронізуючого блоку для обробки та передачі даних на персональний комп'ютер (ПК) (Рис. 1). Кожен з блоків зняття навантажень зі стоп являє собою систему датчиків, що може регулюватись у залежності до розміру стопи та керуючої апаратної частини з автономним живленням та безпроводним передатчиком.

Перша система датчиків для зняття навантаження зі стопи розміщується безпосередньо під стопою пацієнта, а друга розміщується безпосередньо під штучною стопою згідно основних точок прикладання навантажень на стопу під час ходи (Рис. 2). Керуюча апаратна частина розміщується

максимально близько до датчиків, щоб зменшити довжину магістральних кабелів, а кріпиться за допомогою текстильної стрічки липучки.

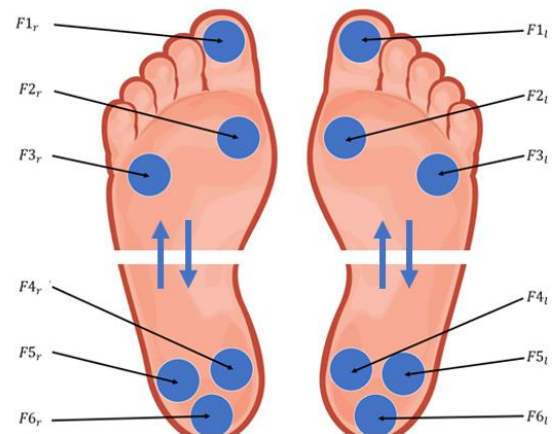


Рис. 2 Схема розташування датчиків тиску на стопі

Для апаратної частини прототипу системи було підібрано наступні елементи:

1. Arduino Nano V3.0 AVR ATmega328P (була обрана згідно технічних вимог до компактності приладу, виконана на базі мікроконтролера ATmega328P. Arduino Nano може житись від Mini-B USB роз'єму або зовнішнього джерела живлення 6-12В (пін "Vin") або 5В стабільного зовнішнього живлення (пін "5V").

2. Тензорезистивні датчики RXD 1016 до яких підводиться напруга 5V (Рис. 3 (а)). Схема підключення даних датчиків показана на рисунку 5 (b).



Рис. 1 Загальна будова системи зняття навантажень зі стоп у динаміці

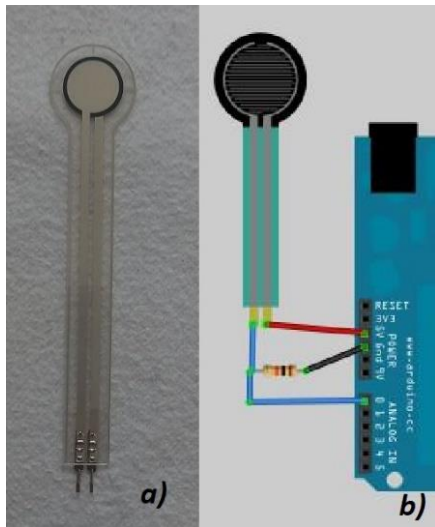


Рис. 3 Зовнішній вигляд тензорезистивного датчика (а), схема підключення тензорезистивного датчика (b)

3. Аккумулятор 17350 3.7V 850mAh. 2 штуки з'єднані послідовно (Рис. 4), згідно закону Ома $U_{ак} = U_1 + U_2 = 3.7 + 3.7 = 7.4$ (V).

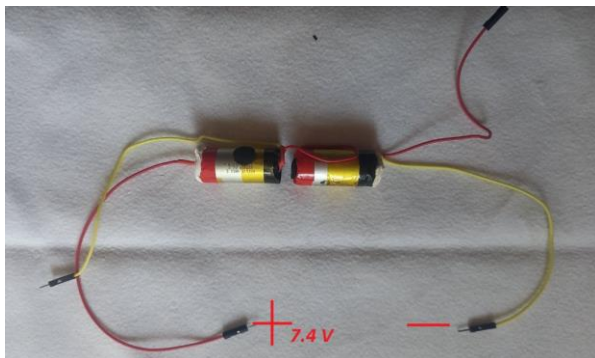


Рис. 4 Зовнішній вигляд послідовно з'єднаних аккумуляторів 17350

4. Для надійної стабілізації живлення до системи додано понижуючий конвертер постійного струму побудований на базі LM2596S, діапазон напруг на вході 4.5 – 40 В, на виході 3 – 35 В (обов'язкова умова: вхідна напруга має бути не менше ніж на 1.5 В вище ніж вихідна). Данна умова виконується так як $U_{ак} - 1.5 \text{ В} = 7.4 \text{ В} - 1.5 \text{ В} = 5.9 \text{ В}$.

5. Для передачі показів від Arduino обрано Bluetooth модуль HC-06 так як він також живиться від 5V та має портативний розмір.

Для створення програмного забезпечення використовується інтегроване середовище розробки Arduino IDE. Це кросплатформний додаток, який базується

на мові програмування Java. Воно включає модуль прошивки мікроконтролера, компілятор і редактор програмного коду.

Розроблена схема блоку датчиків для зняття навантаження зі стопи з використанням вище зазначених компонентів зображена на рисунку 5.

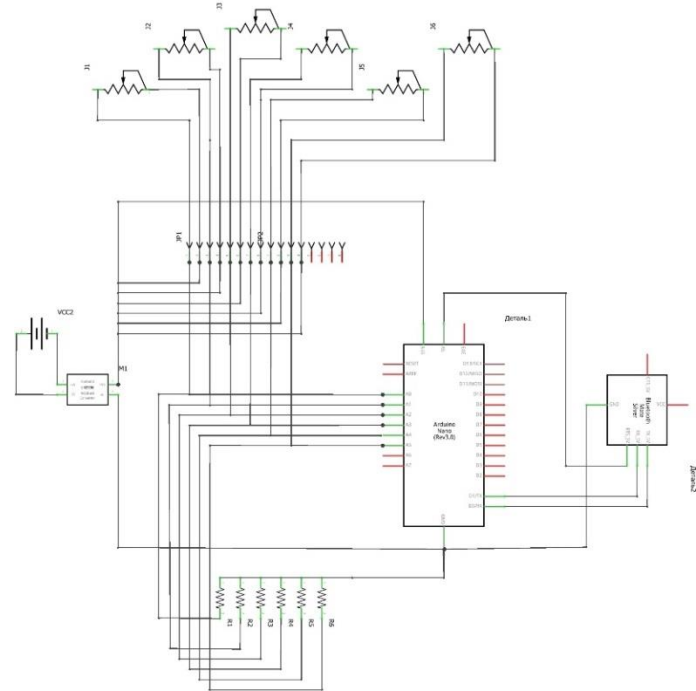


Рис. 5 Розроблена схема блоку датчиків

На рисунку 6 зображено робочу систему яка розпаяна на макетній платі 70x90 мм.

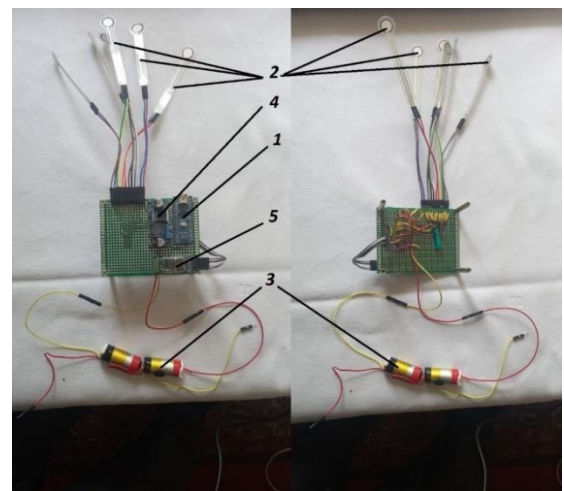


Рис. 6: 1 – Arduino Nano V3.0 AVR ATmega328P; 2 – Тензорезистивні датчики RXD 1016; 3 – Аккумулятор 17350 3.7V 850mAh. 2 штуки; 4 – DC-DC конвертер LM2596; 5 – Bluetooth модуль HC-06

IV. ТЕСТ РОЗПОДІЛУ НАВАНТАЖЕННЯ В ДИНАМІЦІ

Для оцінки результатів реабілітації після ампутації нижньої кінцівки важливо мати індивідуальний підхід під час вибору відповідного валідованого показника результату, оскільки деякі показники результату можуть не забезпечити конкретної оцінки або не нести жодної інформації для пацієнта.

Запропонований оціночний тест має на меті виявити зміни в розподілі навантажень на здорову та протезну стопи пацієнта після ампутації нижньої кінцівки для оцінки прогресу реабілітації та виявлення можливих відхилень у ході пацієнта. Також тест можна використовувати для оцінки ходи пацієнтів з будь-якими дегенеративно-дистрофічними захворюваннями опорно-рухового апарату та больовими синдромами в областях тазу, коліна, спини, гомілки та стопи.

Опис: пацієнт має виконати тест зі зручною для нього швидкістю, з будь-якими звичайними засобами для ходьби або без них. Перед участю пацієнт має отримати стандартизовану демонстрацію та пояснення тесту. Пацієнт повинен намагатися дотримуватися визначеної траєкторії руху. Траєкторія ходи пацієнта зображена на рисунку 7.

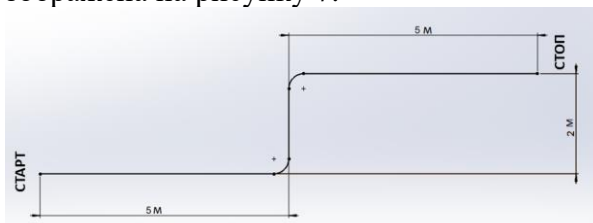


Рис. 7 Траєкторія ходи пацієнта для тесту розподілу навантаження в динаміці

Обладнання:

- Лінії на підлозі, що позначають траєкторію руху пацієнта як показано на рисунку X;
- Система для визначення розподілу навантажень на стопи пацієнта;
- Ноутбук, планшет або телефон з Bluetooth та програмним забезпеченням для

запису, перегляду та порівняння отриманих результатів;

- Допоміжний пристрій.

Постановка тесту: пацієнт стоїть на лінії «Старт», використовуючи допоміжний пристрій, якщо необхідно.

Інструкція для пацієнта: після слова «Почали» пройдіть вздовж першої лінії (5 м) до повороту, поверніться на 90 градусів, пройдіть вздовж другої лінії (2 м), поверніться на 90 градусів і пройдіть вздовж третьої лінії (5 м), на лінії «Стоп» зупиніться та розверніться на 180 градусів та поверніться тією ж траєкторією до лінії «Старт».

Інструкція для клініциста: натисніть кнопку «Пуск» в програмному забезпеченні на слові «Почали» та кнопку «Стоп» після закінчення пацієнтом тесту (перетинання лінії «Старт» після повернення по заданій траєкторії). При необхідності пацієнт може використовувати допоміжний пристрій. Дозвольте одне тренування, а потім виміряйте та запишіть принаймні 1 спробу. Пацієнт ходить зі зручною для нього швидкістю.

Оцінка:

- Об'єктивна оцінка – графіки розподілу навантажень на стопи протягом циклів ходи з можливістю порівняння з попередньо отриманими графіками.
- Суб'єктивна оцінка – інформація спостереження щодо якості ходи.

V. ОСОБЛИВОСТІ ХОДИ У ПАЦІЄНТІВ З ТРАНСТИБІАЛЬНОЮ АМПУТАЦІЄЮ

В залежності від типу протеза та його складових, таких як стопа та приймальна гільза усереднена модель ходи пацієнтів змінюється, однак можна узагальнити отриману інформацію.

Щиколотка протеза має зменшений діапазон рухів порівняно з анатомічною щиколоткою. Це призводить до тривалого удару п'ятою та переносу ваги через п'яту до контакту стопи з підлогою, із затримкою навантаження на передню частину стопи.

Під час фази переносу здорової кінцівки вага тіла починає переміщатися вперед над протезною кінцівкою, яка знаходиться у фазі опори. Для отримання адекватної довжини кроку здорової кінцівки підйом п'яти на протезній кінцівці відбувається раніше. Досягнутий підйом п'яти більший, ніж при звичайній моделі ходи. Це створює піднесення тіла та призводить до більшої сили навантаження на здоровій стороні (приблизно 130% порівняно із середніми 111%), оскільки вага тіла швидше передається на кінцівку.

Під час фази опори енергія, що генерується протезною кінцівкою, зменшується на 50% до енергії, яку генерувала б звичайна кінцівка, це компенсується більшими витратами енергії в м'язах вище кінцівки. До збільшення нестабільності призводить ефект «гойдалки» протеза, а зменшення згинання колінного суглоба на стороні протеза вимагає, щоб м'язи стегна виробляли більше енергії для забезпечення стабільності. Коли тіло переносить вагу під час руху вперед, ця генерація енергії потім передається до м'язів тулуба, щоб створити достатню силу для просування тіла вперед і для компенсації втрати енергії через протез [7].

Внаслідок того, що рух протеза в щиколотці зменшено приблизно до половини здорової кінцівки зменшується діапазон розгинання стегна. Також відбувається збільшення періоду опори на здоровій нозі у порівнянні з протезною.

VI. ВИСНОВКИ

Реабілітація пацієнтів після ампутації нижньої кінцівки має включати в себе виправлення відхилень ходи, адже вони створюють зміну моделі ходи, яка в подальшому може бути причиною дегенеративних змін опорно-рухового апарату. Використовуючи запропоновану систему для визначення розподілу навантажень в динаміці на стопи пацієнта та запропонований функціональний тест

описано особливості ходи у пацієнтів з транстибіальною ампутацією.

До основних складових компонентів системи для зняття навантажень можна віднести: плату Arduino Nano V3.0 AVR ATmega328P, тензорезистивні датчики RXD 1016, акумулятор 17350 3.7V 850mAh. DC-DC конвертер LM2596 та Bluetooth модуль HC-06.

Тест розподілу навантаження в динаміці можна використовувати для оцінки прогресу реабілітації та виявлення можливих відхилень у ході пацієнтів з ампутацією нижньої кінцівки, для оцінки ходи пацієнтів (в тому числі, для оцінки прогресу реабілітації) з будь-якими дегенеративно-дистрофічними захворюваннями опорно-рухового апарату та больовими синдромами в областях тазу, коліна, спини, гомілки та стопи.

Фінансування. Дане дослідження не отримувало зовнішнього фінансування.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

Згода на публікацію. Усі досліджувані особи, що мають відношення до рукопису, дали згоду на публікацію даної роботи.

ORCID ID та внесок авторів.

0000-0001-5216-0071 (A, C, E) Hanna Melyk

0000-0001-6470-6879 (B, D) Yevhen Snitsar

A – Концепція роботи та дизайн, B – Аналіз літературних джерел, C – Написання статті, D – Критичний огляд, E – Остаточне схвалення статті.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Limbs for Life. [З мережі]. Режим доступу: <https://www.limbsforlife.org/ukraine>. [Дата звернення: 15 Березня 2023].
2. R. Gailey, K. Allen, J. Castles та J. Kucharik, «Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use,» J. Rehabil. Res. Dev., pp. 15-30, 2008.
3. C. Ochoa-Diaz та A. Padilha, «Symmetry Analysis of Amputee Gait Based on Body Center of Mass Trajectory and Discrete Fourier Transform,» Sensors, 2020.

4. D. Norvell, J. Czerniecki, G. Reiber та C. Maynard, «The prevalence of knee pain and symptomatic knee osteoarthritis among veteran traumatic amputees and nonamputees,» Arch. Phys. Med. Rehabil, pp. 487-493, 2008.
5. D. Morgenroth, . J. Medverd, . M. Seyedali та J. Czerniecki, «The relationship between knee joint loading rate during walking and degenerative changes on magnetic resonance imaging,» Clin. Biomech., pp. 664-670, 2014.
6. H. Devan, P. Hendrick, D. Ribeiro та L. Hale, «Asymmetrical movements of the lumbopelvic region: Is this a potential mechanism for low back pain in people with lower limb amputation?,» Med Hypotheses , pp. 77-85, 2014.
7. S. Kishner та . M. L. James, «Gait Analysis After Amputation,» 12 Грудень 2018. [З мережі]. Режим доступу: <https://emedicine.medscape.com/article/1237638-overview>. [Дата звернення: 10 Березня 2023].

UDC: 616-71

SYSTEM FOR DETERMINING GAIT CHARACTERISTICS IN PATIENTS WITH TRANSTIBIAL AMPUTATION

Hanna Melnyk

annamelnyk1996@gmail.com

Yevhen Snitsar

snitsarye@gmail.com

National Technical University of Ukraine

"Kyiv Polytechnic Institute named after Igor Sikorsky",
Kyiv, Ukraine

Abstract - rehabilitation of patients after amputation of the lower limb should be based on personalized functional goals, for which the rehabilitator should obtain a complete functional and physical assessment of the patient's condition. After a thorough assessment, individual exercise programs are developed. Understanding the concept of normal gait in patients with amputations, deviations and their causes forms the basis of proper rehabilitation of the patient. The variety of techniques that can be used in rehabilitation requires constant review to ensure that they remain effective, and because not all of them are universal. The rehabilitation program must take into account the amputee's previous level of activity, general health, and potential for improvement. Rehabilitation of patients after amputation of the lower limb should include the correction of gait deviations, because they create a change in the gait pattern, which in the future can be the cause of degenerative changes of the musculoskeletal system. For assessment of rehabilitation outcomes after lower extremity amputation, it is important to have an individualized approach when choosing an appropriate validated outcome measure, as some outcome measures may not provide a specific assessment or may not carry any information for the patient. This article aims to describe a system for determining gait characteristics in patients with transtibial amputation using the proposed test. The proposed evaluation test aims to detect changes in the distribution of loads on the patient's healthy and prosthetic foot after amputation of the lower limb to assess the progress of rehabilitation and identify possible deviations in the patient's gait. The test can also be used to assess the gait of patients with any degenerative-dystrophic diseases of the musculoskeletal system and pain syndromes in the areas of the pelvis, knee, back, lower leg and foot.

Key words: transtibial amputation, distribution of loads on the feet, postural balance, distribution of loads in dynamics, clinical analysis of gait, determination of gait characteristics, determination of gait deviations, load distribution test.