

ВИЗНАЧЕННЯ РОЗПОДІЛУ ВАГИ ТІЛА ПАЦІЄНТА НА СТОПИ В ДИНАМІЦІ. ТЕОРЕТИЧНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ

Мельник Г. В., асист. кафедри
annamelnyk1996@gmail.com

Худецький І. Ю., д.мед.н., проф.
igorkhudetskyu@gmail.com

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

Реферат – в останні роки кількість захворювань, травм і патологій опорно-рухового апарату неухильно зростає, що істотно впливає на якість життя. Аналіз ходи людини є предметом багатьох наукових досліджень та інструментом для кількісної оцінки порушень ходи, що забезпечує функціональну діагностику, оцінку тяжкості травми, моніторинг та прогнозування прогресу реабілітації пацієнта. Різноманітні захворювання та травми опорних органів часто супроводжуються серйозними функціональними порушеннями опорно-рухового апарату, зниженням м'язової сили та тонусу, втратою здатності до нормальних рухів, що в кінцевому підсумку призводить до втрати працездатності та подальшої інвалідності. Для об'єктивної оцінки впливу розподілу навантаження на локомоцію необхідний клінічний аналіз руху та постурологічне дослідження (дослідження положення тіла). У сучасній біомедичній інженерії досить перспективним напрямком є клінічний аналіз рухової активності – дослідження різних патологій ходи та основної стійки за допомогою методів біомеханіки. Методологія правильного проведення клінічного аналізу та його інтерпретація мають першочергове значення при дослідженні ходи пацієнта. Ця стаття має на меті оглянути періоди та фази ходи та на основі виокремленої інформації провести теоретичне дослідження для написання методики визначення якості ходи. У статті також описаний принцип роботи та побудови системи для дослідження якості ходи.

Ключові слова: розподіл ваги на стопи, постурологічне дослідження, розподіл ваги в динаміці, клінічний аналіз ходи, періоди ходи, фази ходи, методика визначення якості ходи, середній імпульс під час ходи.

I. ВСТУП

Хода – це навик, який визначається як циклічні рухи нижніх і верхніх кінцівок, спрямовані на просування тіла вперед. Набір скоординованих рухів використовується для пересування з метою переміщення з однієї точки в іншу, утримуючи та переносючи вагу тіла. Коли тіло рухається вперед, одна кінцівка забезпечує опору, а інша просувається далі до наступної опорної позиції, а потім кінцівки чергують свої ролі стільки разів, скільки заплановано. Ця послідовність рухів призводить до серії моделей рухів, які виконуються суглобами, утворюючи складний кінематичний ланцюг [1].

Стопа – це перша, найбільш навантажена частина опорно-рухового апарату, яка контактує з опорою, перерозподіляє силу реакції на вищі сегменти опорно-рухового апарату і виконує важливу ресорну

функцію, забезпечує стійкість нижньої кінцівки і зчеплення з опорною поверхнею.

Аналіз ходи можна визначити як набір процедур для спостереження, запису, аналізу та інтерпретації моделей рухів під час ходьби. Цілями аналізу ходи традиційно є збір інформації для розуміння контролю, покращення продуктивності, діагностики рухових розладів та оцінки програм лікування та реабілітації.

Клінічний аналіз ходи забезпечує даними методологію для виявлення порушень і функціональних обмежень, які сприяють інвалідності під час пересування [2].

Причинами проведення клінічного аналізу ходи є:

1. діагностика конкретного захворювання/травми,
2. оцінка тяжкості хвороби/травми,
3. моніторинг прогресу реабілітації

4. прогнозування результату реабілітації [3].

II. МЕТА РОБОТИ

Оглянути періоди та фази ходи та на основі виокремленої інформації провести теоретичне дослідження для написання методики визначення якості ходи та визначення принципу роботи та побудови системи для дослідження якості ходи.

III. ПЕРІОДИ ТА ФАЗИ ХОДИ

Цикл ходи (ЦХ) починається, коли одна нога торкається землі, і закінчується, коли та сама нога знову торкається землі. ЦХ можна розбити на періоди та фази для визначення нормальної та патологічної ходи.

Найчастіше ЦХ поділяють на два періоди: опори та переносу. Період опори (зазвичай 60 % ЦХ) – це час, протягом якого нога контактує з землею. Період переносу (зазвичай 40 % ЦХ) слідує за періодом опори і являє собою час, протягом якого та сама нога знаходиться в повітрі. Якщо взяти до уваги розташування протилежної або контралатеральної стопи, то період опори можна далі розділити на три підперіоди. Початкова опора на обидві ноги – це підперіод, протягом якого обидві стопи контактують із землею. Опора на одну ногу – це підперіод, протягом якого протилежна або контралатеральна нога знаходиться в повітрі. Кінцева опора на обидві ноги – це

підперіод, протягом якого обидві стопи знову контактують із землею [4].

ЦХ також можна розділити за функціональними фазами [4]:

1. Фаза початкового контакту (Initial contact) (0% – 2% ЦХ). Початковий контакт є початком реакції навантаження або прийняття ваги. Це також початок періоду опори та перша частина початкового підперіоду опори на обидві ноги.

2. Фаза відповіді на навантаження (Loading response) (2% – 12% ЦХ). Відповідь на навантаження – це решта початкового підперіоду опори на обидві ноги. Під час цієї фази ми продовжуємо і завершуємо завдання прийняття ваги.

3. Середня фаза опори (Midstance) (12% – 31% ЦХ). Це перша частина підперіоду опори на одну ногу. Стійкість є головною проблемою, оскільки база опори значно зменшиться, а центр ваги переміститься до найвищої точки через розгинання ніг.

4. Кінцева фаза опори (Terminal stance) (31% – 50% ЦХ). Це друга частина підперіоду опори на одну ногу. Центр ваги «падає» з найвищої точки, і потенційна енергія переходить в кінетичну.

5. Підготовча фаза переносу (Preswing) (50% – 60% ЦХ). Це період термінальної підтримки обох ніг. З точки зору вертикальної сили реакції опори, ми маємо появу другого піку навантаження, або

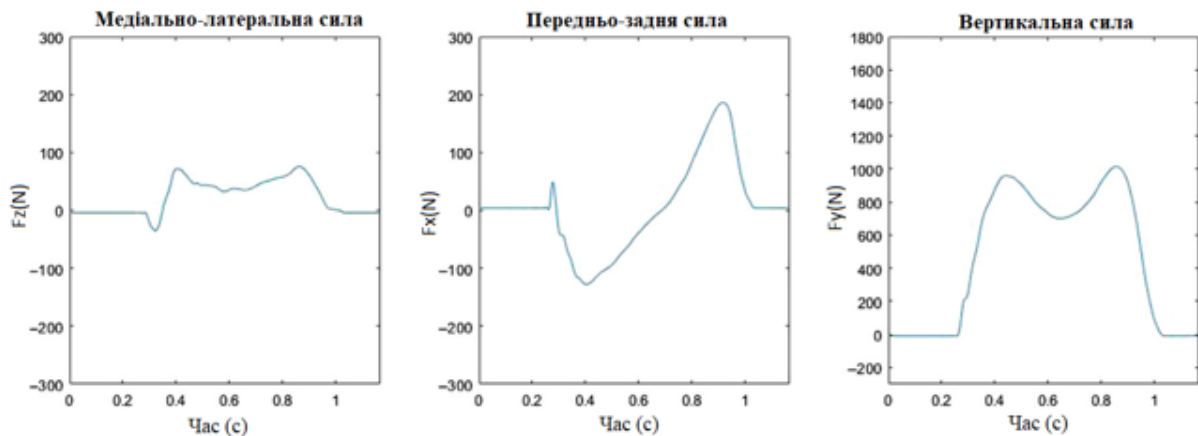


Рис. 1 Компоненти результуючого вектора сили реакції опори землі під час циклу ходи

другого локального максимуму, або другого «горба». (рис. 1).

6. Початкова фаза переносу (Initial swing) (60% – 73% ЦХ). Це перша частина періоду розгойдування. Загальне згинання ноги зменшує момент інерції ноги та збільшує кутову швидкість рухової ноги.

7. Середня фаза переносу (Midswing) (74% – 87% ЦХ). Це друга частина періоду розгойдування.

8. Кінцева фаза переносу (Terminal swing) (85% – 100% ЦХ). Це третя і остання частина періоду розгойдування.

На риунку 2 зображено фази циклу ходи.

Нормальна частота кроків становить від 90 до 120 кроків на хвилину, яка частково змінюється через зріст людини. Каденція жінок зазвичай на шість-дев'ять кроків на хвилину вища, ніж у чоловіків. З віком каденція зменшується. Рисунок 3 А ілюструє розподіл ваги на стопу під час нормальної ходи від удару п'ятою до відведення носка. При патології або деформації, наприклад, кавусі стопи (рис.3, В) ця схема навантаження може бути змінена. Швидкість ходи становить приблизно 1,4 м/с [5]

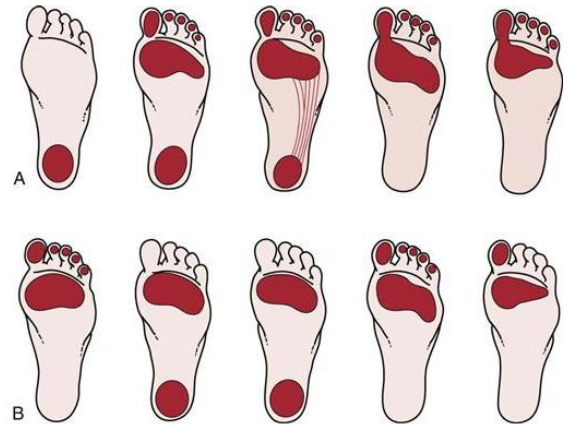


Рис. 3 Розподіл ваги на стопу під час ходи: А – нормальна стопа, В – кавус стопи [5]

IV. МЕТОДИКА ВИЗНАЧЕННЯ ЯКОСТІ ХОДИ. ТЕОРЕТИЧНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ

Математично імпульс I кроку для ходьби визначається як $I = \int F dt$, де F – сила.

Розглянемо тривимірну систему координат з ортогональними напрямками x , y і z . Найбільшою силою, з якою земля впливає на людське тіло, є вертикальна сила реакції опори (ВСРО), яка діє в напрямку y . Передньо-задня сила в напрямку x приблизно в 10 разів менша, ніж ВСРО. Медіально-латеральна сила в z -напрямку приблизно в 100 разів менша, ніж ВСРО, що графічно можна побачити на рисунку 1 [6]

Дані ВСРО при ходьбі демонструють два помітні піки (рис. 1). Перший пік відповідає

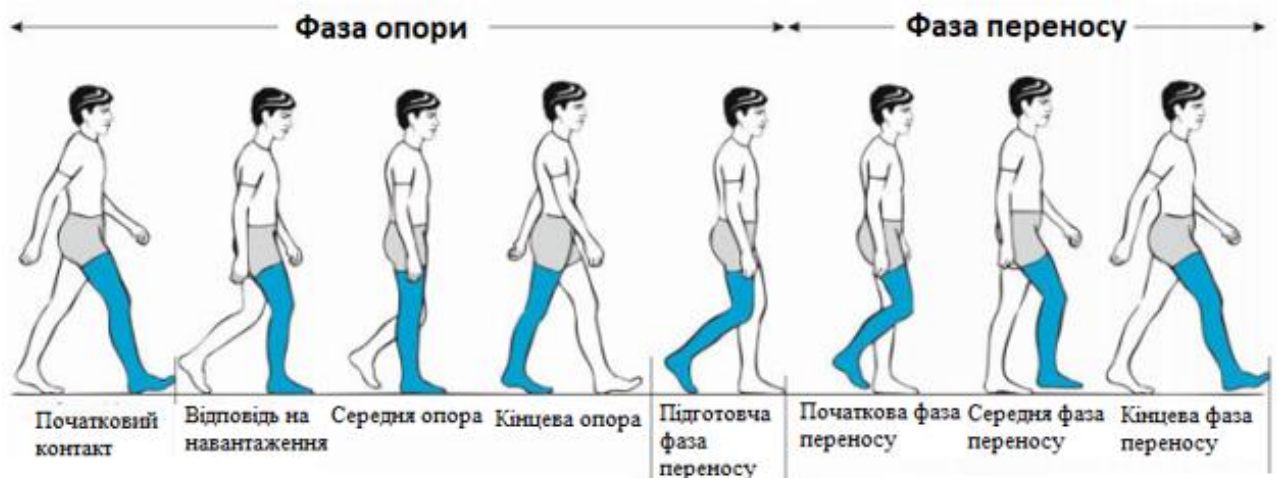


Рис.2 Фази циклу ходи

періоду відразу після того, як п'ята торкається опори, а центр ваги рухається вниз, до опори, що призводить до збільшення сили реакції від опори у вертикальному напрямку. Другий пік відповідає носку, що відштовхується від силової плити, прикладаючи силу до опори, яка відповідає збільшенню сили реакції опори. Провал у середині цих піків відбувається, коли центр ваги піднімається від опори, таким чином зменшуючи силу тіла на опору і, отже, зменшуючи силу реакції, яку опора чинить на тіло у вертикальному напрямку [7].

Запропонована система для визначення розподілу ваги тіла пацієнта складається з двох підсистем для кожної ноги, кожна з яких має у своєму складі по 6 п'єзорезистивних датчиків тиску: 3 з граничним навантаженням в 250 Н та 3 з граничним навантаженням 500 Н (рис. 4)

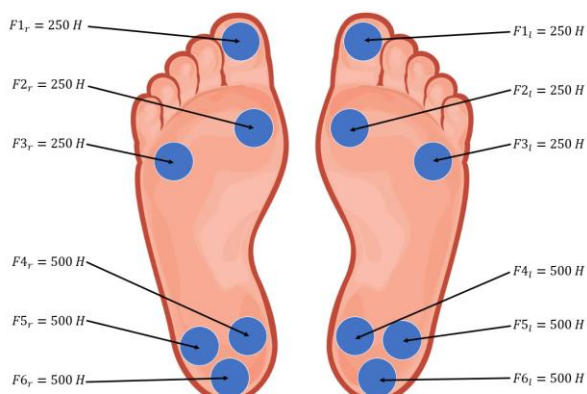


Рис. 4 Схема розташування датчиків тиску на стопі

Як результат роботи системи мають бути отримані:

1. Графік ВСРО під час кроку для обох стоп.
2. Значення середнього імпульсу експериментальних даних ходи для обох кінцівок (I_r – для правої ноги та I_l – для лівої ноги).
3. 6 графіків навантаження для кожної пари датчиків симетричних відносно сагітальної площини тіла.

4. Мінімальне, максимальне та середнє значення навантаження для кожної ділянки з датчиком тиску для обох кінцівок.

5. Значення середнього імпульсу для кожної ділянки з датчиком тиску для обох кінцівок ($I_{r1}, I_{r2}, I_{r3}, I_{r4}, I_{r5}, I_{r6}$ – для навантажених ділянок правої ноги та $I_{l1}, I_{l2}, I_{l3}, I_{l4}, I_{l5}, I_{l6}$ – для навантажених ділянок лівої ноги)

Імпульс визначається як площа під кривою ВСРО:

$$I = \int \text{BCPO} dt \quad (4.1),$$

тому дані з пластини сили можуть бути використані для інтегрування загалом, або конкретно числового інтегрування. Крім того, ВСРО є силою; тому, використовуючи другий закон Ньютона: $F = ma$ або $\text{BCPO} = ma$, ми можемо знайти прискорення:

$$a = \frac{\text{BCPO}}{m} \quad (4.2).$$

Тепер, щоб обчислити швидкість v , потрібно отримати інтеграл з прискорення, щоб отримати:

$$v = \int \frac{\text{BCPO}}{m} dt \quad (4.3).$$

Імпульс описує силу, прикладену протягом певного періоду часу. Щоб обчислити імпульс, нам потрібно наближено оцінити площу під кривою ВСРО за допомогою сум Рімана [7].

Використовуючи правило трапеції та формулу 4.1:

$$I \approx \sum_{k=1}^n \frac{F_k + F_{k+1} + \dots + F_n}{n} \cdot \Delta t \quad (4.4),$$

де $F_k = F_1 + F_2 + F_3 + F_4 + F_5 + F_6$ – сума вимірених сил від площі опори в момент часу t_k , а $\Delta t = t_k - t_{k-1}$, яке є постійним протягом усього випробування і становить 0,5 с.

Нормальна частота кроків становить від 90 до 120 кроків на хвилину, з чого маємо приблизно 2 кроки в секунду. Система повинна мати достатню роздільну здатність, щоб максимально фіксувати

особливості ходи. Для ходьби достатньо 50 Гц. Прийемо час випробування 10 секунд, протягом яких піддослідний виконає приблизно 20 кроків, а система зафіксує 500 вхідних значень для кожного датчику тиску.

Використовуючи вищесказане та формулу 4.4, необхідно обчислити середній імпульс експериментальних даних ходи для обох кінцівок.

Формула для визначення середнього імпульсу під час ходи на правій нозі матиме вигляд:

$$I_r \approx \sum_{k=1}^{500} \frac{F_{kr} + F_{(k+1)r} + \dots + F_{500}}{500} \cdot 0,5 \quad (4.5),$$

де $F_{kr} = F1_{kr} + F2_{kr} + F3_{kr} + F4_{kr} + F5_{kr} + F6_{kr}$ – сума вимірних сил від площі опори на правій стопі в момент часу t_k .

Формула для визначення середнього імпульсу під час ходи на лівій нозі матиме вигляд:

$$I_l \approx \sum_{k=1}^{500} \frac{F_{kl} + F_{(k+1)l} + \dots + F_{500}}{500} \cdot 0,5 \quad (4.6),$$

де $F_{kl} = F1_{kl} + F2_{kl} + F3_{kl} + F4_{kl} + F5_{kl} + F6_{kl}$ – сума вимірних сил від площі опори на лівій стопі в момент часу t_k .

Формула для визначення середнього імпульсу під час ходи для визначеної ділянки з датчиком тиску матиме вигляд:

$$I_x \approx \sum_{k=1}^{500} \frac{F_k + F_{k+1} + \dots + F_{500}}{500} \cdot 0,5 \quad (4.7),$$

де F_k – вимірня сила від площі опори для визначеної ділянки з датчиком тиску в момент часу t_k .

Для перевірки потенціалу системи для зняття навантажень та визначення середнього імпульсу експериментальних даних ходи на обох кінцівках, необхідно провести клінічне дослідження за участю n добровольців, де $n > 10$. Дослідження необхідно скласти відповідно до правил належної клінічної практики. Від усіх учасників потрібно отримати письмову інформовану згоду.

Дослідження пропонується відкрити для учасників у віці від 18 до 80 років. Також учасників пропонується розділити на 2 групи: пацієнти які мають певні порушення ОРА та пацієнти які не мають ніяких скарг на стан ОРА.

Дослідження розроблено для зняття навантажень та визначення середнього імпульсу експериментальних даних ходи на обох кінцівках під час звичайної повсякденної діяльності. У дослідження пропонується включити п'ять завдань, а саме коротка ходьба, ходьба по пандусу вниз, ходьба по пандусу вгору, підйом по сходах та спускання зі сходів. Дослідження має включити використання налаштованої системи для зняття навантажень для кожного учасника та зняття даних з наступним їх занесенням до бази даних.

Оскільки маса тіла учасників дослідження відрізняється, для коректної інтерпретації результатів та можливості їх порівняння необхідно провести нормалізацію даних.

Нормалізація є одним із способів обробки даних для отримання легко порівнюваних результатів у наборі даних і в кількох різних наборах даних. Формула нормалізації – це статистична формула, яка може трансформувати набір даних таким чином, щоб усі його варіації були між нулем і одиницею [8]:

$$x_n = \frac{x - x_{\min}}{\text{діапазон } x} \quad (4.8)$$

Застосування формули нормалізації дає змогу виражати точки даних як значення від нуля до одиниці, при цьому найменша точка даних має нормалізоване значення нуль, а найбільша точка даних має нормалізоване значення одиниці. Усі інші точки даних мають десяткові значення між цими двома, пропорційно до того, де ця точка даних знаходиться в діапазоні набору даних.

Щоб знайти діапазон набору даних, необхідно визначити максимальне та мінімальне значення в наборі даних, а потім відняти мінімальне значення від максимального:

$$\text{діапазон } x = x_{\text{макс}} - x_{\text{мін}} \quad (4.9)$$

Для можливості порівняння отриманих даних від різних пацієнтів необхідно виконати нормалізацію наступних вихідних даних: значення середнього імпульсу експериментальних даних ходи для обох кінцівок; мінімальне, максимальне та середнє значення навантаження для кожної ділянки з датчиком тиску для обох кінцівок; значення середнього імпульсу для кожної ділянки з датчиком тиску для обох кінцівок.

V. ВИСНОВОК

На основі інформації про періоди та фази ходи, компоненти результуючого вектора сили реакції опори землі під час циклу ходи та математичних залежностей розроблено методику визначення якості ходи у пацієнта. Виконуючи п'ять простих завдань, такі як коротка ходьба, ходьба по пандусу вниз, ходьба по пандусу вгору, підйом по сходах та спускання зі сходів можна отримати наступні вихідні дані від проведеного клінічного аналізу ходи: графік вертикальної сили реакції опори під час кроку для обох стоп; значення середнього імпульсу експериментальних даних ходи для обох кінцівок; графіки навантаження для кожної пари датчиків симетричних відносно сагітальної площини тіла; мінімальне, максимальне та середнє значення навантаження для кожної ділянки з датчиком тиску для обох кінцівок; значення середнього імпульсу для кожної ділянки з датчиком тиску для обох кінцівок. Отримані дані дозволять фізичному терапевту / лікарю проводити діагностику конкретного захворювання / травми, оцінювати тяжкість хвороби / травми, проводити моніторинг прогресу реабілітації та прогнозувати результат реабілітації пацієнтів. Система для дослідження якості ходи забезпечить отримання коректних даних за рахунок винесення ділянок з датчиками тиску назовні взуття пацієнта. Запропонована система також дозволить отримувати коректні дані при дослідженні ходи у пацієнтів з ампутацією кінцівок.

Нормалізація отриманих під час дослідження даних дозволить порівнювати результати різних пацієнтів та робити висновки про вплив хвороби / травми на якість ходи.

IX. ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

- 1 K. Takakusaki, "Functional Neuroanatomy for Posture and Gait Control," *Journal of Movement Disorders*, vol. 10, no. 1, pp. 1-17, 2017.
- 2 W. Pirker and R. Katzenschlager, "Gait disorders in adults and the elderly," *Wiener klinische Wochenschrift*, pp. 81-95, 2017.
- 3 R. Baker, A. Esquenazi, M. G. Benedetti and K. Desloovere, "Gait analysis: Clinical facts," *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, no. 52, pp. 560-574, 2016.
- 4 L. M. Silva and N. Stergiou, "The basics of gait analysis," in Silva, L. M., & Stergiou, N. (2020). *The basics of gait analysis. Biomechanics and Gait Analysis*, 225–250. doi:10.1016/b978-0-12-813372-9.00007-5, 2020, pp. 225-250.
- 5 ORTHOPEDIC, "Assessment of Gait," 7 June 2016. [Online]. Available: <https://musculoskeletalkey.com/assessment-of-gait/>. [Accessed 02 08 2022].
- 6 M. Pantak, "Vertical Load Generated by Walking Person – Comparative Analysis of Selected Load Models," *IOP Conference Series Materials Science and Engineering*, pp. 1-9, 2019.
- 7 A. Tongen and R. E. Wunderlich, "Biomechanics of Running and Walking".
- 8 E. Team, "Normalization Formula: How To Use It on a Data Set," 2022.

UDC: 617.3

DETERMINATION OF THE DISTRIBUTION OF THE PATIENT'S BODY WEIGHT ON THE FEET IN DYNAMICS. THEORETICAL STUDY

Melnyk H. V., assistant of the department
annamelnyk1996@gmail.com

Khudetsky I. Y., Doctor of Medical Sciences, prof.
igorkhudetsky@gmail.com

National Technical University of Ukraine
"Kyiv Polytechnic Institute named after Igor Sikorsky",
Kyiv, Ukraine

Abstract - in recent years, the number of diseases, injuries and pathologies of the musculoskeletal system has been steadily increasing, which significantly affects the quality of life. Human gait analysis is the subject of many scientific studies and a tool for quantitative assessment of gait disorders, which provides functional diagnosis, assessment of injury severity, monitoring and forecasting of the patient's rehabilitation progress. Various diseases and injuries of the supporting organs are often accompanied by serious functional disorders of the musculoskeletal system, a decrease in muscle strength and tone, a loss of the ability to perform normal movements, which ultimately leads to a loss of work capacity and subsequent disability. For an objective assessment of the impact of load distribution on locomotion, a clinical analysis of movement and a posturological study (study of body position) are necessary. In modern biomedical engineering, the clinical analysis of motor activity is a rather promising direction - the study of various pathologies of gait and basic stance using biomechanics methods. The methodology of the correct clinical analysis and its interpretation are of primary importance in the study of the patient's gait. This article aims to review the periods and phases of gait and, based on the extracted information, conduct a theoretical study to write a methodology for determining the quality of gait. The article also describes the principle of operation and construction of a system for researching gait quality.

Key words: weight distribution on feet, posturological study, weight distribution in dynamics, clinical analysis of gait, periods of gait, phases of gait, method of determining gait quality, average impulse during gait.