

УДК 617.3

Цапенко В.В.Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»**Терещенко М.Ф.**Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

МЕТОД ДОСЛІДЖЕННЯ БІОМЕХАНІЧНИХ ПАРАМЕТРІВ СТОПИ ЛЮДИНИ

У статті запропонований метод оцінки біомеханічних властивостей стопи з використанням апаратно-програмного комплексу, що базується на зіставленні середньої величини максимальних значень навантаження на опорну поверхню стопи в статичному та динамічному положенні людини, і метод кількісної оцінки стану вираженості вальгусної деформації стопи, що характеризується рівним зводом і величиною зрушення п'яти назовні, де в якості кількісного показника використовується розширений фронтальний динамічний індекс (ФДІ) f , із подальшим аналізом діаграм динамічних кривих.

Ключові слова: стопа людини, метод біомеханічної оцінки, статичне й динамічне положення стопи, біомеханічні параметри стопи, латеральний край, медіальний край, склепіння стопи.

Постановка проблеми. Аналіз людської ходи нині є об'єктом багатьох науково-дослідних проєктів. Різні захворювання та пошкодження органів опори нерідко супроводжуються серйозними функціональними порушеннями рухового апарату людини, зниженням сили та тону м'язів, утратою здатності до нормальних рухів, що призводить до інвалідності та подальшої втрати працездатності. Діагностика осанки людини не була б повною без вимірювання й оцінок стану опорно-ресорних властивостей її стопи. Протягом останніх років кількість захворювань опорно-рухового апарату стрімко та суттєво зростає, серед них провідне місце займають різноманітні деформації стопи [1].

Стопа є структурним сегментом опорно-рухового апарату людини, який забезпечує його стаго-локомоторний зв'язок і являє собою цілісний морфофункціональний об'єкт, від якого залежить рухова функція людини [2]. Виділяють три основні функції стопи:

- **ресорна** – здатність до пружного розпластування під дією навантаження;
- **балансуюча** – участь у регуляції пози та позиційної активності під час стояння та ходьби;
- **поштовхова (відштовхувальна)** – передача прискорення загального центру мас (далі – ЗЦМ) тіла при рухах і локомоціях.

Важливою конструктивною особливістю стопи людини є її склепінчаста конструкція. Така конструктивна будова підтримується й укріплюється м'язами стопи та гомілки, тому її демпфуючо-амортизаційні властивості визначаються не

тільки анатомічними особливостями кісток, але й активною роботою прилеглих м'язів (рис. 1) [3].

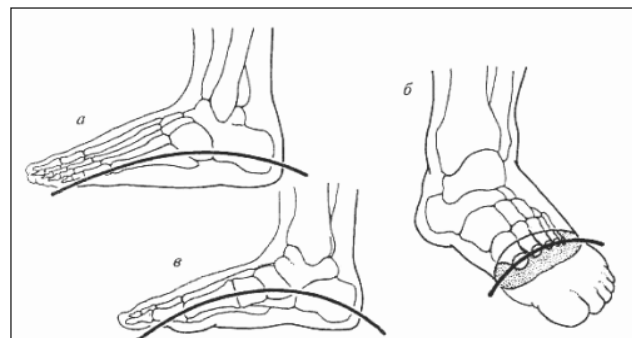


Рис. 1. Орієнтація склепінь стопи людини
а) зовнішнє поздовжнє склепіння;
б) внутрішнє поздовжнє склепіння;
в) поперечне склепіння

Під час ходьби стопа приймає на себе ударне навантаження, сумірне з масою тіла. Із кожним кроком по різному жорсткому покриттю вона отримує прискорення, рівні $18\text{--}20 \cdot g$ (де g – прискорення вільного падіння, $g = 9,80665 \text{ м/с}^2$). Оскільки поздовжні та поперечні склепіння стопи розташовані випуклостями доверху, то у вертикальній позі тиск на підошву розподіляється зазвичай на три основні точки (п'ятковий бугор, головки I та V плюсневих кісток) і зовнішній край підошви. Цю траєкторію вважають класичною метатарзальною формулою [3] (рис. 2). Тому площа ефективної опори, яка припадає на згадані вище 3 точки та зовнішній край стопи, має менший вплив, ніж площа підошви.

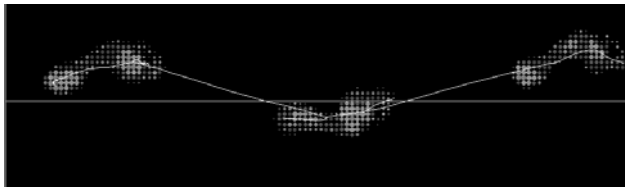


Рис. 2. Класична метатарзальна бароподометрична формула

У нормі завдяки склепінчастій будові стопи та її ресорній функції до 70% прискорення гаситься й амортизується. При нормальному розвитку опорно-рухового апарату людини навантаження на стопу розподіляться так: через тіло таранної кістки на п'ятковий бугор, човноподібну та клиновидну кістку, на головки I–III плюсневих кісток, утворюючи при цьому зовнішню поздовжню дугу. Таким чином, можна уявити дві поздовжні осі стопи. Одна проходить через середину п'яти й проміжок між I та II плюсневими кістками – це вісь сили (опорний вектор), по якій передаються основні навантаження при ходьбі; інша, яка проходить через середину п'яти й проміжок між II та III плюсневими кістками, – вісь рівноваги та балансу, якою проходять рухи стопи під час стояння. Положення цієї осі визначається як рівна довжина важелів від цієї осі до головок I та V плюсневих кісток. При плоско-вальгусній деформації опорний вектор стопи зміщується латерально (до зовнішнього краю стопи). Це змінює характер ходьби, є причиною посилення динамічного навантаження на весь опорно-руховий апарат (рис. 3) [3; 4].

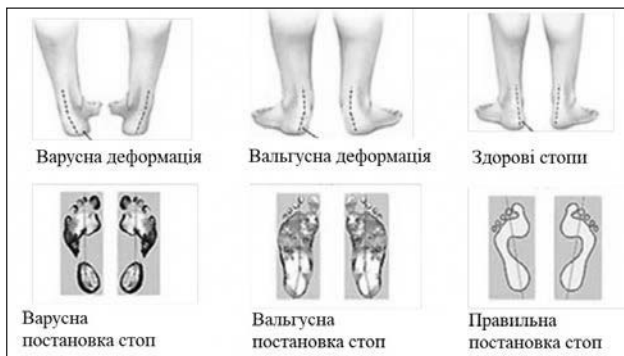


Рис. 3. Форми постановки стоп при різних деформаціях

Аналіз останніх досліджень і публікацій. Відомі способи визначення біомеханічних властивостей м'яких тканин опорної поверхні стопи, засновані 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 [5]. Однак ці способи мають низку обмежень, зокрема не можуть використовуватися під час ходьби. У процесі ходьби виникають додаткові короткочасні ударні навантаження переднього та заднього поштовху, у демпфуванні яких можуть брати участь різні біологічні середовища, зокрема, крім м'язо-скелетного, суттєву роль відіграють рідинні крово-лімфатичні середовища [5].

Таким чином, нині в практиці медичних досліджень накопичений величезний досвід використання спеціальних методів і засобів вимірювання, контролю рухової функції стопи людини й оцінки параметрів біологічних тканин [6; 7]. Однак серед різноманіття наукових підходів до вирішення цього питання не вивченими повною мірою залишаються особливості анатомо-функціональних властивостей стопи людини залежно від її статуту, віку та рівня фізичної активності.

Постановка завдання. Вивчення анатомо-патологічних змін у суглобах стопи є особливо складною задачею у зв'язку зі специфічною просторовою орієнтацією її осей і невеликими габаритними розмірами досліджуваного сегмента, що ускладнює установку спеціальних реєструючих датчиків і пристроїв. Ці особливості змушують використовувати складні пристрої, які часто вносять свої апаратні похибки та порушують нормальну дійсну біомеханіку суглобів стопи [3].

Актуальною науково-технічною задачею є розроблення комплексного методу дослідження просторових біомеханічних параметрів стопи людини. Для об'єктивізації контролю розвитку етапів патологій стопи в дітей виникає гостра необхідність використання методу, який не має іонізуючо-променевої дії, а також дозволяє виконувати кількісну оцінку та контроль функцій стопи не тільки в статичі, а й у динаміці, оскільки максимум питомого навантаження на підошовну поверхню при ходінні значно вище, ніж у положенні стоячи на обох кінцівках. Таким чином, із урахуванням цих факторів достовірність запропонованої оцінки набагато вища.

Виклад основного матеріалу дослідження. Пропонується метод, заснований на зіставленні середньої величини максимальних значень навантаження на опорну поверхню стопи в статичному та динамічному положеннях обстежуваного, і метод кількісної оцінки вираженості вальгусної деформації стопи, де в якості кількісного показника використовується розширений показник фронтального динамічного індексу (ФДІ) f ; для

його розрахунку підшовну частину стопи ділять на рівні за шириною медіальну та латеральну зони з подальшим розрахунком співвідношення тиску P_l у латеральній зоні до суми тиску ($P_l + P_m$) у латеральній і медіальній зонах і аналізом діаграм динамічних кривих.

У результаті функціональних тренувань змінюється структурна основа та біомеханічні властивості тканин опорної поверхні стопи, що призводить до підвищення можливості їх статичного навантаження. Для оцінки пружних властивостей стопи людини виникає необхідність введення діагностичного показника демпфуючих властивостей тканин (далі – ДВТ). Показник ДВТ (d) обчислюється як частка від ділення середніх значень максимального навантаження на стопу в статичному та динамічному положенні:

$$d = \frac{P_{avg\ st}}{(P_{avg\ dyn\ l} + P_{avg\ dyn\ r})} \cdot 100\%, \quad (1.1)$$

де $P_{avg\ st}$ – показник навантаження в статичному положенні (середнє значення між лівою та правою стопами);

$P_{avg\ dyn\ lr}$ – показник навантаження в динамічному положенні для лівої та правої стопи відповідно.

Чим вище значення показника d , тим вища здатність м'яких тканин стопи протидіяти руйнуючій дії навантаження за рахунок перерозподілу тиску по всій площі опорної поверхні стопи.

У якості об'єкта для дослідження було обрано декілька груп пацієнтів: 15 людей, хворих на цукровий діабет, 15 людей без яскраво виражених патологій стопи та 15 із різноманітними патологіями стопи після 3-х і більше місяців використання індивідуальних ортезів стопи.

Під час дослідження використовувався метод бароподометрії [4]. У ході клінічного обстеження пацієнтів фіксували скарги, відомості про попереднє лікування, оцінювали загальний вигляд стопи, установку п'яtkової кістки, стан поздовжнього та поперечного склепінь, мобільність деформації. Дослідження виконувалося за допомогою цифрової біометричної системи в складі бароподометра та планшетного сканера стоп [1; 4]. Обстежуваний знаходився у фізіологічній позі стоячи (статичне положення), спираючись обома стопами на опорну поверхню першого модуля бароподометра. Реєструється середнє значення ($\text{кг}/\text{см}^2$) максимального навантаження на всю поверхню стопи та визначаються локалізації точок максимального тиску, загального центру мас (далі – ЗЦМ) і локальних центрів для кожної кінцівки. Потім процедура вимірювання повторюється при ходьбі –

динамічне дослідження (5–6 проходів у звичайному, спокійному темпі). Оцінюється структура графіків динамічних кривих, траєкторія переміщення ЗЦМ, розподіл навантаження по підшовній поверхні. При цьому також визначалися кут Кларка, індекс Годунова, індекси передньої та задньої опори (рис. 4) [5].

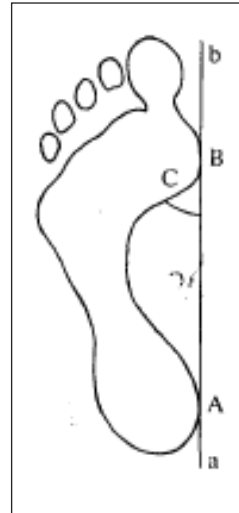


Рис. 4. Схема вимірювання кута Кларка [3]

Кутовий індекс Кларка β визначає стан підшовного вигину стопи та лежить між дотичною до медіального краю відбитка стопи та лінією, яка з'єднує найбільш випуклу точку, що перетинається з дотичною до медіального краю плюсни. Отримані відбитки оцінюють за допомогою спеціальних графіко-розрахункових методів та індексів [3].

Бароподометр працює у двох режимах.

– Бароподометрія статичного положення

Бароподометрія статичного положення визначає розподіл зон навантаження, окреслює периметр опорного полігону, фіксує центри положення стопи та проекцію центру тяжіння тіла і його зміщення, розраховує відсоткові співвідношення опорної поверхні та сили тиску, зокрема й перевантаження кінцівки чи ротацію тазу. До подібного аналізу належить тест на стабілометрію, проте тут головною метою є запис руху центру маси тіла та центрів навантаження стоп. Траєкторія цієї кривої відображає стан рівноваги пацієнтів, що значно впливає на опоростійкість і власне стереотип руху в динаміці. Визначають напрями, швидкість, нахил, розкачування вперед-назад і зліва направо, індекс К'єті, індекс Ромберга, індекс ексцентриситету по загальній площі. Тест може проводитися з відкритими та закритими очима для аналізу впливу зорової системи, коректної інтерпретації віддаленості об'єктів.

– Бароподометрія динамічного положення

Бароподометрія в динаміці показує, як розподіляється тиск під час перекачу кожної стопи. Точка приземлення, контакту та поштовху в нормі мають чітку послідовність, швидкість і силу. Траєкторія руху переднього відділу стопи вказує на тазостегновий суглоб, а гомілковостопний та під таранний суглоби визначаються на середині відбитку стопи. За графічним відображенням руху можна чітко

відслідкувати стабільність суглобів, латеральні чи медіальні відхилення руху. Різниця руху, наприклад, колінного суглобу й напрям 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 передньому відділі під час руху. Три відбитки аналізують повний кроковий цикл, два – це напівкрок. Повний кроковий цикл завжди є більш інформативним за одиночні відбитки, оскільки аналіз повного крокового циклу дозволяє досліджувати перекочування стопи на кожному окремо взятому відбитку, виражене в абсолютному значенні, порівняно зі значеннями точок тиску інших відбитків одного й того самого прямокутника крокового циклу (рис. 5).

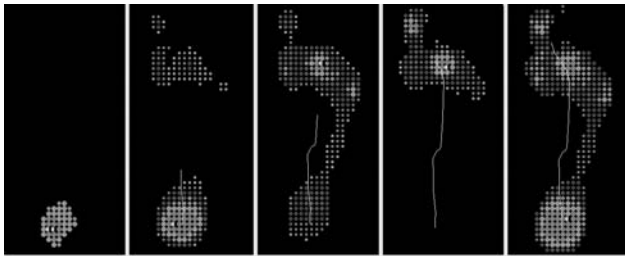


Рис. 5. Окремі фази перекочування й повне зображення стопи (останнє праворуч)

Якісний розгляд окремого відбитка підкреслює нестійкість при опорі чи значні відмінності між окремими відбитками й усередненим. Це впливає на загальну статистику та помітно відображається на ефективності ортезів, спроектованих на основі діагностичної інформації, отриманої за запропонованою методикою.



Рис. 6. Розподіл навантаження на стопу при динамічному та статичному положенні

- 1 – динамічне положення досліджуваних із діабетичною стопою;
- 2 – динамічне положення досліджуваних без патологій стопи;
- 3 – статичне положення досліджуваних із діабетичною стопою;
- 4 – статичне положення досліджуваних без патологій стопи

Проведемо визначення розподілу навантаження на стопу при динамічному та статичному положенні двох груп досліджуваних (рис. 6):

У дослідженні брали участь 30 обстежуваних, які були поділені на 2 підгрупи – 15 пацієнтів із синдромом діабетичної стопи та 15 без яскраво виражених патологій. Для експерименту пацієнти були підібрані з однаковою попарно вагою відповідно для двох підгруп, тобто кожному обстежуваному підгрупі із синдромом діабетичної стопи (досліджувана група) відповідав обстежуваний підгрупі без яскраво виражених патологій (контрольна група). На графіках показаний розподіл середньої величини навантаження на опорну поверхню двох стоп досліджуваних у статичному (положення спокою) і динамічному положеннях (положення руху) для двох груп пацієнтів. Із графіків видно практично однакову картину розподілу в статичі й обернену в динаміці.

Проводимо дослідження залежності показника демпфуючих властивостей тканин від ваги обстежуваних для двох обраних вище груп пацієнтів (рис. 7):

Це дослідження проводилося аналогічно до попереднього. У результаті експерименту було встановлено, що показник ДВТ вищий у пацієнтів із діабетичною стопою порівняно з другою – контрольною підгрупою обстежуваних без яскраво виражених патологій стопи. Більш високі показники ДВТ, зумовлені жорсткістю шкірних покривів, наявністю мозолів і локальними зм'якшеннями м'яких тканин опорної поверхні стопи, відмічені у хворих на цукровий діабет ($50,7\% \pm 5\%$ проти $46,9\% \pm 5\%$ у пацієнтів без яскраво виражених патологій стопи).

Проведене дослідження динаміки змін значень показника демпфуючих властивостей тканин пацієнтів із різноманітними захворюваннями стопи до та після використання індивідуальних ортезів, спроектованих за запропонованою методикою (рис. 8):

Динаміка змін значень показника ДВТ пацієнтів із різноманітними захворюваннями стопи фіксувалася до обстеження та після використання індивідуального ортезу, розробленого на основі отриманої діагностичної інформації за запропонованою методикою. Дослідження показали, що макси-

мальна лікувальна ефективність ортезу настає після 6 місяців використання.

Згідно з дослідженнями Гурфінкеля встановлено, що у вертикальній позі в нормі маса тіла на стопу розподіляється так: 20,5% – на передньо-внутрішній відділ стопи, 18,4% – на передньо-зовнішній відділ стопи, 5,5% – на область зводу, а на п'яту – 55,6%. За даними Давидової, під час ходьби маса тіла людини розподіляється так: на п'яту припадає 33,2%, на середню частину – 5%, на передньо-зовнішню частину стопи – 26%, на передньо-внутрішню – 35,8% [6].

Під час аналізу підошовного тиску вальгусна деформація стопи виявляється на основі зміщення його до латерального краю, збільшення навантаження в області поздовжнього склепіння, медіальної поверхні стопи. Однак цей метод є суб'єктивним і більше залежить від особистого досвіду спеціаліста [6; 7].

Пропонується більш об'єктивний метод для кількісної оцінки вираженості вальгусної деформації стопи. У якості кількісного показника використовуємо фронтальний динамічний індекс f . Для його розрахунку стопу ділять на рівні по ширині медіальну та латеральну зони з подальшим розрахунком співвідношення тиску P_l у латеральній зоні до суми тиску ($P_l + P_m$) у латеральній і медіальній зонах (рис. 9) [6].

$$f = \frac{P_l}{P_l + P_m} \cdot 100\%, \quad (1.2)$$

де P_l – тиск у латеральній зоні стопи (Па);

P_m – тиск у медіальній зоні стопи (Па).

Як видно зі схеми (рис. 9), для запропонованого методу в процесі аналізу стопа розбивається на медіальну та латеральну зони, які теж доцільно розділяти ще на 3 окремі області кожну (передній, середній і задній відділи стопи відповідно) для наочності впливу зміни значень розподілу тиску в кожній області підошовної поверхні стопи на загальну картину патології. Як відомо, передній відділ стопи відповідає за колінний суглоб, а гомілковостопний і підтаранний визначаються на середині відбитку стопи. Із урахуванням цієї закономірності розширена формула розрахунку фронтального динамічного індексу f матиме такий вигляд:

$$f = \frac{P_{lf} + P_{lm} + P_{lr}}{(P_{lf} + P_{lm} + P_{lr}) + (P_{mf} + P_{mm} + P_{mr})} \cdot 100\% \quad (1.3)$$



Рис. 7. Залежність показника ДВТ від ваги обстежуваних
1 – досліджувані із синдромом діабетичної стопи;
2 – досліджувані без патології стопи

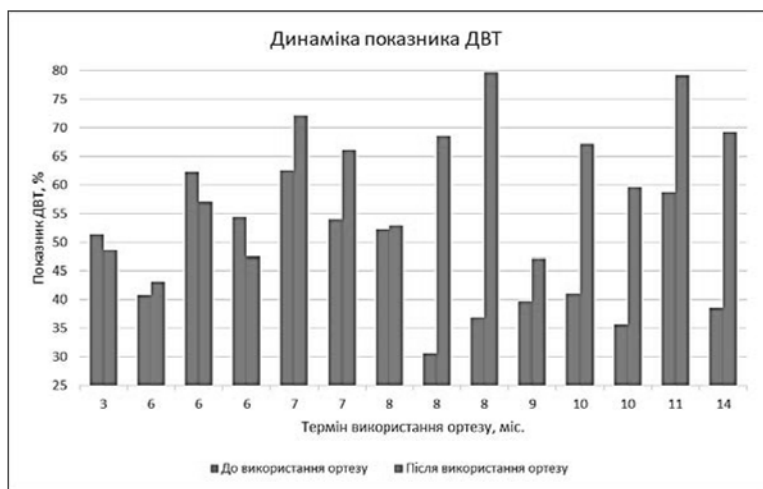


Рис. 8. Динаміка коливань значень показника ДВТ пацієнтів із захворюваннями стопи

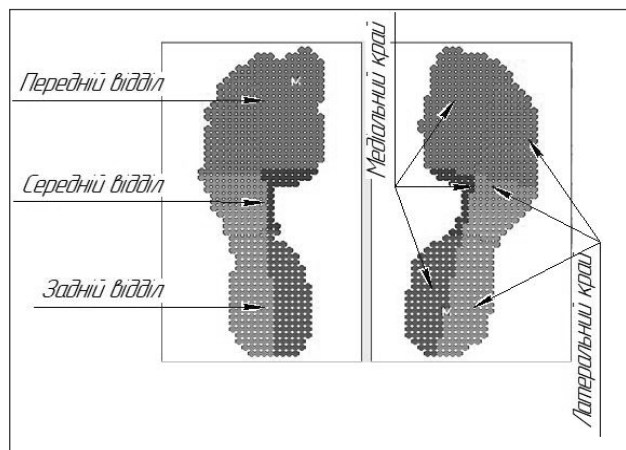


Рис. 9. Схема розділення стопи на латеральну та медіальну зони для обчислення розширеного фронтального динамічного індексу

В отриманій формулі індекси f , m , r позначають значення тиску в передньому, середньому та задньому відділах латерального та медіального краю стопи відповідно.

У процесі дослідження за допомогою бароподометричного комплексу було виявлено певну частоту однакових або подібних між собою зображень тиску, які не повністю вписуються у вигляд відомої метатарзальної формули (рис. 2). Ці відомості демонструють появу надлишкового центрального навантаження при опорі на дві ступні, на II, III і IV плюснові головки. У динаміці ж, навпаки, ми виявили, що велика частина навантаження припадає на центральні плюснові головки й майже ніколи не переноситься на I або V. Вивчення значень показників, отриманих під час різних досліджень, показало, що параметри підшовного тиску залежать від ваги, віку, швидкості ходьби тощо. Для уніфікації розрахунків, об'єктивізації отриманих даних запропоновано розраховувати значення питомого навантаження (відсоткове розподілення тиску) із 6 зон щодо всієї стопи.

У якості об'єкта дослідження виступили 50 людей із двосторонньою плоско-вальгусною деформацією стоп у віці 17–21 року. Контрольну групу склали 50 людей без яскраво виражених патологій стопи аналогічної вікової категорії. Значення розширеного фронтального динамічного індексу під час ходьби в пацієнтів із плоско-вальгусною деформацією стопи порівняно з даними обстеження здорових людей представлено в таблиці 1.

Таблиця 1

Дані бароподометричного обстеження здорових людей і людей із плоскостопістю

Показник	Здорові люди, %	Люди з плоскостопістю, %
ФДІ, %	51,055 (53,478/ 47,632)	50,365 (54,085/ 46,645)

Із таблиці 1 випливає, що спостерігається зниження показника ФДІ, що свідчить про медіальне зміщення підшовного тиску, особливо в середньому відділі стопи.

Проведемо статистичне опрацювання отриманих результатів із використанням ROC-аналізу та побудовою характеристичної кривої, яка відображає залежність чутливості (S_e) і специфічності (S_p) від точки розподілення. Розрахунки проводимо за допомогою програми Statistica. Оцінивши площу під ROC-кривою показників тиску, можна констатувати, що для вибраної вікової підгрупи (17–21 рік) площа під характеристичною кривою для показника ФДІ – 0,699 (95%, довірчий інтервал – 0,567–0,772). Визначимо оптимальну точку розподілу, яка забезпечує чітке відокремлення

здорових пацієнтів від пацієнтів із плоско-вальгусною деформацією стопи. В обраній віковій групі оптимальною точкою розподілу, яка забезпечує максимум чутливості та специфічності для показника ФДІ, є значення 50,05%.

Наступним етапом дослідження є аналіз стану діаграм динамічних кривих, побудованих на основі запропонованого методу.

Аналіз перекату окремої стопи представлений у графічному вигляді за допомогою прямокутної декартової системи координат, на якій вісь абсцис показує час, а на осі ординат відкладені окремі величини. Графіки зазвичай називають «динамічними кривими» з огляду на їх поведінку з плином часу. Початкова точка кожної кривої, як правило, повинна відповідати точці опори п'яти, центральна частина – середнього відділу стопи, а кінцева – великого пальця ноги; варіації амплітуди кривої описують варіації руху (рис. 10).

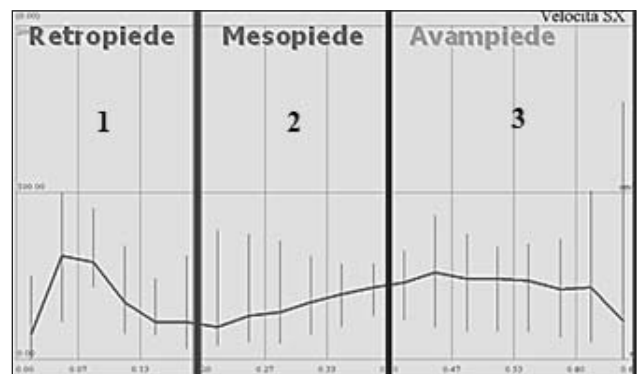


Рис. 10. Динамічні криві (швидкість лівої стопи) 1 – опора на п'яту; 2 – середній відділ стопи; 3 – передній відділ стопи (опора на великий палець)

Слід пам'ятати, що варіації кривої (спостерігаються на початку або в кінці) можуть бути зумовлені як відривом ноги, так і контактом із протилежного боку контралатерально: наприклад, у пацієнтів із геміплегією патологічна сторона може вплинути на всю криву «здорової» сторони (стабілізує кінцівку). Отримані відомості дозволяють представити середню динамічну криву для кожного графіка, виділяючи стандартне відхилення, із метою можливості зіставлення, яке показує різні моделі, прийнятні при кожній опорі. Зображення середньої динамічної кривої показує вертикальні сегменти, які графічно описують зміну (стандартне відхилення) значення на кожному окремому відбитку різних зареєстрованих кроків. Криві представлені на одному зображенні для правої ноги (рис. 11a) і для лівої ноги (рис. 11b).

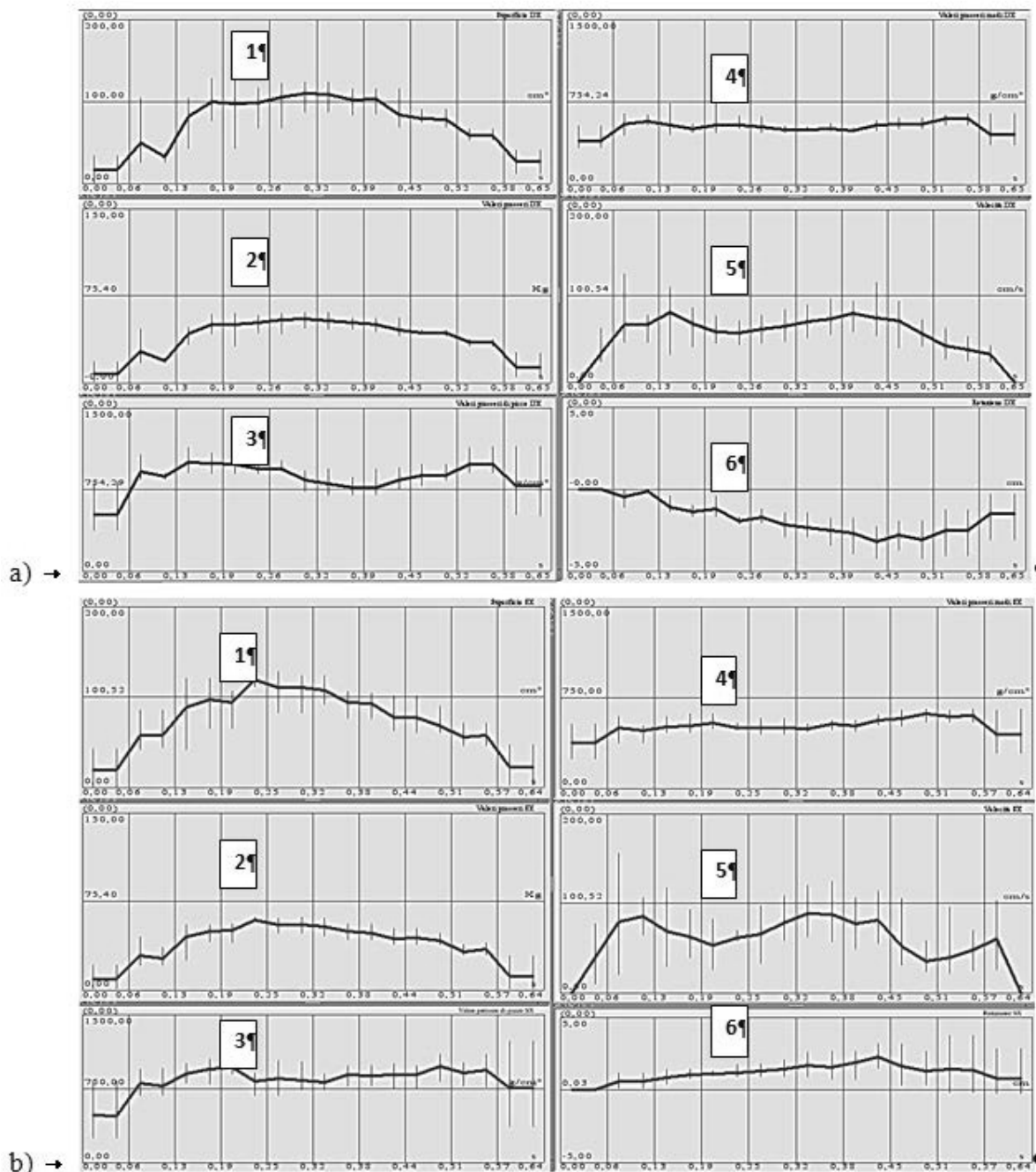


Рис. 11. Підсумкові динамічні криві
 а) права нижня кінцівка; б) ліва нижня кінцівка

Криві показують такі значення як функції часу.
 – Площа поверхні (рис. 11(1) а, б) – це площа контакту, виявлена в кожному кадрі під час перекочування структурних елементів стопи. Виражається в квадратних сантиметрах на час збору даних (у секундах). Як правило, ця крива повинна починати рости по висхідній траєкторії з максимальним піком у середній частині, поступовим спуском вниз на трьох четвертих довжини тієї ж кривої й закінчитися в кінці графіка (на лінії чи нижче щодо п'яти).

– Значення тиску (рис. 11(2) а, б) – являє собою тиск, який спричиняється на окремі датчики, активовані в кожному кадрі під час перекочування стопи. Виражається в кілограмах на час збору даних (у секундах). Подібно до кривої площі, ця крива зростає до середини й опускається до кінця.

– Пікові значення тиску (рис. 11(3) а, б) представляють значення точки максимального тиску під час перекочування стопи. Виражається в грамах на квадратний сантиметр на час збору даних

(у секундах). Ця крива повинна опускатися до середини й досягати піку висоти на одну третину й три четвертих.

– Середні значення тиску (рис. 11(4) а, b) – представляє середні значення тиску під час перекочування стопи. Виражається в грамах на квадратний сантиметр на час збору даних (у секундах). Ця крива враховує тиск, зареєстрований на поверхні (на момент опори), а отже, повинна зменшуватися фізіологічно в центральній частині, де зменшується сила, а площа збільшується.

– Швидкість (рис. 11(5) а, b) – показує швидкість руху центру тиску стопи від точки відриву до точки контакту під час перекочування стопи. Виражається в сантиметрах на секунду на час збору даних (у секундах). Як правило, досягає піку в задньому відділі стопи, мінімальної швидкості при переході між заднім і переднім відділами стопи й останнього піку при контакті великого пальця ноги.

– Поворот/ротація (рис. 11(6) а, b) – показує бічний зсув центра тиску щодо точки контакту (нульове значення). Виражається в сантиметрах на час збору даних (у секундах). Зазвичай ця крива повинна йти від нуля до зовнішньої сторони максимум на два-три сантиметри й не повинна повертатися до нульового значення.

Аналіз графіків динамічних кривих (рис. 11 а, b) відбитків стоп може дати ключову інформацію для вивчення відхилень від норми координації рухів. Під час аналізу графіків динамічних кривих в обраній віковій групі з плоско-вальгусною деформацією стопи спостерігалися порушення

плавності графіків, зниження заднього поштовху, що свідчить про порушення ресорної функції стопи, а також про зниження жорсткості стопи в момент відштовхування від опори та зниження поштовхової функції. Установлено статистично значиму різницю в контрольній групі та групі з плоско-вальгусною деформацією стопи.

Висновки. Запропонований критерій розширеного фронтального динамічного індексу (1.3) має високу специфічність (згідно з результатами ROC-аналізу) при бароподометричному обстеженні обраної вікової групи з плоско-вальгусною деформацією стопи (далі – ПВДС) і може застосовуватися в ортопедії в якості дійсно об'єктивного критерію встановлення діагнозу ПВДС-патології.

Запропонований критерій оцінки демпфуючих властивостей тканин стопи (1.1), який являє собою співвідношення максимумів навантаження в позі стоячи та при ходьбі. Установлено, що у здорових людей і пацієнтів із захворюваннями стопи показник демпфуючих властивостей тканин опорної поверхні стоп залежить від біомеханічних властивостей, які визначаються рівнем фізичної активності, масою тіла та віком.

Критерії ФДІ та ДВТ як значення кількісних показників розподілення тиску по підштовпній поверхні стопи разом з якісними показниками, отриманими під час аналізу діаграм динамічних кривих, градієнтом зниження амплітуди заднього поштовху можуть успішно використовуватися для моніторингу стану стопи, встановлення діагнозу й ефективності різноманітних методів лікування плоско-вальгусної деформації стопи.

Список літератури:

1. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф. Методика дослідження просторових параметрів стопи людини. Інтегровані інтелектуальні робототехнічні комплекси (ІРТК-2018): матеріали 11 міжнарод. наук.-практ. конф. (Київ, 22–23 травня 2018 р.). Київ: НАУ, 2018. С. 157–159.
2. Perpelkin A.I., Mandrikov V.B., Kravushkin A.I. Individual and typological characteristics of the human foot in the age aspect. Raleigh, North Carolina, USA: Lulu Press, Inc, 2015. 140 p.
3. Кашуба В.А. Биомеханика осанки. Киев: Олимпийская литература, 2003. 272 с.
4. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф. Цифрова біометрична система дослідження патологічних станів стопи. Актуальні проблеми автоматики та приладобудування: матеріали міжнарод. наук.-техн. конф. (Харків, 07–08 грудня 2017 р.). Харків: ФОП Мезіна В., 2017. С. 89–90.
5. Щуров В.А., Сазонова Н.В., Щуров И.В. Способ оценки биомеханических свойств мягких тканей опорной поверхности стопы. Российский журнал биомеханики. 2008. Том 12, № 4 (42). С. 47–52.
6. Мармыш А.Г. Особенности распределения подошвенного давления при плоско-вальгусной деформации стопы у детей. Журнал Гродненского государственного медицинского университета. 2017. Вып. 15(4). С. 400–404.
7. Терещенко М.Ф., Цапенко В.В., Чухраев М.В. Дослідження електропровідності біологічних тканин. Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування. 2017. Вип. 53(1). С. 87–94.

МЕТОД ИССЛЕДОВАНИЯ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ СТОПЫ ЧЕЛОВЕКА

В статье предложен метод оценки биомеханических свойств стопы с использованием аппаратно-программного комплекса, основанный на сопоставлении средней величины максимальных значений нагрузки на опорную поверхность стопы в статическом и динамическом положении человека, и метод количественной оценки состояния выраженности вальгусной деформации стопы, характеризующейся равным сводом и сдвигом пяты наружу, где в качестве количественного показателя используется расширенный фронтальный динамический индекс (ФДИ) f , с последующим анализом диаграмм динамических кривых.

Ключевые слова: стопа человека, метод биомеханической оценки, статическое и динамическое положение стопы, биомеханические параметры стопы, латеральный край, медиальный край, свод стопы.

METHOD OF INVESTIGATION OF BIOMECHANICAL PARAMETERS OF THE HUMAN FOOT

The article proposes a method for investigation the biomechanical foot properties using a hardware-software complex based on comparing the average value of the maximum load values to the foot reference surface in the static and dynamic subject position, and a method for quantifying the severity of valgus foot deformation, the expanded frontal dynamic index f (FDI), with the subsequent dynamic curves diagrams analysis.

Key words: human foot, biomechanical assessment method, static and dynamic foot position, biomechanical parameters, lateral edge, medial edge, foot arch.