

УДК [612.76:617.3]:[615.8:796.012]
DOI <https://doi.org/10.32782/pub.health.2025.2.4>

Бойко Валентина Іванівна,
кандидат біологічних наук, доцент,
доцент кафедри фізичної терапії, ерготерапії та фізичного виховання
Тернопільського національного медичного університету
імені І. Я. Горбачевського Міністерства охорони здоров'я України
ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-6906-2494>
SCOPUS: 57426832500

Попович Дарія Володимирівна,
доктор медичних наук, професор,
завідувач кафедри фізичної терапії, ерготерапії та фізичного виховання
Тернопільського національного медичного університету
імені І. Я. Горбачевського Міністерства охорони здоров'я України
ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-5142-2057>
SCOPUS: 56044870700

Гавриленко Андрій Васильович,
асистент кафедри фізичної терапії, ерготерапії та фізичного виховання
Тернопільського національного медичного університету
імені І. Я. Горбачевського Міністерства охорони здоров'я України
ORCID: <https://orcid.org/0009-0006-2296-8858>
SCOPUS: 59390374500

Гевко Уляна Петрівна,
кандидат медичних наук,
асистент кафедри фізичної терапії, ерготерапії та фізичного виховання
Тернопільського національного медичного університету
імені І. Я. Горбачевського Міністерства охорони здоров'я України
ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-5265-2842>
SCOPUS: 57221292190

Коваль Наталія Андріївна,
здобувач другого (магістерського) рівня вищої освіти
Тернопільського національного медичного університету
імені І. Я. Горбачевського Міністерства охорони здоров'я України

БІОМЕХАНІЧНИЙ АНАЛІЗ ХОДИ ТА М'ЯЗОВЕ ТЕСТУВАННЯ В КОНТЕКСТІ КІНЕЗІОЛОГІЇ: НАУКОВО-ДОКАЗОВИЙ ПІДХІД І ПРАКТИЧНЕ ЗАСТОСУВАННЯ

Актуальність. У статті проведено огляд сучасних підходів до біомеханічного аналізу ходи та м'язового тестування в кінезіології. Розглянуто технологічні інструменти, що використовуються для оцінки рухових функцій, описано можливості їх практичного застосування у спорті, реабілітації та профілактиці травм. Наголошено на важливості інтеграції цих методів у комплексну оцінку функціонального стану пацієнтів. **Метою роботи** є систематизація сучасних наукових даних і практичних підходів до використання біомеханічного аналізу ходи та м'язового тестування в рамках кінезіологічної практики. **Матеріали та методи.** Для написання оглядової статті були проаналізовані наукові джерела, які представлені у Scopus (ScienceDirect). Основну увагу зосереджено на методах відеоаналізу ходи, технологіях поверхневої електроміографії (sEMG), методиках мануального м'язового тестування. **Результати дослідження.** Центр мас (ЦМ) тіла – це точка, у якій зосереджена вага всього тіла й навколо якої відбувається його рівновага у просторі. У біомеханіці він є ключовим показником, що відображає функціональний стан опорно-рухового апарату й ефективність компенсаторних механізмів під час руху. За нормальних умов ЦМ у спокої розташовується на рівні другого крижового хребця (S2) в сагітальній площині та приблизно на середині між передніми верхніми остями клубових кісток у фронтальній площині. У статичному положенні тіла зміщення ЦМ мінімальне й контролюване механізмами постуральної стабільності. Під час ходи

або інших динамічних дій ЦМ здійснює складну траєкторію руху в трьох площинах, забезпечуючи ефективність і збереження енергії руху. У пацієнтів із порушеннями опорно-рухового апарату, зокрема після ампутацій, ортопедичних уражень або неврологічних захворювань, спостерігається зміщення ЦМ як у фронтальній, так і в сагітальній площинах. Таке зміщення часто є наслідком асиметрії навантаження на кінцівки, зміни м'язового тону, больового синдрому або структурних деформацій. У разі використання протезів або ортезів зміна положення ЦМ може бути як компенсаторною, так і патологічною – залежно від якості ортопедичного виробу та ступеня адаптації пацієнта. Точна оцінка положення й динаміки ЦМ має важливе значення для планування реабілітаційних заходів, підбору протезно-ортопедичних засобів, а також контролю ефективності лікування. Сучасні методи дослідження, зокрема тривимірний кінематичний аналіз і платформи для вимірювання реакції опори, дають можливість об'єктивно визначити зміни положення ЦМ у просторі під час виконання функціональних завдань. **Висновки.** Огляд показав, що біомеханічний аналіз ходи та м'язове тестування є взаємодоповнювальними інструментами в кінезіології. Їхнє використання дає змогу ефективно оцінювати функціональний стан рухового апарату, розробляти індивідуальні стратегії втручання та підвищувати якість відновлення після травм. Інтеграція цих методів у повсякденну практику спеціалістів із рухової терапії є обґрунтованим кроком до покращення результатів лікування.

Ключові слова: біомеханіка, кінезіологія, аналіз ходи, м'язове тестування, науково-доказовий підхід, руховий контроль, діагностика.

Boiko V. I., Popovych D. V., Havrylenko A. V., Hevko U. P., Koval N. A. Biomechanical gait analysis and muscle testing in the context of kinesiology: scientific and evidence-based approach and practical application

Topicality. The article reviews modern approaches to biomechanical gait analysis and muscle testing in kinesiology. The technological tools used to assess motor functions are considered, the possibilities of their practical application in sports, rehabilitation and injury prevention are described. The importance of integrating these methods into a comprehensive assessment of the functional status of patients is emphasized. **The goal of the work** is study is to systematize modern scientific data and practical approaches to the use of biomechanical gait analysis and muscle testing in kinesiological practice. **Materials and methods.** For the preparation of this review article, scientific sources indexed in Scopus (ScienceDirect) were analyzed. The main focus was placed on gait video analysis methods, surface electromyography (sEMG) technologies, and manual muscle testing techniques. **Research results.** The center of mass (COM) of the body is the point at which the weight of the whole body is concentrated and around which its balance in space occurs. In biomechanics, it is a key indicator that reflects the functional state of the musculoskeletal system and the effectiveness of compensatory mechanisms during movement. Under normal conditions, the CM at rest is located at the level of the second sacral vertebra (S2) in the sagittal plane and approximately midway between the anterior upper iliac crests in the frontal plane. In a static body position, the displacement of the CM is minimal and is controlled by postural stability mechanisms. During gait or other dynamic actions, the CM performs a complex trajectory in three planes, ensuring efficiency and conservation of movement energy. In patients with musculoskeletal disorders, in particular after amputations, orthopedic lesions, or neurological diseases, there is a displacement of the CM in both the frontal and sagittal planes. This displacement is often the result of asymmetry of the load on the limbs, changes in muscle tone, pain, or structural deformities. In the case of prostheses or orthoses, the change in the position of the CM can be either compensatory or pathological, depending on the quality of the orthopedic device and the degree of patient adaptation. An accurate assessment of the position and dynamics of the CM is important for planning rehabilitation measures, selecting prosthetic and orthopedic devices, and monitoring the effectiveness of treatment. Modern research methods, such as three-dimensional kinematic analysis and platforms for measuring the reaction of support, allow us to objectively determine changes in the position of the CM in space during the performance of functional tasks. **Conclusions.** The review showed that biomechanical gait analysis and muscle testing are complementary tools in kinesiology. Their use allows for effective assessment of the functional state of the musculoskeletal system, development of individualized intervention strategies, and improvement of the quality of recovery from injuries. Integrating these methods into the daily practice of movement therapy specialists is a reasonable step towards improving treatment outcomes.

Key words: biomechanics, kinesiology, gait analysis, muscle testing, scientific and evidence-based approach, motor control, diagnostics.

Вступ. Біомеханічний аналіз дає змогу оцінити кінематику й кінетику рухів, індивідуалізувати програми фізичної терапії та контролювати динаміку відновлення. Він охоплює дослідження механічних характеристик рухів, включно із силою, моментами та їхньою взаємодією із частинами тіла. Сучасні технології, зокрема тривимірний аналіз і платформи тиску, дають можливість точно вивчати параметри ходи, фіксувати фазу опори та розподіл навантаження. Це дає змогу

коригувати техніку ходи та своєчасно виявляти ризики травм. Для протезистів такі дані важливі для оцінки ефективності протезів, їхнього налаштування та покращення конструкції. Доповнення біомеханічного аналізу мануальним м'язовим тестуванням і поверхневою електроміографією (sEMG) забезпечує об'єктивну оцінку сили, симетрії та тону м'язів. Комплексне застосування цих методів дає змогу фізичним терапевтам і протезистам точно контролювати реабілітацію

та коригувати втручання для досягнення оптимального результату. Біомеханічний аналіз ходи є актуальним інструментом у кінезіології для точної оцінки функціонального стану пацієнтів із порушеннями опорно-рухового апарату. Його застосування надає можливість розробляти ефективні кінезіологічні стратегії реабілітації та оптимізувати результати протезування й ортезування.

Мета та завдання. Метою є систематизація сучасних наукових даних і практичних підходів до використання біомеханічного аналізу ходи та м'язового тестування в рамках кінезіологічної практики.

Завдання оглядової статті: проаналізувати сучасний стан наукової літератури щодо застосування біомеханічного аналізу ходи; розглянути можливості й обмеження використання м'язового тестування (мануального та інструментального, зокрема sEMG) у функціональній діагностиці, кінезіології. Окреслити значення біомеханічного аналізу та м'язового тестування для протезистів та ортезистів у процесі розробки, налаштування й оцінки ефективності протезно-ортопедичних виробів. Систематизувати науково-доказові дані щодо ефективності використання біомеханічного аналізу та м'язового тестування в реабілітації пацієнтів з різними нозологіями.

Методи дослідження. Для написання оглядової статті були проаналізовані наукові джерела, які представлені у Scopus (ScienceDirect). Основну увагу зосереджено на методах відеоаналізу ходи, технологіях поверхневої електроміографії (sEMG), методиках мануального м'язового тестування.

Результати дослідження. У кінезіології біомеханічний аналіз ходи та м'язове тестування є ключовими науково-доказово обґрунтованими інструментами функціональної діагностики. Зокрема, поєднання мануального тестування з поверхневою електроміографією (sEMG) дає змогу об'єктивно оцінити силу, симетрію та тонус м'язів. Наукові дані підтверджують, що персоналізація реабілітації на основі цих оцінок значно підвищує її ефективність. Для протезистів та ортезистів використання сучасних методів 3D-аналізу руху та платформних динамометрів дає змогу оцінити ефективність протезно-ортопедичних виробів, оптимізувати їх конструкцію і налаштування для забезпечення фізіологічної, енергоефективної ходи. Поєднання біомеханічного аналізу та м'язового тестування також дає можливість формувати індивідуальні рухові профілі пацієнтів та розробляти цілеспрямовані реабілітаційні втручання [1; 2; 3].

Біомеханічний аналіз ходи та м'язове тестування в контексті кінезіології є ключовими інструментами для оцінки рухової функції людини та розробки ефективних реабілітаційних стратегій. Сучасні підходи в цій галузі активно використовують міждисциплінарні знання та передові технології для глибшого розуміння механізмів руху. Муасан Г., Робб К., Мейнвіль К. та Бланшетт В. (2022) [2], а також Мартінес Р., Ассіла Н., Губо Е. та Бегон М. (2020) [3] підкреслюють, що біомеханіка людини – це прикладна наука, що досліджує статичні та динамічні функції тіла, інтегруючи знання з механіки, анатомії, фізіології та математики. Вона широко застосовується в медицині, фізичній терапії, протезуванні та інженерії. Біомеханічний аналіз ходи дає змогу об'єктивно оцінити кінематичні й кінетичні параметри руху, виявляючи відхилення та компенсаторні механізми. М'язове тестування доповнює цей підхід, надаючи інформацію про силу, витривалість і функціональний стан м'язів. Поєднання обох методів забезпечує комплексне розуміння рухових порушень і є основою для створення індивідуальних реабілітаційних програм, спрямованих на відновлення рухової функції та покращення якості життя пацієнтів.

У контексті кінезіології фізична терапія, спрямована на відновлення втрачених функцій організму, базується на глибокому розумінні будови ОРА та біомеханічних принципів виконання рухів (Чжан Л. та співавт., 2024 [5]). З біомеханічного погляду кожна людина є унікальною, і навіть у межах одного індивіда жоден крок не є абсолютно ідентичним. Водночас існують типові закономірності, які дають змогу відрізнити нормальну рухову функцію від патологічної. У сфері протезування біомеханічний аналіз ходи виступає важливим діагностичним інструментом, що дає змогу оцінити ефективність використання протеза, а також виявити компенсаторні механізми, які виникають під час адаптації до нього. Завдяки ретельному вивченню кінематичних і кінетичних параметрів, як-от довжина кроку, час опори, розподіл навантаження та рухи в суглобах, фахівці можуть точно визначити необхідні характеристики протеза. Це дає можливість не лише максимально наблизити ходу пацієнта до фізіологічної, а й зменшити енерговитрати та мінімізувати ризик розвитку вторинних ускладнень [3; 5].

У ширшому контексті кінезіології м'язове тестування є фундаментальним методом оцінки функціонального стану м'язової системи. Визначення сили, симетрії, витривалості та тонуусу окремих м'язів або м'язових груп допомагає виявити

слабкі ланки, дисбаланси й патологічні зміни, що можуть впливати на якість рухів, включно із ходьбою. Поєднання біомеханічного аналізу ходи з даними м'язового тестування надає комплексну картину рухових можливостей та обмежень пацієнта. Це є критично важливим для розробки індивідуалізованих програм фізичної терапії, спрямованих на відновлення оптимальної рухової функції, покращення балансу, координації та запобігання травмам як у людей із здоровими кінцівками, так і в осіб, які використовують протези. Сучасні технології, як-от 3D-аналіз руху та sEMG, значно підвищують об'єктивність та інформативність цих методів дослідження [1; 3; 5].

Аналіз наукової літератури в базі даних Scopus (ScienceDirect) показує, що в спеціалізованій біомеханіці для оцінки пропорцій тіла використовується поняття антропометричної норми. Ця норма враховує довжину окремих частин тіла, тулуба та кінцівок, а також співвідношення поперечних і передньо-задніх розмірів, які формують загальний вигляд тіла та залежать від будови скелета. У контексті фізичної терапії, протезування й ортезування антропометрична норма визначає залежність між лінійними розмірами сегментів тіла та зростом людини. Для розрахунків використовується умовна одиниця – «парс» (П), що становить 1/56 від зросту людини. У парсах вимірюють довжину та ширину всіх сегментів тіла. Ці показники є особливо зручними у випадках ампутації. Наприклад, для визначення довжини гомілки після двобічної ампутації нижніх кінцівок, знаючи довжину передпліччя з витягнутою кистю (припустимо, 44 см, що дорівнює 14 П), можна розрахувати довжину гомілки (17 П) як $44 : 14 \times 17 = 53$ см, а довжину стопи (8 П) як $44 : 14 \times 8 = 25$ см [3; 4; 6]. Основною функцією нижніх кінцівок є забезпечення опори (стояче положення) та руху (локомоції), зокрема ходьби та бігу. На відміну від верхніх кінцівок, функціонування нижніх кінцівок значною мірою залежить від розташування загального центру мас (ЗЦМ) тіла. Для точнішого аналізу рекомендується визначати проєкцію ЗЦМ у трьох анатомічних площинах: фронтальній, сагітальній та поперечній [3; 5; 6].

Важливо зазначити, що в сагітальній площині ЗЦМ не обов'язково розташований посередині, зокрема через те, що права частина тіла зазвичай важча за ліву приблизно на 500 г унаслідок більших розмірів печінки та краще розвиненої мускулатури. ЗЦМ має велике значення для аналізу механіки рухів, оскільки його положення впливає на рівновагу та стійкість тіла, а також використовується як критерій оцінки статури людини [3; 4; 6].

Висота розміщення центру мас є індивідуальною і залежить від статі, віку, ступеня розвитку м'язової та жирової тканини, а також маси скелета. Можливі навіть добові коливання висоти ЗЦМ, пов'язані з фізичним навантаженням і деформаціями суглобів. У жінок у вертикальному положенні ЗЦМ розташований нижче, ніж у чоловіків. У чоловіків він зазвичай перебуває на рівні передньо-нижнього краю тіла п'ятого поперекового хребця (з індивідуальними відхиленнями від третього поперекового до п'ятого крижового хребця), а у жінок – на рівні першого крижового хребця (з можливими варіаціями від п'ятого поперекового до першого куприкового хребця). У фронтальній площині ЗЦМ трохи зміщений вправо – у середньому на 2,6 мм у чоловіків і на 1,3 мм у жінок, що свідчить про дещо більше навантаження на праву ногу. Маса тіла людини є важливою інерційною характеристикою [3; 4; 6].

Каллістер Р. та співавт. (2021) [7], Вейкілінг Дж. М., Фебрер-Нафрія М. та Де Грут Ф. (2023) [3], а також інші дослідники в галузі біомеханіки наголошують на важливості аналізу положення центру ваги тіла, його проєкції на площину опори та просторових взаємозв'язків між вектором сили тяжіння й окремими суглобами. У біомеханічних схемах загальний центр мас тіла зазвичай позначається кружечком із крапкою всередині, розташованим у ділянці таза. Центр ваги голови зображується у верхній частині тіла, а центр ваги кисті – у її дистальній частині. Поперечні осі суглобів верхніх і нижніх кінцівок, а також атлanto-потиличного суглоба схематично представляються чорними крапками. Маючи інформацію про розташування центрів ваги двох суміжних частин тіла (наприклад, плеча та передпліччя або стегна й гомілки), можна математично визначити їхній спільний центр ваги. Цей центр лежатиме на прямій лінії, що з'єднує центри ваги обох сегментів, і ділитиме цю лінію у співвідношенні, обернено пропорційному до маси кожного з них. За цим же принципом розраховується загальний центр мас для складніших систем, включно з усім людським тілом [3; 7].

Рух людини у просторі суттєво визначається положенням її загального центру мас. Кожна окрема частина тіла має власний центр ваги, а їхнє сукупне розташування формує загальний центр мас тіла. Для підтримання рівноваги вертикальна лінія, що проходить через загальний центр мас, повинна проєктуватися в межах площини опори [3; 7; 8]. У дослідженні Брoган С. П. та співавт. (2025) [8] акцентується увага на тому, що центр мас людини завжди розташовується над тими частинами ОРА, які беруть участь у русі. Людське

тіло використовує три основні біомеханічні механізми для підтримки рівноваги. Втрата хоча б одного з них ускладнює інтуїтивне підтримання рівноваги, що є особливо важливим фактором для пацієнтів з ампутаціями чи деформаціями [2; 6; 8]: постійна м'язова активність (тонус) потрібна для збереження ротаційної рівноваги. На біомеханічних схемах це часто ілюструється як пружини, що перебувають у рівновазі та протидіють ротації; правильне розташування осей ротації суглобів дає змогу рухатися лише в одному передбаченому напрямку, забезпечуючи стабільність в інших площинах; запобігання ротації в одному напрямку досягається завдяки механізму позитивного блокування в суглобах.

Для пацієнтів з ампутацією на рівні стегна відсутність суглобових зчленувань стопи, гомілковостопного та колінного суглобів, а також їхнього м'язового контролю є критичним фактором. У таких випадках надійність механічних зчленувань протеза може бути забезпечена лише через компенсацію втрачених біологічних механізмів. Стійкість тіла визначається площею опори, висотою розташування центру мас і місцем проходження вертикальної лінії, що опускається із центру мас до площини опори. Загалом чим більша площа опори і чим нижче розташований центр мас, тим вища стійкість тіла [2; 6; 8].

У контексті кінезіології, крім аналізу центру мас і механізмів підтримки рівноваги, важливу роль відіграє м'язове тестування. Оцінка сили, витривалості й координації м'язів, особливо м'язів тулуба та проксимальних відділів кінцівок, є необхідною для розуміння здатності пацієнта компенсувати втрачені сегменти або деформації та підтримувати стабільність. Сучасні підходи до м'язового тестування, включно з мануальним тестуванням та інструментальними методами, як-от динамометрія, дають змогу кількісно оцінити м'язову функцію та розробити цілеспрямовані вправи для її покращення, що безпосередньо впливає на здатність підтримувати рівновагу й ефективно використовувати протези чи ортези. Рухова функція є унікальною фізіологічною функцією організму, що забезпечує активну взаємодію людини з навколишнім середовищем, подолання його опору та адаптацію до зовнішніх умов. Рухи людини підпорядковуються законам механіки, людське тіло розглядається як система рухомо з'єднаних частин із певними розмірами, масою та моментами інерції, що управляються м'язовими рушіями [3; 10; 11].

У роботах Флоркевич Е. М. та співавт. (2025) [9], Шеху С. У. та співавт. (2025) [10], а також інших фахівців підкреслюється, що ходьба

є найбільш природною формою локомоції для людини. На відміну від бігу, де періоди двоопорного стану чергуються з фазою польоту, під час ходьби завжди зберігається контакт з опорною поверхнею. Ходьба являє собою складний циклічний рух, основним елементом якого є крок. Переміщення тіла в просторі під час ходьби відбувається завдяки взаємодії внутрішніх сил (скорочення м'язів) і зовнішніх сил (маса тіла, опір опорної поверхні тощо). Кожен крок, виконуваний правою та лівою ногою, має періоди опори та переносу. Характерною особливістю всіх видів ходьби порівняно з бігом чи стрибками є постійний контакт однієї (період одиночної опори) або обох ніг (період подвійної опори) з опорою.

У кінезіології м'язове тестування поряд із біомеханічним аналізом ходи відіграє ключову роль в оцінці рухових можливостей людини. Оцінка сили, витривалості, тону та симетрії м'язів дає змогу виявити слабкість, дисбаланс або патологічні зміни, що можуть бути причиною порушень ходи. Це створює підґрунтя для розробки індивідуалізованих програм фізичної терапії, спрямованих на оптимізацію м'язової функції та покращення ефективності й безпеки пересування. Сучасні методи тестування – як мануальні, так і інструментальні (sEMG, динамометрія) – забезпечують об'єктивну оцінку стану м'язової системи та є невід'ємною частиною комплексного аналізу рухової функції. Аналіз функціональної організації кроку в сагітальній площині, що охоплює кінематику, кінетику й активність м'язів нижньої кінцівки, поділяється на три основні етапи подвійного кроку [3; 11; 12]: фаза перекату – від моменту контакту п'ятки з опорною поверхнею до фази повного контакту стопи; фаза опори – від фази повного контакту стопи до моменту відриву носка від опорної поверхні; фаза переносу – період, коли нога відірвана від опорної поверхні та рухається вперед для здійснення наступного кроку. У межах цих етапів детально описуються рухи в гомілковостопному, колінному та тазостегновому суглобах. Науково-доказовий підхід до вивчення біомеханічних аспектів ОРА суттєво підвищує ефективність реабілітаційних втручань, сприяючи покращенню функціональних показників та якості життя пацієнтів. Застосування сучасних технологій, як-от 3D-аналіз руху та цифрова інструментальна діагностика, забезпечує об'єктивну оцінку стану ОРА та результативності реабілітаційних заходів. Важливим елементом для зниження ризику травм і пришвидшення відновлення є індивідуалізація реабілітаційних програм на основі біомеханічних параметрів [5; 8; 13].

Застосування науково-доказового підходу в кінезіології дає змогу покращити якість життя пацієнтів із руховими порушеннями шляхом розробки ефективних методів лікування та реабілітації, заснованих на глибокому розумінні біомеханіки руху. Біомеханіка людини, як наука, що досліджує рухи та статику тіла, слугує основою для розробки ефективних методів лікування, фізичної терапії, ортезування та протезування. Індивідуальні біомеханічні особливості, зокрема симетрія тіла, параметри руху й антропометричні дані, є визначальними для успішної реабілітації. Аналіз ходьби підкреслює роль загального центру мас у підтриманні рівноваги, яка забезпечується трьома основними біомеханічними механізмами. Порушення цих механізмів, особливо в пацієнтів з ампутаціями або деформаціями, ускладнює стабільність і потребує корекції. У кінезіології важливим доповненням до аналізу фаз ходи є м'язове тестування, яке дає змогу виявити дисфункції м'язів нижніх кінцівок, що впливають на безпечність і ефективність рухів. Отримані дані слугують основою для створення цілеспрямованих вправ, спрямованих на відновлення м'язового балансу й покращення рухової функції, що підвищує ефективність реабілітації та адаптації пацієнтів [1; 10; 12].

Перспективи подальших досліджень у цій галузі стосуються інтеграції новітніх технологій, розширення клінічного застосування, поглиблення персоналізованих підходів до реабілітації, мультимодального аналізу, застосування для профілактики травматизму та оптимізації протезування й ортезування. Подальший розвиток цих напрямів сприятиме вдосконаленню клінічної практики та покращенню якості життя пацієнтів з різноманітними руховими розладами.

Висновки. Біомеханічний аналіз ходи та м'язове тестування є взаємодоповнювальними методами в кінезіології, що забезпечують комплексну оцінку функціонального стану опорно-рухового апарату, дають можливість розробляти індивідуалізовані програми втручання та підвищують ефективність реабілітації. У поєднанні з електроміографією м'язове тестування стає основою функціональної діагностики, забезпечуючи кількісну оцінку сили, симетрії та тону м'язів. Ці інструменти особливо цінні для протезистів і ортезистів, оскільки дають змогу оптимізувати конструкцію та налаштування виробів, а також об'єктивно відстежувати прогрес відновлення пацієнтів із травмами або ампутаціями.

ЛІТЕРАТУРА:

1. Blana D., Kyriacou Th., Lambrecht J.M., Chadwick E.K. Feasibility of using combined EMG and kinematic signals for prosthesis control: A simulation study using a virtual reality environment. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2016. Vol. 29. P. 21–27. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.03.003>
2. Moisan G., Robb K., Mainville C., Blanchette V. Effects of foot orthoses on the biomechanics of the lower extremities in adults with and without musculoskeletal disorders during functional tasks: A systematic review. *Clinical Biomechanics*. 2022. Vol. 95. P. 105641. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2021.105641>
3. Bogey R.A., Gitter A.J., Barnes L.A. Determination of ankle muscle power in normal gait using an EMG-to-force processing approach. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2010. Vol. 20. №. 1. P. 46–54. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.03.004>
4. Martinez R., Assila N., Goubault E., Begon M. Sex differences in upper limb musculoskeletal biomechanics during a lifting task. *Applied Ergonomics*. 2020. Vol. 86. P. 103106. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2020.103106>
5. Zhang L., Ma R., Li H., Wan X., Xu P., Zhu A., Wei P. Comparison of knee biomechanical characteristics during gait between patients with knee osteoarthritis and healthy individuals. *Heliyon*. 2024. Vol. 10. №. 17. P. e36931. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2024.e36931>
6. Payen É., Acien M., Isabelle P.-L., Turcot K., Begon M., Abboud J., Moisan G. Impact of different foot orthoses on gait biomechanics in individuals with chronic metatarsalgia. *Gait & Posture*. 2025. Vol. 118. P. 17–24. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2024.12.008>
7. Callister R., Chuter V., Hawes M., Hawke F., Peterson B., Sadler S., Spink M. Biomechanical and musculoskeletal measures as risk factors for running-related injury in non-elite runners: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2021. Vol. 24. №. 1. P. S42. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2020.12.115>
8. Brogan S.P., Evans D.W., Howe L., McManus C., Mei Q., Liew B.X.W. The relationship between fear of movement and ankle biomechanical strategies in a 180° change of direction task. *Gait & Posture*. 2025. Vol. 118. P. 39–44. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2024.12.010>
9. Florkiewicz E.M., East K.H., Crowell M.S., Weart A.N., Freisinger G.M., Goss D.L. The effects of telehealth running gait retraining on biomechanics, pain, and function in patients with lower extremity injuries: A randomized clinical trial. *Clinical Biomechanics*. 2025. Vol. 121. P. 106381. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2024.106381>
10. Shehu S.U., Yilmaz A.E., Örsçelik A., Kocahan T., Akinoglu B. Comparison of balance performance, gait, foot function, lower extremity biomechanical alignment and muscle strength in individuals with unilateral and bilateral plantar fasciitis. *Gait & Posture*. 2025. Vol. 119. P. 143–149. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2024.12.012>
11. Kawabata R., Yokoyama M., Matsumoto Y., Kubota K., Kosuge S., Sunaga Y., Kanemura N. Lower limb biomechanics and control of center of mass during turning phases in daily gait. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2025. Vol. 80. P. 102959. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2024.102959>

12. Johnson R.T., Umberger B.R. Biomechanical mechanisms for modulating stride frequency in walking. *Journal of Biomechanics*. 2025. Vol. 181. P. 112549. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2024.112549>
13. Zhang Y., Tao C., Wang H., Fan Y. Biomechanical effects of human-mobility aid interaction: A narrative review. *Gait & Posture*. 2025. Vol. 118. P. 1–12. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2024.12.001>

REFERENCES:

1. Blana, D., Kyriacou, T., Lambrecht, J.M., & Chadwick, E.K. (2016). Feasibility of using combined EMG and kinematic signals for prosthesis control: A simulation study using a virtual reality environment. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 29, 21–27. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.03.003> [in English].
2. Moisan, G., Robb, K., Mainville, C., & Blanchette, V. (2022). Effects of foot orthoses on the biomechanics of the lower extremities in adults with and without musculoskeletal disorders during functional tasks: A systematic review. *Clinical Biomechanics*, 95, 105641. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2021.105641> [in English].
3. Bogey, R.A., Gitter, A.J., & Barnes, L.A. (2010). Determination of ankle muscle power in normal gait using an EMG-to-force processing approach. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20 (1), 46–54. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.03.004> [in English].
4. Martinez, R., Assila, N., Goubault, E., & Begon, M. (2020). Sex differences in upper limb musculoskeletal biomechanics during a lifting task. *Applied Ergonomics*, 86, 103106. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2020.103106> [in English].
5. Zhang, L., Ma, R., Li, H., Wan, X., Xu, P., Zhu, A., & Wei, P. (2024). Comparison of knee biomechanical characteristics during gait between patients with knee osteoarthritis and healthy individuals. *Heliyon*, 10 (17), e36931. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2024.e36931> [in English].
6. Payen, É., Acien, M., Isabelle, P.-L., Turcot, K., Begon, M., Abboud, J., & Moisan, G. (2025). Impact of different foot orthoses on gait biomechanics in individuals with chronic metatarsalgia. *Gait & Posture*, 118, 17–24. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2024.12.008> [in English].
7. Callister, R., Chuter, V., Hawes, M., Hawke, F., Peterson, B., Sadler, S., & Spink, M. (2021). Biomechanical and musculoskeletal measures as risk factors for running-related injury in non-elite runners: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 24 (1), S42. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2020.12.115> [in English].
8. Brogan, S.P., Evans, D.W., Howe, L., McManus, C., Mei, Q., & Liew, B.X.W. (2025). The relationship between fear of movement and ankle biomechanical strategies in a 180° change of direction task. *Gait & Posture*, 118, 39–44. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2024.12.010> [in English].
9. Florkiewicz, E.M., East, K.H., Crowell, M.S., Weart, A.N., Freisinger, G.M., & Goss, D.L. (2025). The effects of telehealth running gait retraining on biomechanics, pain, and function in patients with lower extremity injuries: A randomized clinical trial. *Clinical Biomechanics*, 121, 106381. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2024.106381> [in English].
10. Shehu, S.U., Yilmaz, A.E., Örsçelik, A., Kocahan, T., & Akinoglu, B. (2025). Comparison of balance performance, gait, foot function, lower extremity biomechanical alignment and muscle strength in individuals with unilateral and bilateral plantar fasciitis. *Gait & Posture*, 119, 143–149. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2024.12.012> [in English].
11. Kawabata, R., Yokoyama, M., Matsumoto, Y., Kubota, K., Kosuge, S., Sunaga, Y., & Kanemura, N. (2025). Lower limb biomechanics and control of center of mass during turning phases in daily gait. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 80, 102959. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2024.102959> [in English].
12. Johnson, R.T., & Umberger, B.R. (2025). Biomechanical mechanisms for modulating stride frequency in walking. *Journal of Biomechanics*, 181, 112549. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2024.112549> [in English].
13. Zhang, Y., Tao, C., Wang, H., & Fan, Y. (2025). Biomechanical effects of human-mobility aid interaction: A narrative review. *Gait & Posture*, 118, 1–12. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2024.12.001> [in English].



Отримано: 18.06.2025
Рекомендовано: 14.08.2025
Опубліковано: 29.12.2025