

DOI: 10.20535/kpi-sn.2019.1.158812

УДК 617.3

В.В. Цапенко*, М.Ф. Терещенко, Г.С. Тимчик

КПІ ім. Ігоря Сікорського, Київ, Україна

*corresponding author: capenko.valik@ukr.net

МОДЕЛІ ОЦІНЮВАННЯ БІОМЕХАНІЧНИХ ПАРАМЕТРІВ НИЖНІХ КІНЦІВОК У ДІТЕЙ

Проблематика. Провідне місце серед захворювань опорно-рухового апарату займають різні деформації стоп. Вивчення біомеханіки нижніх кінцівок у нормі та при різноманітних деформаціях є вкрай необхідним і дуже перспективним. Характер та особливості процесу формування ходи у дитини досліджено не повною мірою, у вітчизняній та зарубіжній літературі не достатньо уваги приділено оцінці параметрів пружності стопи.

Мета дослідження. Оцінка біомеханічних особливостей стояння та ходьби, циклу кроку, пружних характеристик стоп, які можуть слугувати інструментом для ранньої діагностики порушень функцій стопи у дітей.

Методика реалізації. При дослідженні використовувався метод бароподометрії, який дає змогу об'єктивізувати дослідження з урахуванням статичної та динамічної складових. У ході дослідження було визначено основні просторово-часові параметри циклу кроку: каденцію, періоди подвійної та одиночної опори, довжину напівкроку та кроку, час і швидкість кроку, індекс хромоти, а також розподіл навантаження та площі контакту між стопами, відносне подовження стопи в динаміці. Для оцінки пружних характеристик стопи було розраховано коефіцієнти пружності та деформації, а також модуль Юнга.

Результати дослідження. Аналіз просторово-часових характеристик циклу кроку обох груп досліджуваних показав зниження швидкості кроку в групі хворих дітей, збільшення часу кроку, істотне зниження каденції зі збільшенням довжини кроку та зменшенням часу подвійної опори з істотним збільшенням часу одиночної опори. Аналіз пружних властивостей стопи обох груп досліджуваних показав істотне збільшення коефіцієнта пружності та модуля Юнга в групі здорових дітей порівняно з іншою групою з одночасним зменшенням коефіцієнта деформації стопи в здоровій групі.

Висновки. Оцінка біомеханічних параметрів циклу кроку та пружних властивостей стопи може успішно використовуватися для моніторингу стану стопи, встановлення діагнозу та ефективності різноманітних методів лікування плоско-вальгусної деформації стопи у дітей.

Ключові слова: стопа; цикл кроку; біомеханічні параметри; пружні властивості; плоско-вальгусна деформація.

Вступ

Останніми роками кількість захворювань, травм і патологій опорно-рухового апарату неухильно зростає, що суттєво впливає на якість життя населення. При цьому питання заміщення ампутованих кінцівок вирішуються з використанням різноманітних систем косметичного та функціонального протезування, у тому числі біонічного [1, 2]. Патологічні зміни піддаються терапії, зокрема операційній. Провідне місце в цій категорії займають різні деформації стоп [3].

На сьогодні поздовжня та поперечна розпластаність стоп, що може як мати самостійний характер, так і поєднуватися з іншими статичними деформаціями, є одним із найбільш поширених ортопедичних захворювань. За даними Всесвітньої організації охорони здоров'я, 75 % людей на планеті мають ті чи інші патологічні зміни стоп, найбільш частою з яких є плоскостопість. Ця деформація стоп є причи-

ною багатьох важких захворювань опорно-рухового апарату, які часто призводять до інвалідності. Стопа є структурним сегментом опорно-рухового апарату людини, що забезпечує його статико-локомоторний зв'язок і являє собою цілісний морфофункціональний об'єкт, від якого залежить рухова функція людини. Виділяють такі три основні функції стопи:

- **ресорна** – здатність до пружного розпластування під дією навантаження;
- **балансуюча** – участь у регуляції пози та позиційної активності при стоянні та ходьбі;
- **поштовхова (відштовхувальна)** – передача прискорення загального центра мас тіла при рухах і локомоціях [4].

У процесі життя у всіх людей тою чи іншою мірою змінюються функціональні параметри стопи. Насамперед вони стосуються її ресорної та опорної функцій. У зв'язку з цим морфофункціональна діагностика стану стоп є суттєвим елементом профілактики низки порушень опорно-рухового апарату.

Постановка задачі

Дослідження спрямоване на пошук нового методу ранньої діагностики порушень функцій стопи у дітей через комплексне оцінювання особливостей стояння та ходьби, циклу кроку, пружних характеристик стоп, які можуть слугувати інструментом для ранньої діагностики порушень функцій стопи у дітей.

Виклад основного матеріалу дослідження

Стопа є першою, найбільш навантаженою ланкою опорно-рухового апарату. Вона здійснює контакт з опорою, перерозподіляє силу реакції опори на розміщені вище сегменти і виконує важливу ресорну функцію, забезпечує стійкість нижньої кінцівки та зчеплення з опорною поверхнею. Здатність стопи протистояти навантаженням обумовлена не тільки біомеханічною досконалістю, а й властивостями складових її тканин [5]. У нормі завдяки склепінчастій будові стопи та її ресорній функції до 70 % прискорення гаситься й амортизується. За нормального розвитку опорно-рухового апарату людини навантаження на стопу розподіляться так: через тіло таранної кістки на п'ятковий бугор, човноподібну та клиноподібну кістки, на головки I–III плеснових кісток, утворивши при цьому зовнішню поздовжню дугу (рис. 1) [4]. Біомеханіка стопи та її функції в різні фази циклу кроку різні. Пом'якшення інерційного навантаження при ходьбі та бігу здійснюється складним комплексом суглобово-зв'язкового апарату, який з'єднує 26 основних кісток стопи, де виділяють 5 поздовжніх кісток

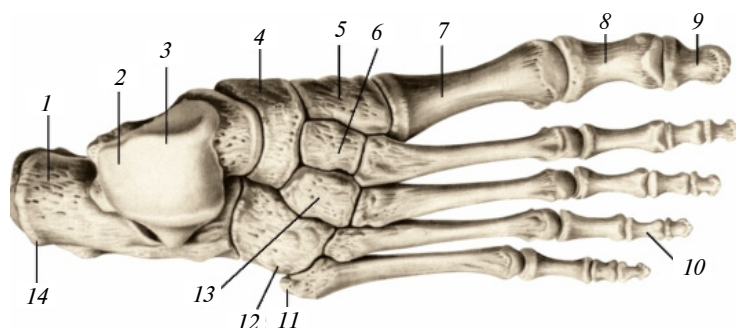


Рис. 1. Будова стопи людини [7]: 1 – п'яткова кістка; 2 – блок таранної кістки; 3 – таранна кістка; 4 – човноподібна кістка; 5 – медіальна клиноподібна кістка; 6 – проміжна клиноподібна кістка; 7 – I плеснова кістка; 8 – проксимальна фаланга; 9 – дистальна (нігтьова) фаланга; 10 – середня фаланга; 11 – горбистість V плеснової кістки; 12 – кубоподібна кістка; 13 – латеральна клиноподібна кістка; 14 – бугор п'яткової кістки

та поперечний звід (рис. 1). П'яткова, таранна кістки та кістки плесна і передплесна утворюють своєрідну арку – ресору, здатну скорочуватися та розправлятися. Навантаження маси тіла, в нормі, розподіляється рівномірно на передню та задню ділянки стопи. Ці ділянки з'єднані в єдиний кінематичний ланцюг між суглобовими зв'язками, а також потужним еластичним сухожиллям – підшовним апоневрозом, який, подібно до пружини, повертає в нормальне положення розпластаний під навантаженням звід стопи [5, 6].

Головною адаптаційною реакцією живої матерії є рух. Стопа забезпечує функцію пересування людини, постуральну підтримку та стабільність. Особлива роль стопи полягає в тому, що перебуваючи в контакті із землею, вона відіграє подвійну роль: ефектора та датчика. Стереотипи життя сучасної людини зумовили еволюцію реакцій пропріорецепції на одному з найважливіших сегментів скелета – на стопі. На підшовній поверхні останньої зосереджена значна кількість активних шкірних зон. Реалізація цих реакцій забезпечує адаптацію до опорної поверхні, сприйняття навантаження всього тіла, створення опори, стійке пересування.

Для об'єктивної оцінки впливу деформації стоп на стояння та ходьбу необхідні клінічний аналіз руху та постурологічне обстеження [8]. На сьогодні найбільш інформативними методами аналізу рухів є подоконтурометрія (аналіз морфологічної структури стопи), стабілометрія (кількісна оцінка рухових можливостей) та бароподометрія (оцінка функцій стопи в динамічному та статичному положеннях). Таким чином, вивчення біомеханіки нижніх кінцівок у нормі та за різноманітних деформацій є вкрай необхідним і дуже перспективним у плані оцінки стану опорно-рухового апарату людини та прогнозу його динаміки.

Характер та особливості процесу формування ходьби у дитини на сьогодні досліджено не достатньо. Відомі способи визначення біомеханічних властивостей м'яких тканин опорної поверхні стопи, основані на оцінці величин, прикладених зовні, значень параметрів тиску, достатнього для перекриття артеріального судинного русла тканин, що визначається за зміною кольору поверхні

шкіри чи зникненням пульсації артеріол у судинах. Однак ці способи мають низку обмежень, зокрема не можуть використовуватися при оцінці динаміки ходьби. В процесі ходьби виникають додаткові короткочасні ударні навантаження переднього та заднього поштовху, в демпфуванні яких можуть брати участь різні біологічні середовища, зокрема, крім м'язо-скелетного, суттєву роль відіграють рідинні крово-лімфатичні середовища [4]. Також описані типи та варіанти ходьби при спастичних і статичних деформаціях, сколіозі та цілій низці вроджених деформацій скелета. Автори деяких публікацій вказують на розбалансованість і відсутність синхронності в роботі м'язів гомілки та стопи, зміни центра тяжіння, нестійкість при ходьбі та швидко прогресуючий больовий синдром за різних патологій [11–25].

Однак серед різноманіття наукових підходів до вирішення цього питання не вивченими повною мірою залишаються біомеханічні параметри циклу кроку в дітей із плоскими та плоско-вальгусними стопами залежно від статури, віку та рівня фізичної активності. Крім того, у вітчизняній та зарубіжній літературі не достатньо уваги присвячено параметрам пружності стопи, тоді як оцінка останніх дасть можливість підвищити точність діагностики захворювань нижніх кінцівок.

Порушення формувань склепінь стоп займає 26,4 % усієї ортопедичної патології та до 81,5 % серед усіх деформацій нижніх кінцівок у дітей [12]. Було доведено, що відсутність фізіологічних склепінь і порушення осі гомілково-стопного суглоба веде до розвитку патологічних процесів у великих суглобах нижніх кінці-

вок і хребті, а також часто є причиною больових відчуттів і психологічної дезадаптації дитини [5, 18, 21–23]. При плоско-вальгусній деформації стопи, крім слабкості м'язів та зв'язок, порушуються форма і співвідношення кісток стопи, опорний вектор стопи зміщується латерально (до зовнішнього краю стопи). Це змінює характер ходьби, є причиною посилення динамічного навантаження на весь опорно-руховий апарат (рис. 2) [4].

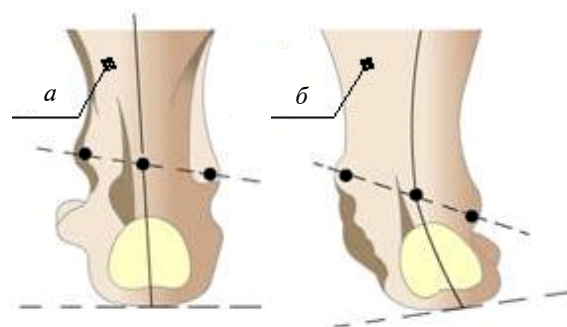
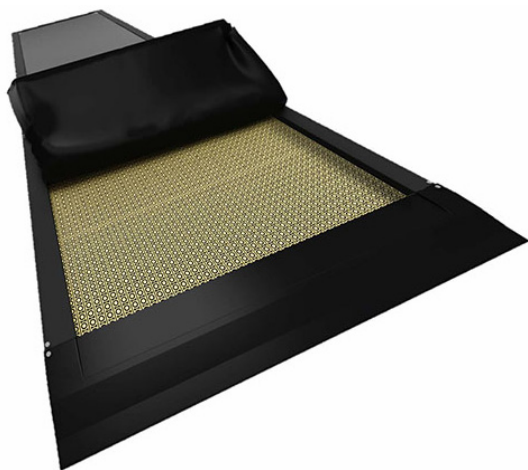


Рис. 2. Форми постановки стоп: *a* – норма; *б* – плоско-вальгусна деформація

Виходячи з цього, різноманітні деформації стоп, зокрема плоско-вальгусну, доцільно розглядати як первинну ланку у формуванні нестійкої ходьби, яка впливає на порушення всього опорно-рухового апарату та призводить до різноманітних уражень останнього.

Таким чином, вивченню ходьби здорових дітей та визначенню основних її біомеханічних параметрів присвячена велика кількість публікацій [11, 12, 15, 20–23]. Закордонними вченими проведено аналіз експериментальних да-



a



б

Рис. 3. Цифрова біометрична система аналізу руху: *a* – бароподометр; *б* – планшетний сканер стоп

них та описано основні зміни ходьби у здорових дітей різних вікових груп. Однак недостатня увага присвячена дослідженню аналізу ходьби у дітей із порушеннями склепінь та осі стоп, зокрема плоско-вальгусній деформації стопи.

Як об'єкт для нашого дослідження ортопедом-травматологом було обрано декілька груп дітей: до першої групи (контрольної) увійшли 15 умовно здорових дітей віком 10–15 років із середньою масою тіла 45 кг, другу групу (експериментальну) склали 15 дітей того ж віку та маси, які мали діагноз “плоско-вальгусна деформація стоп” різного ступеня. Інструментальною базою дослідження стала цифрова біометрична система аналізу руху європейського виробництва, яка складалася з планшетного сканера стоп, розмірами 0,55 × 0,39 × 0,09 м, та 2-секційної бароподометричної платформи, розмірами 0,4 × 1,8 × 0,02 м, з відповідним програмним забезпеченням (рис. 3).

Основні технічні характеристики системи наведено в табл. 1.

При дослідженні використовувався метод бароподометрії, який дає змогу об'єктивізувати дослідження з урахуванням статичної та динамічної складових. Бароподометр складається з 4 активних модулів, розмірами 0,4 × 0,4 м та 4 пасивних. У кожному активному модулі вмонтовано 6400 сенсорів (загальна кількість сенсо-

рів на платформі становить 25600). Платформа працює у двох режимах: статичному та динамічному. Бароподометрія статичного положення визначає розподіл зон навантаження, окреслює периметр опорного полігона, фіксує центри положення стопи та проекцію центра тяжіння тіла і його зміщення, розраховує відсоткові співвідношення опорної поверхні та сили тиску, зокрема й перенавантаження кінцівки чи ротацію тазу. Бароподометрія в динаміці показує, як розподіляється тиск під час перекату кожної стопи. Точка приземлення, контакту та поштовху в нормі мають чітку послідовність, швидкість та силу. За графічним відображенням руху можна чітко відслідкувати стабільність суглобів, латеральні чи медіальні порушення руху. Різниця напрямку руху, наприклад, колінного суглоба та напрямку руху стопи може спричинити розбалансованість або травму суглобів. Фіксуються цикли руху з часовими характеристиками моноопори та подвійної опори. Визначаються подовження стопи при динамічній опорі, її розширення в передній ділянці під час руху [4].

У ході клінічного обстеження пацієнтів фіксували скарги, відомості про попереднє лікування, оцінювали загальний вигляд стопи, установку п'яткової кістки, стан поздовжнього та поперечного склепінь, мобільність деформації. Обстежуваний знаходився у фізіологічній

Таблиця 1. Технічні параметри біометричної системи аналізу стопи

Параметри	Бароподометрична платформа	Планшетний сканер
Похибка вимірювання	±5 %	
Тип сканування	Матричний	
Роздільна здатність, dpi	$x, y = 9,6, z = 16$	1200×1200
Тиск на точку, Па/см ²	max 150	–
Частота вимірювання, кадрів/с	min 30 max 100	–
Тип сенсора	Високорезистивний датчик з активною матрицею	–
Кількість сенсорів на 1 см ²	4	–
Розмір сенсора, мм	25	–
Режими сканування	–	Кольоровий (24–48 bit); сірий (8–16 bit)
Максимально допустима площа сканування, см ²	–	1248
Енергоживлення	AC input: 100–240 V – 1.0 A, 50–60 Hz DC output: 12 V – 2.5 A	12 VDC, 20 A, 24 W, 50–60 Hz
Сумісність з операційними системами	Windows 10×64 bit	
Інтерфейс	USB 3.0	USB 2.0
Вартість системи	10000 Євро	

позі стоячи, опираючись обома стопами на опорну поверхню планшетного сканера стоп. Реєструється значення довжини обох стоп, та визначаються локалізації зон максимального тиску. Потім процедура вимірювання повторюється при ходьбі, з використанням бароподометричної платформи – динамічне дослідження (5–10 проходів у звичайному, спокійному темпі), оцінюються структура графіків динамічних кривих, траєкторія переміщення загального центра мас, розподіл навантаження по підшовній поверхні. За допомогою цього програмно-апаратного комплексу було визначено основні просторово-часових параметри циклу кроку: каденцію (темп), періоди подвійної та одиної опори, довжину напівкроку та кроку, час та швидкість кроку, індекс хромоти (співвідношення фаз переносу обох ніг), а також розподіл навантаження та площі контакту між передньою та задньою ділянками обох стоп, загальне навантаження та площу контакту обох стоп, відносне подовження стопи в динаміці. Тривалість процедури обстеження становить 30 хв, аналіз результатів – близько 15 хв. Продуктивність роботи цього комплексу виробником не обмежена (між кожними 5 обстеженнями бажано робити перерву 15–20 хв).

Усі отримані дані проходили статистичну обробку за допомогою пакета програми Statistica 8.0 методами варіаційної статистики. Тип розподілу описуваних вище параметрів нормальний, визначався за методом Шапріко–Уілса. Ступінь точності дослідження визначається ймовірністю безпомилкового прогнозу меншим або рівним 98 %, рівнем статистичної значимості $p \leq 0,02$. Також використовувався критерій Стьюдента $t = 2$.

Таблиця 2. Біомеханічні параметри циклу кроку дітей

Параметр	1 група	2 група
Каденція (темп), кроків/хв	72,5 ± 3,9	52,1 ± 4,1
Період подвійної опори, с	0,23 ± 0,2	0,097 ± 0,02
Період одиної опори, с	0,3 ± 0,1	0,49 ± 0,06
Довжина напівкроку, м	0,55 ± 0,1	0,57 ± 0,1
Час напівкроку, с	0,48 ± 0,1	0,59 ± 0,1
Довжина кроку, м	1,03 ± 0,1	1,07 ± 0,12
Час кроку, с	0,98 ± 0,1	1,17 ± 0,12
Швидкість кроку, м/с	1,07 ± 0,2	0,92 ± 0,12
Індекс хромоти, од.	0,9 ± 0,1	0,93 ± 0,1

Основні біомеханічні параметри подані в табл. 2. Наведено зіставлення основних параметрів між першою умовно здоровою та групою з плоско-вальгусною деформацією стоп.

Аналіз просторово-часових характеристик циклу кроку обох груп досліджуваних показав зниження швидкості кроку в другій групі, збільшення часу кроку, істотне зниження каденції зі збільшенням довжини кроку в другій групі та зменшення часу подвійної опори з істотним збільшенням часу одиної опори.

Аналіз статичного дослідження показав збільшення загальної опорної площі вище норми. Опорна поверхня середньої ділянки стопи більша, ніж 2/3 опорної поверхні передньої ділянки. Розподіл навантаження по стопі рівномірний, у деяких випадках максимальне навантаження доводилося на медіальну частину всієї опорної площі підшовної поверхні стопи або на голівки центральних (2, 3) плеснових кісток. Точка максимального навантаження спостерігалася на задній ділянці стопи, в деяких випадках у медіальній частині середньої ділянки стопи. При аналізі динамічного дослідження було виявлено збільшення загальної опорної площі вище норми та значень статичного аналізу. Площа передньої та середньої ділянок стопи збільшувалася порівняно з нормальним значенням і значеннями статичного дослідження. Розподіл навантаження аналогічний розподілу при статичному аналізі. Точка максимального навантаження зміщувалась уперед та спостерігалася на голівках центральних плеснових кісток. Рівнодійна сил центра стопи знаходилась у межах норми: проходила через центральну або медіальну частини, мала прямолінійний напрямок.

Для вивчення пружних характеристик стопи визначимо коефіцієнти пружності та деформації, а також модуль Юнга. Стопа за нормальних навантажень відчуває пружні деформації (деформація стопи повністю зникає при знятті навантаження). У нашій роботі розглядається пружна деформація стопи в горизонтальній площині, тому скористаємося одновимірним варіантом закону Гука. Модуль пружності в цьому випадку буде характеристикою ресорної функції стопи. При прикладенні навантаження по одній осі стопи відбувається зміна її лінійних розмірів по інших осях, тобто при прикладенні вертикального навантаження (масою тіла людини) на стопу відбувається її розпластання у фронтальній та сагітальній осях. Характерис-

тикою цієї деформації є коефіцієнт пружності, який розраховують за формулою

$$k = \frac{m \cdot g}{\Delta l},$$

де m – маса тіла; Δl – різниця в довжині стопи при статичному положенні та при ходьбі; g – прискорення вільного падіння.

Коефіцієнт деформації визначають за формулою

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l},$$

де l – довжина стопи в статичному положенні.

Модуль Юнга розраховують за формулою

$$E = k \cdot \frac{l}{S},$$

де S – середня площа опорної поверхні стопи.

Результати досліджень наведено в табл. 3.

На рис. 4, 5 показано розподіл коефіцієнта пружності та модуля Юнга для 2-х груп досліджуваних.

Аналіз пружних властивостей стопи обох груп досліджуваних показав істотне збільшення

коефіцієнта пружності та модуля Юнга в групі здорових дітей порівняно з іншою групою з одночасним зменшенням коефіцієнта деформації стопи в здоровій групі.

Таблиця 3. Пружні параметри стопи у дітей

Параметр	1 група	2 група
Коефіцієнт пружності k , кН/м	171	118
Коефіцієнт деформації стоп ε , %	0,029	0,035
Модуль Юнга E , кПа	490,5	273,8

З метою визначення, на основі отриманих експериментальних даних, функціональної залежності (функції тренда) коефіцієнта пружності від коефіцієнта деформації стоп використувався пакет програм MS Excel 2016. Було розглянуто вбудовані в пакеті лінійну, логарифмічну, степеневу, поліноміальну та експоненційну трендові функції. Статистичний аналіз показав, що за методом найменших квадратів, степенева функція тренда:

• для здорової групи: $y = 1680,3 \cdot x^{-1,0} (R^2 = 0,973)$;

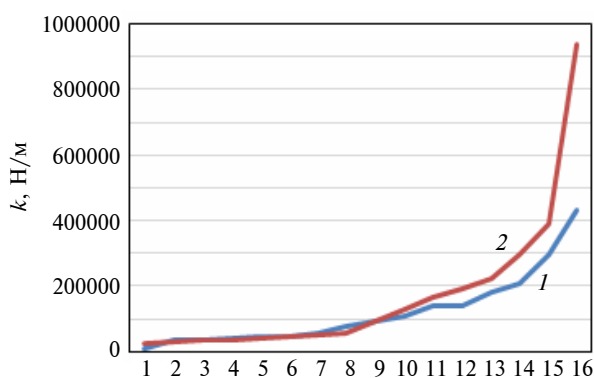


Рис. 4. Значення коефіцієнта пружності для 2-х груп досліджуваних: 1 – вальгус; 2 – норма

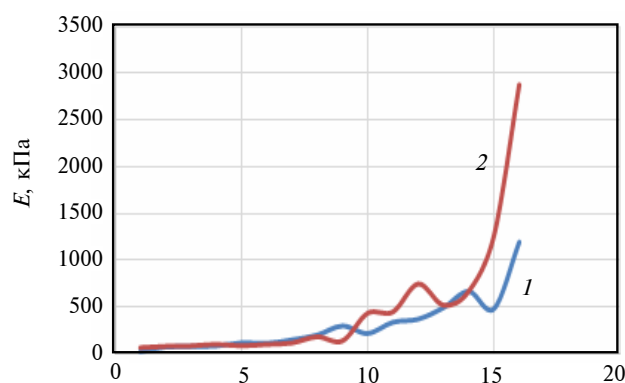


Рис. 5. Значення модуля Юнга для 2-х груп досліджуваних: 1 – вальгус; 2 – норма

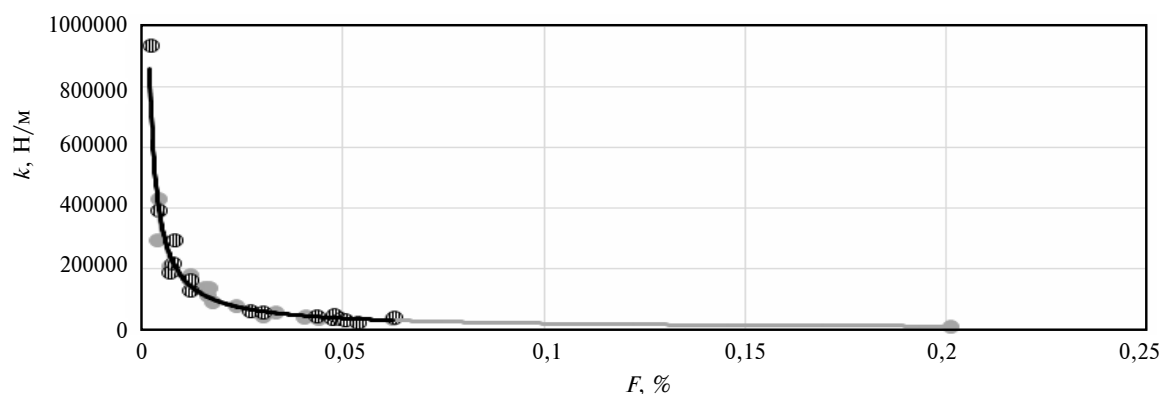


Рис. 6. Графік степеневої функції тренда з коефіцієнтом детермінації R^2 : ● – вальгус; ○ – норма

• для групи з деформаціями стоп: $y = 2024,3 \cdot x^{-0,96} (R^2 = 0,973)$;

найкращим чином описує досліджувану залежність (рис. 6).

Встановлена функціональна залежність може використовуватися для моніторингу стану та виявлення деформацій стоп у дітей.

Висновки

Запропоновано новий метод ранньої діагностики порушень функцій стопи у дітей через обчислення залежності коефіцієнта пружності від коефіцієнта деформації стопи. При аналізі отриманих біомеханічних параметрів циклу кроку для 2-х груп досліджуваних у другій групі дітей з діагнозом “плоско-вальгусна деформація стоп” були зафіксовані такі функціональні зміни: зниження швидкості кроку на 13 %, збільшення часу кроку на 19 %, істотне зниження каденції (на 28 %) зі збільшенням довжини кроку на 4 % та зменшення часу подвійної опори на 55 % з істотним збільшенням часу одностопної опори на 58 %. Наведені параметри можуть використовуватися для ранньої діагностики плоско-вальгусної деформації стоп у дітей на ранніх стадіях її розвитку.

Параметри пружних властивостей стопи (коефіцієнт пружності, деформації, модуль Юнга) оцінюють її ресорну функцію та здатність протидіяти ударним навантаженням. Аналіз останніх, для обох груп досліджуваних, показав істотне збільшення коефіцієнта пружності та модуля Юнга – на 30 та 45 % відповідно – в

групі здорових дітей порівняно з іншою групою з одночасним зменшенням коефіцієнта деформації стопи в здоровій групі на 20 %.

Виявлена функціональна залежність коефіцієнта пружності від коефіцієнта деформації стоп дає змогу автоматизувати розрахунки необхідних біомеханічних параметрів, які разом з оцінкою біомеханічних параметрів циклу кроку і пружних властивостей стопи можуть успішно використовуватися для моніторингу стану стопи, встановлення діагнозу та ефективності різноманітних методів лікування плоско-вальгусної деформації стопи у дітей.

Основною рушійною силою подальшого зростання біомеханічних методів діагностики стопи є розширення функціональних можливостей цих методів. Практичне значення отриманих результатів полягає у вдосконаленні існуючих методів діагностування функціональних параметрів стопи і розробці, виготовленні та впровадженні в медичну практику вітчизняної діагностичної системи дослідження біомеханічних параметрів стопи. Отримані результати досліджень можуть бути використані та впроваджені в спільній роботі КПІ ім. Ігоря Сікорського та інститутів Національної академії наук України. Результати роботи мають практичне застосування також у медико-біологічних дослідженнях. За результатами проведених теоретичної та експериментальної апробації може бути розроблена функціональна схема та створена вітчизняна система вимірювання і контролю біомеханічних параметрів стопи людини.

References

- [1] K. Vovsevych *et al.*, “Information measuring system of myograph of bionic limb prosthesis”, *Perspect. Technol. Devices*, vol. 10, pp. 32–37, 2017.
- [2] K. Vovsevych *et al.*, “Evaluation of electromyogram time characteristics of the wrist functional movements for intuitive control of bionic prosthesis”, *Naukovi Visti NTUU KPI*, no. 1, pp. 45–53, 2018. doi: 10.20535/1810-0546.2018.1.115941
- [3] M. Kalinina *et al.*, “Functional methods of research of the foot in modern medical practice”, *Sovremennyye Problemy Nauki i Obrazovaniya*, no. 3, 2015.
- [4] V. Tsapenko and N. Tereshchenko, “Method of investigation of biomechanical parameters of the human foot”, *Vcheni Zapiski Tavriyskogo Natsionalnogo Universitetu Imeni V.I. Vernadskogo. Ser. Tehnichni Nauki*, vol. 29, no. 5, pp. 51–59, 2018.
- [5] A. Perepelkin *et al.*, “Research of resilient properties of the human foot”, *Rossiyskiy Zhurnal Biomehaniki*, vol. 18, no. 3, pp. 381–388, 2014.
- [6] V. Kashuba and K. Sergienko, “Technology of the biomechanical control of a condition of the human foot support-spring function”, in *Proc. I Int. Sci. Pract. Conf. Biomechanics of Human Foot*, Grodno, Republic of Belarus, July 18–19, 2008, pp. 32–34.
- [7] *Private Anatomy. Bones Teaching – Osteology* [Online]. Available: http://vmede.org/sait/?id=Anatomija_mixailov_t1&menu=Anatomija_mixailov_t1&page=7
- [8] B. Minasov *et al.*, “Evaluation of static and dynamic biomechanical parameters of the lower extremities in normal and degenerative-destructive disorders of the feet”, *Meditsinskiy Vestnik Bashkortostana*, pp. 62–66, 2011.

- [9] A. Platonov *et al.*, “Biomechatronic components of the human foot stimulator”, in *Preprints of M.V. Keldysh IPM*. Moscow, Russia, 2011, pp. 1–32.
- [10] P. Kennedy and T. Inglis, “Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole”, *J. Physiol.*, no. 538, pp. 995–1002, 2002. doi: 10.1113/jphysiol.2001.013087
- [11] A. Vitenson *et al.*, “Peculiarities of biomechanical structure of walking of healthy children of different age groups”, *Rossiyskiy Zhurnal Biomehaniki*, vol. 17, no. 1, pp. 78–93, 2013. doi: 10.15593/RZhBiomeh/2016.2.05
- [12] L. Goncharova and O. Vorontsova, “Kinesimetry research in children podiatry”, *Estestvennyie Nauki*, no. 2, pp. 51–56, 2015.
- [13] V. Dotsenko and N. Titarenko, “Objective instrumental criteria for evaluating the effectiveness of programmable functional electromyostimulation in walking in patients with orthopedic and neurological disorders”, *Zhurnal Mezhdunarodnoy Meditsiny*, no. 2, pp. 51–54, 2017.
- [14] M. Makarova and M. Konyuhov, “Diseases and injuries of the lower extremities in children. Flat feet in children”, in *Collection of scientific papers of the GI Turner Research Children's Orthopedic Institute*. Leningrad, Russia, 1990, pp. 91–97.
- [15] P. Levinger *et al.*, “A comparison of foot kinematics in people with normal- and flat-arched feet using the Oxford Foot Model”, *Gait & Posture*, no. 32, pp. 519–523, 2010. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.07.013
- [16] D. Neumann, *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Rehabilitation*, 3rd ed. St. Louis, Missouri: Mosby, 2016, 784 p.
- [17] Y. Shin *et al.*, “Lower extremity kinematics in children with and without flexible flatfoot: a comparative study”, *BMC Musculoskeletal Disorders*, vol. 13, p. 31, 2012. doi: 10.1186/1471-2474-13-31
- [18] C. Vaughan *et al.*, *Dynamics of Human Gait*, 2nd ed. Cape Town, South Africa: Kiboho Publishers, 1999, 145 p.
- [19] M. Whittle, *Gait Analysis an Introduction*. Philadelphia: Elsevier Ltd, 2007, 255 p. doi: 10.1016/B978-0-7506-8883-3.X5001-6
- [20] O. Vorontsova *et al.*, “The main features of gait in children with planovalgus deformity”, *Astrahanskiy Meditsinskiy Zhurnal*, pp. 51–56, 2017.
- [21] V. Tsapenko and N. Tereshchenko, “Method of study of spatial parameters of the human foot”, in *Proc. XI Int. Sci. Tech. Conf. Integrated Intellectual Robotechnical Complexes (IIRTC-2018)*, Kyiv, Ukraine, May 22–23, 2018, pp. 157–159.
- [22] V. Tsapenko *et al.*, “Complex emitter of ultrasonotherapy”, in *Proc. VIII Int. Sci. Tech. Conf. Instrument Making 2015*, Minsk, Republic of Belarus, November 25–27, 2015, pp. 158–159.
- [23] V. Tsapenko and N. Tereshchenko, “Digital biometric system of the study of pathological conditions of the foot”, in *Proc. Int. Sci. Tech. Conf. Actual Problems of Automation and Instrumentation*, Kharkov, Ukraine, December 07–08, 2017, pp. 89–90, 2017.
- [24] G. Tymchik *et al.*, “Investigation thermal conductivity of biological materials by direct heating hermistor method”, in *Proc. 2018 IEEE 38th Int. Conf. Electronics and Nanotechnology (ELNANO)*, Kyiv, Ukraine, April 24, 2018, pp. 429–434. doi: 10.1109/ELNANO.2018.8477460
- [25] V. Tsapenko *et al.*, “Research conductivity of biological tissue”, *Bulletin of National Technical University of Ukraine “KPI”. Ser. Instrument Making*, no. 52, pp. 126–131, 2017. doi: 10.20535/1970.53(1).2017.106807

В.В. Цапенко, Н.Ф. Терещенко, Г.С. Тымчик

МОДЕЛИ ОЦЕНКИ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ У ДЕТЕЙ

Проблематика. Ведущее место среди заболеваний опорно-двигательного аппарата занимают различные деформации стоп. Изучение биомеханики нижних конечностей в норме и при различных деформациях является крайне необходимым и очень перспективным. Характер и особенности процесса формирования ходьбы у ребенка исследовано не в полной мере, в отечественной и зарубежной литературе недостаточно внимания уделено оценке параметров упругости стопы.

Цель исследования. Оценка биомеханических особенностей стояния и ходьбы, цикла шага, упругих характеристик стоп, которые могут служить инструментом для ранней диагностики нарушений функций стопы у детей.

Методика реализации. При исследовании использовался метод бароподометрии, который позволяет объективизировать исследования с учетом статической и динамической составляющих. В ходе исследования были определены основные пространственно-временные параметры цикла шага: каденция, периоды двойной и одиночной поддержки, длина полушага и шага, время и скорость шага, индекс хромоты, а также распределение нагрузки и площади контакта между стопами, относительное удлинение стопы в динамике. Для оценки упругих характеристик стопы были рассчитаны коэффициенты упругости и деформации, а также модуль Юнга.

Результаты исследования. Анализ пространственно-временных характеристик цикла шага обеих групп испытуемых показал снижение скорости шага в группе больных детей, увеличение времени шага, существенное снижение каденции с увеличением длины шага и уменьшением времени двойной поддержки со существенным увеличением времени одиночной поддержки. Анализ упругих свойств стопы обеих групп испытуемых показал существенное увеличение коэффициента упругости и модуля Юнга в группе здоровых детей по сравнению с другой группой с одновременным уменьшением коэффициента деформации стопы в здоровой группе.

Выводы. Оценка биомеханических параметров цикла шага и упругих свойств стопы может успешно использоваться для мониторинга состояния стопы, установления диагноза и эффективности различных методов лечения плоско-вальгусной деформации стопы у детей.

Ключевые слова: стопа; цикл шага; биомеханические параметры; упругие свойства; плоско-вальгусная деформация.

V.V. Tsapenko, M.F. Tereshchenko, G.S. Tymchik

MODELS OF EVALUATION OF BIOMECHANICAL PARAMETERS OF LOWER EXTREMITIES IN CHILDREN

Background. A leading place among diseases of the musculoskeletal system is occupied by various foot deformities. Biomechanics studying of the lower extremities in normal conditions and with various deformations is extremely necessary and very promising. The nature and peculiarities of move formation processes in children are not fully investigated. Domestic and foreign literature doesn't pay enough attention to evaluating the parameters of the foot elasticity.

Objective. The aim of the paper is to evaluate standing and walking biomechanical features, gait cycle, elastic feet characteristics that can serve as a tool for the early diagnosis of impaired function of the foot in children.

Methods. In the study, the baropodometry method was used, which allows objectifying the studies taking into account static and dynamic components. During the study, the main spatial-temporal step cycle parameters were determined: cadence, double and lonely support periods, half-step and step length, step time and speed, claudication index, as well as load distribution and contact area between the feet, relative lengthening of the foot in dynamics. To evaluate the elastic foot characteristics, the elasticity coefficients and deformation, as well as the Young modulus, were calculated.

Results. Analysis of space-time characteristics of gait cycle of both subject groups showed a decrease in the step speed in the group of sick children, an increase in the step time, a significant decrease in cadence with an increase in the step length and a decrease in the double support time with a significant increase in the single support time. Analysis of the foot elastics properties at both groups of subjects showed a significant increase in the coefficient of elasticity and Young modulus in the group of healthy children compared with the other group while simultaneously reducing the deformation coefficient of the foot in the healthy group.

Conclusions. It is discovered that foot elastic properties and gait cycle biomechanical parameters evaluation can be successfully used for foot condition monitoring, establishing the diagnosis and the effectiveness of various methods of treating flat-valgus foot deformity in children.

Keywords: foot; gait cycle; biomechanical parameters; elastic properties; plane-valgus deformation.

Рекомендована Радою
приладобудівного факультету
КПІ ім. Ігоря Сікорського

Надійшла до редакції
18 січня 2019 року

Прийнята до публікації
28 лютого 2019 року