

УДК 617-7

Ігор ХУДЕЦЬКИЙ, д.мед.н., професор,
Ганна МЕЛЬНИК, асистент

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»,
м. Київ, Україна, e-mail: igorkhudetskyu@gmail.com, annamelnyk1996@gmail.com

ПРОБЛЕМИ ВИЗНАЧЕННЯ РОЗПОДІЛУ ВАГИ ТІЛА МІЖ КІНЦІВКАМИ У ПАЦІЄНТІВ З АМПУТАЦІЄЮ НИЖНІХ КІНЦІВОК ТА ШЛЯХИ ЇХ ВИРІШЕННЯ

Анотація. Забезпечення постурального балансу, який є необхідним для виконання повсякденних функцій, є одним з головних завдань на ранніх стадіях реабілітації. У статті проаналізовано попередні роботи по визначенню розподілу ваги тіла між кінцівками та впливу асиметричного розподілу на фізичний стан пацієнта, визначено недоліки систем для отримання даних про розподіл навантажень та запропоновано нові вимоги для отримання більш достовірних та клінічно значущих результатів.

Ключові слова: протезування кінцівок, розподіл ваги, ампутація кінцівок, постуральний баланс, навантаження в динаміці, дегенеративні зміни

Вступ

Розрахунок симетрії розподілу ваги тіла у пацієнтів з ампутуваними кінцівками є цінним інструментом для оцінки функціональних аспектів протезів нижніх кінцівок і того, як це впливає на загальну механіку ходи. Для досягнення найкращого функціонування, нижня ампутувана кінцівка повинна досягти моделі стояння і ходьби, яка наближається до здорової кінцівки. Успіх у цьому буде залежати від ефективного та безболісного перенесення ваги тіла через куксу до приймальної гільзи, а також від оптимального вирівнювання протеза кінцівки. Досягнення рівномірного розподілу ваги тіла між кінцівками під час стояння особливо важливо для літніх людей з ампутаціями внаслідок серцево-судинних захворювань, щоб запобігти шкідливому впливу надмірного навантаження на залишкову кінцівку.

Вплив асиметричного розподілу навантажень на фізичний стан пацієнта

Скелетно-м'язовий дисбаланс або патології часто переростають у вторинні фізичні стани або ускладнення, які можуть вплинути на рухливість і якість життя людей з ампутацією нижньої кінцівки. Використання одного або кількох протезів змушує людей з ампутацією змінювати біомеханіку їх руху. Наприклад, люди з ампутацією нижніх кінцівок часто віддають перевагу і більше навантажують свою здорову нижню кінцівку під час повсякденної діяльності. Це може призвести до дегенеративних змін, таких як остеоартроз колінного та/або тазостегнового суглобів здорової кінцівки. Остеопенія і подальший остеопороз часто виникають внаслідок недостатнього навантаження через довгі кістки нижньої ампутованої кінцівки. Правильна підгонка протеза збільшує ймовірність рівного розподілу зусиль на здорову та протезну кінцівку під час пересування, таким чином зменшуючи ризик остеоартриту [1]. Люди з втратою кінцівок зазвичай скаржаться на біль у спині, який пов'язаний з поганою підгонкою та вирівнюванням протеза, змінами постави, невідповідністю довжини ніг та рівнем ампутації [1–5].

Переважає більшість людей з ампутацією, які використовують протез, ходять принаймні з одним відхиленням ходи в результаті неправильної посадки або вирівнювання протеза, відсутності належної реабілітації, розвитку поганих звичок або компенсації вторинного фізичного обмеження. З часом змінені сили на скелет і м'які тканини інтактної кінцівки можуть призвести до дегенеративних станів [1].

Поширеною компенсацією ходи людей з ампутацією є переміщення здорової кінцівки до середньої лінії при незначному збільшенні зовнішньої ротації нижньої кінцівки. Ця поза в поєднанні зі збільшенням часу стояння на неушкодженій кінцівці може бути використана для

покращення медіальної/бічної стабільності. Деякі автори припускають, що збільшення часу перебування на здоровій кінцівці є спробою захистити м'які тканини залишкової кінцівки, які не придатні для навантаження відразу після ампутації. Незалежно від причини відхилення ходи, люди з ампутацією під час пересування проводять більше часу на здоровій кінцівці, ніж на протезі. Порівняння сил реакції опори показало, що люди з односторонньою ампутацією мають асиметрію сили до 23% залежно від типу протеза, тоді як люди без ампутації мають асиметрію сили < 10% [1, 6]. Збільшення чистих суглобових моментів і вихідної потужності на здоровій кінцівці призводять до механізмів адаптації, які впливають на гомілко-востопний, колінний і тазостегновий суглоб здорової кінцівки. Довготривалий вплив вищих повторюваних сил навантаження призводить до дегенерації опорних суглобів і подальшого болю в суглобах.

Відмінності між протезами стоп також можуть впливати на зусилля, спрямовані на здорову кінцівку. Деякі протези стоп з динамічними властивостями, які генерують імпульс зсуву в задній частині протеза, як правило, зменшують імпульс переднього зсуву на здоровій кінцівці. Цей ефект зменшує результуючу силу реакції опори на неушкодженій бічній п'яті під час початкового контакту та збільшує момент згинання в коліні під час реакції на навантаження [7].

Забезпечення постурального балансу, який є необхідним для виконання повсякденних функцій, є одним з головних завдань на ранніх стадіях реабілітації. Рівновага може бути визначена як здатність відновити центр мас всередині основи опори для підтримки рівноваги тіла. Центр мас є важливим фактором для пацієнтів з ампутуваними нижніми кінцівками, коли порушення рівноваги збільшує ризик падіння.

Для збереження постурального балансу необхідні шість підкомпонентів, включаючи біомеханічні обмеження, стратегії руху, сенсорні стратегії, орієнтацію в просторі, контроль динаміки та когнітивну обробку [8].

Контроль статичної рівноваги служить індикатором балансу динамічного контролю через постуральне коливання. Постуральне коливання можна визначити як відхилення в положенні центру тиску на опорній поверхні. Оскільки вертикальне положення стоячи є складним завданням для людей з ампутуваними кінцівками, для вимірювання положення людини в положенні стоячи використовуються три основні аспекти: зміщення сегментів тіла, м'язову активність і моделі руху центру мас та центру тисків [9]. Найбільш часто вимірюваним параметром є коливання центру тисків. Серед різних методів оцінки центру тисків зазвичай використовується силова пластина, яка включає вимірювання зміщення центру тисків за допомогою датчиків під час положення стоячи.

Аналіз недоліків систем для визначення розподілу ваги тіла між кінцівками

Аналіз літературних джерел включав статті, які були зосереджені на дослідженні рівноваги людей з ампутуваними кінцівками для статичного положення стоячи та в динаміці.

Для оцінки зміни балансу і, таким чином, для оцінки ефективності балансу в основному використовувалася силова пластина або бігова доріжка. Окрім використання однієї силової пластини та бігової доріжки, баланс також можна оцінити шляхом інтеграції бігової доріжки з іншими системами заснованими на технології захвату руху [10–18]. У деяких дослідженнях постуральний баланс оцінювали за допомогою функціональної оцінки, наприклад, за шкалою балансу Берга [17] або тестом сенсорної організації [16].

Сім статей досліджували розподіл навантаження між кінцівками. Серед цих статей чотири дослідження показали, що розподіл ваги на здорову ногу був більшим порівняно з ампутованою ногою [13, 17, 19, 20]. Розподіл навантаження, як правило, був асиметричним серед пацієнтів з ампутованою нижньою кінцівкою. Асиметрія розподілу навантаження для користувачів, які тільки встановили протез, була більшою, ніж у пацієнтів, які вже давно його використовують [21], тоді як здорові особи мали однаковий розподіл навантаження між обома ногами.

Для збереження постурального балансу необхідні шість підкомпонентів, включаючи біомеханічні обмеження, стратегії руху, сенсорні стратегії, орієнтацію в просторі, контроль динаміки та когнітивну обробку [8, 22]. Ходьба на біговій доріжці має на увазі незвичайний сенсорний конфлікт: зір сигналізує про стабільне положення, тоді як пропріоцепція сигналізує про рух вперед, часткове природне вирішення конфлікту забезпечується візуальною ілюзією руху [23]. Підвищена обережність характеризує ходьбу на біговій доріжці, що призводить до деяких компенсаторних адаптацій. Отже, висока специфічність ходьби на біговій доріжці може обмежити навчання адаптаційних здібностей до реальних умов.

Автори усіх опрацьованих статей досліджували постуральний баланс та розподіл навантажень на тіло або в статичному положенні або в динаміці на біговій доріжці. Не знайдено жодної статті про розподіл ваги тіла між кінцівками в динаміці при підйомі та спусканні з пандуса, при підйомі та спусканні на сходах. Крім того, при вільній ходьбі для аналізу розподілу навантаження зазвичай застосовуються системи на основі 4–10 круглих датчиків [24], дані з яких можна порівняти на двох здорових ногах, але у випадку порівняння таких результатів зі здоровою ногою та протезної стопи, дані будуть недостовірні за рахунок фізичних відмінностей та відмінностей в роботі стопи здорової людини та протезної стопи.

Ходьба на біговій доріжці має кілька експериментальних переваг перед ходьбою по землі. Пацієнт може виконувати необмежену кількість кроків в обмеженому просторі, а також задається відомою і стабільною швидкістю, таким чином підвищуючи надійність будь-яких заходів. Ходьба на біговій доріжці пришвидшує експериментальні випробування: велика користь при аналізі пацієнтів або дітей. Проте, довжина бігової доріжки дає очевидне обмеження. Високі швидкості ходьби (скажімо, понад 1,5 м/с) можуть призвести до виходу за межі пояса доріжки у разі довгих кроків та/або якщо середня швидкість пацієнта не відповідає швидкості бігової доріжки [21].

Висновок

Враховуючи все вищесказане, для коректного визначення розподілу ваги тіла між нижніми кінцівками у пацієнтів з ампутацією, необхідно спроектувати та виготовити систему для визначення навантажень яка буде відповідати наступним вимогам:

- дозволить отримувати дані про сумарне навантаження окремо для кожної кінцівки всією поверхнею, на яку діє сила реакції опори, що забезпечить отримання коректних даних зважаючи на те, що протезні стопи та стопа здорової ноги відмінні між собою;
- буде забезпечувати можливість отримувати дані про розподіл ваги тіла на кінцівки під час вільної ходьби, спускання зі сходів, піднімання на сходи, спускання по пандусу, піднімання по пандусу та інші необхідні вправи визначені протоколом дослідження, тобто, система має бути мобільною.

Література

1. Gailey R., Allen K., Castles J. & Kucharik J. “Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use”. *J. Rehabil. Res. Dev.*, pp. 15–30, 2008.
2. Ochoa-Diaz C. & Padilha A. “Symmetry Analysis of Amputee Gait Based on Body Center of Mass Trajectory and Discrete Fourier Transform”. *Sensors*, 2020.
3. Norvell D., Czerniecki J., Reiber G. & Maynard C. “The prevalence of knee pain and symptomatic knee osteoarthritis among veteran traumatic amputees and nonamputees”. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, pp. 487–493, 2008.
4. Morgenroth D., Medverd J., Seyedali M. & Czerniecki J. “The relationship between knee joint loading rate during walking and degenerative changes on magnetic resonance imaging”. *Clin. Biomech.*, pp. 664–670, 2014.
5. Devan H., Hendrick P., Ribeiro D. & Hale L. “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.

6. Engsborg JR, Lee AG, Tedford KG, Harder JA. Normative ground reaction force data for able-bodied and below-knee-amputee children during walking. *J Pediatr Orthop.* 1993 Mar-Apr;13(2):169-73. PMID: 8459005..
7. Lehmann JF, Price R, Boswell-Bessette S, Dralle A, Questad K, deLateur BJ. Comprehensive analysis of energy storing prosthetic feet: Flex Foot and Seattle Foot Versus Standard SACH foot. *Arch Phys Med Rehabil.* 1993 Nov;74(11):1225-31. PMID: 8239969.
8. Horak FB. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing.* 2006 Sep;35 Suppl 2:ii7-ii11. doi: 10.1093/ageing/af1077. PMID: 16926210.
9. Balasubramaniam R. & Wing A.M. “The dynamics of standing balance”. *Trends in Cognitive Sciences*, pp. 531–536, 2002.
10. Aruin A., Nicholas J. & Latash M. “Anticipatory postural adjustments during standing in below-the-knee amputees”. *Clinical Biomechanics*, pp. 52–59, 1997.
11. Buckley J., O’Driscoll D. & Bennett S. “Postural sway and active balance performance in highly active lower-limb amputees”. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, pp. 13–20, 2002.
12. Quai T., Brauer S. & Nitz J. “Somatosensation: circulation and stance balance in elderly dysvascular transtibial amputees”. *Clinical Rehabilitation*, pp. 668–676, 2005.
13. Nadollek H., Brauer S. & Isles R. “Outcomes after trans-tibial amputation: the relationship between quiet stance ability, strength of hip abductor muscles and gait”. *Physiotherapy Research International*, pp. 203–214, 2002.
14. Andrysek J., Klejman S., Steinnagel B. & Torres-Moreno R. “Preliminary evaluation of a commercially available videogame system as an adjunct therapeutic intervention for improving balance among children and adolescents with lower limb amputations”. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, pp. 358–366, 2012.
15. Curtze C., Hof A., Postema K. & Otten B. “The relative contributions of the prosthetic and sound limb to balance control in unilateral transtibial amputees”. *Gait Posture*, pp. 276–281, 2012.
16. Barnett C., Vanicek N. & Polman R. “Postural responses during volitional and perturbed dynamic balance tasks in new lower limb amputees: a longitudinal study”. *Gait Posture*, pp. 319–325, 2012.
17. C. Duclos, R. Roll, A. Kavounoudias & J. Mongeau, «Postural changes after sustained neck muscle contraction in persons with a lower leg amputation,» *Journal of Electromyography and Kinesiology*, pp. 214–222, 2009.
18. Henaó S.C., Orozco C. & Ramírez J. “Influence of Gait Cycle Loads on Stress Distribution at The Residual Limb/Socket Interface of Transfemoral Amputees: A Finite Element Analysis”. *Scientific Reports*, 2020.
19. Nederhand M., Asseldonk E. Van, Kooij H. & Rietman H. “Dynamic balance control (DBC) in lower leg amputee subjects; contribution of the regulatory activity of the prosthesis side”. *Clinical Biomechanics*, pp. 40–45, 2012.
20. Hlavackova P., Franco C., Diot B. & Vuillerme N. “Contribution of each leg to the control of unperturbed bipedal stance in lower limb amputees: new insights using entropy”. *PLoS ONE*, p. e19661, 2011.
21. Ku PX, Abu Osman NA, Wan Abas WA. Balance control in lower extremity amputees during quiet standing: a systematic review. *Gait Posture.* 2014 Feb;39(2):672-82. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.07.006. Epub 2013 Dec 9. PMID: 24331296.
22. Tesio L. & Rota V. “The Motion of Body Center of Mass During Walking: A Review Oriented to Clinical Applications”. *Front. Neurol.*, 2019.
23. Yabe Y. & Taga G. “Treadmill locomotion captures visual perception of apparent motion”. *Exp. Brain Res.*, pp. 487–494, 2008.
24. Chen L., Feng Y., Chen B., Wang Q. & Wei K. “Improving postural stability among people with lower-limb amputations by tactile sensory substitution”. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2021.