

УДК 616.6:004.67

О. П. Шуляк, А. В. Мневць*Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, Україна***ДЕТАЛІЗАЦІЯ РОЗПІЗНАВАЛЬНИХ АЛГОРИТМІВ У ДІАГНОСТИЦІ ПАЦІЄНТІВ ТА ОЦІНКА ЇЇ РЕЗУЛЬТАТИВНОСТІ**

Розглядаються питання деталізації алгоритмів розпізнавання, з метою підвищення валідності їх рішень у діагностиці пацієнтів на прикладі обробки даних нефрології. Мається на увазі навчання алгоритмів із учителем. Пропонуються процедури деталізації комплексів клінічних ознак та критеріїв порівняння таких комплексів у прийнятті рішень. Мається на увазі поділ цих об'єктів на елементи, вилучення для них додаткових відомостей з апріорних та поточних даних та їх врахування у алгоритмах.

Дослідження в роботі були зосереджені на розробці програмного інструментарію виявлення та оцінки додаткових резервів та можливостей підвищення якості рішень розпізнавальних процедур за рахунок вилучення додаткових корисних відомостей з апріорних та поточних даних щодо їх використання у процесі деталізації процедур прийняття рішень. На конкретному алгоритмі були проаналізовані різні підходи до такої деталізації та дослідження її результативності.

Така деталізація може бути побудована на основі використання досвіду клінічної практики спостереження пацієнтів та їх діагностики у вигляді навчальних вибірок симптомокомплексів та (або) сигналів, що спостерігалися в клінічних випадках з достовірно підтвердженими діагнозами у відповідних базах даних.

Деталізація зазначених алгоритмічних процедур може призвести до виникнення багатоваріантності можливих рішень по-різному деталізованих алгоритмів та вимагати застосування додаткових процедур формування узагальнюючого висновку за результатами їхнього консиліуму.

Порядок і результати деталізації демонструються в середовищі MatLab на двох модифікаціях запропонованого алгоритму.

Розкрито склад апріорних даних пацієнтів у демонстраційних прикладах та відомостей на етапі навчання. Запропоновано дві модифікації алгоритму щодо його деталізації та програмні процедури статистичної оцінки результативності деталізації досліджуваних алгоритмів. Описано деталізацію алгоритмів за допомогою введення вагів в критерій прийняття рішень з урахуванням розкиду значень клінічних ознак.

Ключові слова: діагностика пацієнтів; комплекси ознак; розпізнавальні алгоритми; валідність рішень; використання резервів.

*Надійшла до редакції
06 травня 2022 року*

*Рецензовано
30 травня 2022 року*

УДК 617.3

КРИТЕРІЇ ОПОРНИХ ХАРАКТЕРИСТИК СТОПИ ЛЮДИНИ*Цапенко В. В., Терещенко М. Ф.**Національний технічний університет України**«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, Україна**E-mail: capenko.valik@ukr.net, agfarkpi@i.ua*

У статті приведено результати дослідження параметрів опорних характеристик стопи людини. Біомеханіка стопи завжди розглядається з точки зору її опорної та ресорної функцій. При перенавантаженнях систем, що підтримують скелетиння - порушуються функції стопи, спотворюється, в цілому, руховий стереотип, відбуваються небажані перерозподіли сил, які передаються на інші відділи опорно-рухового апарату, в результаті чого виникають відхилення від норми, а потім фіксуються патологічні зміни. Провідне місце серед захворювань опорно-рухового апарату займають різні деформації стоп. Діагностика постави людини не була б повною без вимірювання і оцінки стану опорно-ресорних властивостей стопи. Для об'єктивної оцінки розподілу навантаження, викликаного вагою тіла людини та його впливу на локомоції, необхідні клінічний аналіз руху та постурологічне обстеження. При аналізі навантажень на стопу, необхідно враховувати ударні навантажен-

ня, як один з видів динамічних. На даний час опорні властивості стопи людини досліджені не повною мірою. Проте більшість вітчизняних та зарубіжних дослідників сходяться на думці про те, що впливати на правильне формування склепіння стопи набагато ефективніше профілактичними методами у дитячому віці.

Мета дослідження – підвищення точності оцінювання біомеханічних параметрів стопи людини внаслідок оцінки впливу опорних навантажень на відповідні фази циклу кроку людини. Предметом цього дослідження є біомеханічні, а саме опорні характеристики стопи. Поставлені завдання вирішуються шляхом розробки нового комплексного методу аналізу опорного навантаження, який дозволяє оцінити статичну та динамічну складові навантаження на стопу, та зводиться до визначення меж опорних характеристик. В якості об'єкта обрано декілька груп досліджуваних: контрольна (умовно здорова) та три експериментальні групи з ураженням опорної функції стопи різного ступеня складності. В ході досліджень, встановлено, що максимальний контакт з опорою, за одиницю часу має передній відділ стопи (фаза відштовхування), далі – задній відділ (фаза приземлення) і найменший – середній відділ (фаза перекату). Чим більша швидкість переміщення та довжина кроку, тим більший коефіцієнт ударних навантажень, а їх пік припадає на передній та задній відділи стопи.

Встановлено, що у людей з вкороченням довжини однієї з нижніх кінцівок, зі збільшенням різниці в довжині підвищується сумарне навантаження на опорну кінцівку, та зменшується сила переднього поштовху. Доведено, що фактор опорної сили (статична та динамічна складові), може використовуватися в якості діагностичного критерію, який впливає на визначення деформації стопи. На основі розрахунку коефіцієнтів детермінації зроблено припущення, що наявність певної деформації стопи частково залежить від фактору опорної сили. Практичне значення отриманих результатів полягає у вдосконаленні існуючих методів дослідження біомеханічних параметрів комплексним інтегральним оцінюванням особливостей стояння та ходи, циклу кроку та опорно-ресорних властивостей стопи. Також результати можуть бути використані в науково-дослідній діяльності та слугувати експертною оцінкою функціональних порушень у пацієнтів з ураженням опорно-рухової і нервової систем, вестибулярними порушеннями.

Ключові слова: біомеханіка стопи; опорна сила; сумарне навантаження; цикл кроку; критерії статичної та динамічної складових деформації стопи.

Вступ

Вивчення біомеханіки нижніх кінцівок в нормі та при різноманітних відхиленнях є вкрай необхідним і дуже перспективним [1]. Аналіз людської ходи, є об'єктом багатьох наукових досліджень. В останні роки кількість захворювань, травм та патологій опорно-рухового апарату (ОРА) неухильно зростає, що суттєво впливає на якість життя населення. Провідне місце серед захворювань ОРА займають різні деформації стоп. Різні захворювання і пошкодження органів опори нерідко супроводжуються серйозними функціональними порушеннями рухового апарату, зниженням сили і тону м'язів, втратою здатності до нормальних рухів, що врешті-решт може призвести до інвалідності і подальшої втрати працездатності [2]. При перенавантаженнях систем, що підтримують склепіння - порушуються функції стопи, спотворюється в цілому руховий стереотип, відбуваються небажані перерозподіли сил та перенавантаження, які передаються на інші відділи ОРА, в результаті чого виникають патології. Останнє є прямим наслідком функціональної неповноцінності склепіння стопи, тобто рекомпенсація склепіння виражається в тій чи іншій травмі.

Стопа є таким структурним сегментом опорно-рухового апарату, який забезпечує його статолокомоторну функцію, і являє собою цілісний морфофункціональний об'єкт, від якого залежить рухова функція людини [3]. Вона є першою, найбільш навантаженою ланкою опорно-рухового апарату, яка здійснює контакт з опорою, перероз-

поділяє силу реакції на розташовані вище сегменти опорно-рухового апарату та виконує важливу ресорну функцію, забезпечує стійкість нижньої кінцівки та зчеплення з опорною поверхнею.

Розрізняють три основні функції стопи [4]:

- ресорна – здатність до пружного розпластування під дією навантаження та відновлення своєї форми після його зняття;
- балансує – участь у регуляції пози та позиційної активності при стоянні та ході;
- поштовхова (опорна) – передача прискорення загального центру мас (ЗЦМ) при локомоціях. Впродовж життя, тією чи іншою мірою змінюються функціональні параметри стопи. В першу чергу вони стосуються її ресорної та опорної функцій. У випадку порушень симетричності розподілу навантаження по стопі, а також за рахунок зниження її пружних характеристик – збільшуються ударні навантаження та посилюються вібраційні впливи на весь ОРА [1]. За даними ВООЗ 75 % людей мають ті чи інші патологічні зміни стоп, найбільш частим, з яких, є плоско-стопість (зміна форми стопи, яка характеризується зниженням висоти її поперечного та поздовжнього склепіння). Ця деформація є причиною багатьох важких захворювань, які часто призводять до інвалідності [5].

Таким чином, прикладний аспект аналізу локомоцій людини, в сучасній біомедичній інженерії, є дуже важливим, актуальним та перспективним.

Аналіз літературних джерел та постановка задачі

Розглянуто значну кількість наукових публікацій [5-21], спрямованих на дослідження стану нижніх кінцівок різних вікових груп населення та виявлення взаємозв'язку між деформацією стопи та іншими структурними порушеннями ОРА. Дослідники зазначають, що проблема ранньої діагностики ушкоджень та захворювань стоп є актуальною при виборі способів профілактики, лікування, ортезування та оцінки їх ефективності. З огляду на те, що стопа несе на собі основне навантаження, то порушення її функцій відображається на функціонуванні всього опорно-рухового апарату і може привести, в подальшому, до виникнення ряду хронічних захворювань. Дослідження стопи людини в динаміці (при поступовому чи різкому змінному навантаженні на неї) є ключовим фактором в діагностиці її функціонального стану, яке дозволяє своєчасно виявити відхилення та визначити необхідний комплекс лікувальних заходів [7]. Відомі способи визначення біомеханічних властивостей стопи, однак вони мають ряд обмежень, зокрема не можуть використовуватися при оцінці ходи. В процесі ходьби виникають додаткові короточасні ударні навантаження переднього та заднього поштовху, в демпфуванні яких можуть приймати участь різні біологічні середовища, зокрема, крім м'язо-скелетного, суттєву роль відіграють рідинні крово-лімфатичні середовища [1]. При плосковальгусній деформації стопи, крім слабкості м'язів та зв'язок, порушується форма і співвідношення кісток стопи. Це змінює характер ходи, та є причиною посилення динамічного навантаження на весь опорно-руховий апарат [9]. Виходячи з цього, різноманітні деформації стоп, доцільно розглядати в якості первинної ланки в формуванні нестійкої ходи, яка впливає на порушення ОРА, та призводить до його різноманітних уражень. При оцінці локомоцій у хворих з вродженим або набутиим вкочеченням довжини однієї з нижніх кінцівок виявляється ряд особливостей пов'язаних зі зниженням скорочувальної здатності м'язів, компенсацією різновисокості нижніх кінцівок за рахунок перекосу таза, тенденції до еквінусної установки стопи [4, 18].

Порушення формувань склепінь стоп займає, близько 26,4 % всієї ортопедичної патології та до 81,5 % серед всіх деформацій нижніх кінцівок у дітей [11]. Як показують дослідження, в дитячому віці дані порушення піддаються частковій або повній корекції, тоді як в дорослому – дані порушення корегувати надзвичайно складно, а інколи практично неможливо. Також було доведено, що відсутність фізіологічних склепінь та порушення осі гомілковостопного суглобу веде до розвитку патологічних процесів у великих суглобах нижніх кінцівок та хребті, а також часто є причиною болювих відчуттів [4, 11, 18]. Аналіз наукової літе-

ратури з питань корекційно-компенсуючої спрямованості зміцнення стопи в осіб з різними ступенями її порушення в розвитку показав відсутність єдності думок дослідників щодо термінів формування тих чи інших відділів стопи та інших питань, пов'язаних з її дисфункцією у віковому аспекті. Проте більшість вітчизняних та зарубіжних дослідників сходяться на думці про те, що впливати на правильне формування склепіння стопи набагато ефективніше профілактичними методами у дитячому віці. Так, зокрема автори Г. І. Нарскіна та С. В. Шеренда найбільш небезпечним для виникнення плоскостопості вважають середній шкільний вік (12-14 років), оскільки в цей період онтогенезу людини активізується процес статевого дозрівання, відбувається збільшення маси тіла внаслідок додаткового жировідкладення, а відносна слабкість м'язово-зв'язувального апарату стопи під впливом навантажень призводить до ущільнення її склепінь [6].

Тому дуже важливо своєчасно виявляти наявні деформації стоп у дітей та вчасно використовувати дієві засоби їх корекції. Однак серед різноманіття наукових підходів, дослідження розподілу навантаження по стопі протягом повного циклу кроку в динаміці, вивчене не повною мірою. Відомі способи не дозволяють діагностувати функціональні зміни стопи, що відбуваються в динаміці, при зміні навантаження, а також визначати індивідуальні фізіологічні особливості нижніх кінцівок, що і обмежує застосування таких методів.

Мета дослідження

Мета даного дослідження – підвищення точності оцінювання біомеханічних параметрів стопи людини шляхом оцінки впливу опорних навантажень на відповідні фази циклу кроку. Предметом дослідження є біомеханічні, а саме опорні характеристики стопи. Поставлена задача вирішується шляхом розробки та апробації нового комплексного інтегрального методу аналізу опорного навантаження, який дозволяє оцінити вплив критеріїв статичної та динамічної складових навантаження на стопу та зводиться до визначення опорних характеристик. В якості об'єкта дослідження обрано декілька груп досліджуваних: контрольна (умовно здорова) та три експериментальні групи з ураженням функцій стопи різного ступеня складності.

Для об'єктивної оцінки розподілу навантаження, викликаного вагою тіла людини та його впливу на локомоції, необхідні клінічний аналіз факторів руху та постурологічне обстеження. Відомий метод бароподометрії, який дозволяє об'єктивізувати дослідження біомеханічних параметрів стопи з врахуванням їх статичної та динамічної складових. Це дозволяє проводити більш поглиблене дослідження локомоцій і виявляти частоту однакових або подібних між собою зобра-

жень тиску, які не повністю відповідають відомій нормальній метатарзальній формулі [16].

Матеріали та методи дослідження

Основою будь-якого локомоторного акту є опорні взаємодії, тобто короткочасний контакт певної ланки ОРА з опорою, в результаті якого виникають сили, здатні змістити центр руху тіла. Опорні взаємодії мають всі фізичні ознаки ударних навантажень (короткочасність, значне збільшення модуля сили), тому такі взаємодії можуть розглядатися як ударні [1]. Здатність стопи протидіяти різноманітним навантаженням, обумовлена не тільки біомеханічною досконалістю, а й властивостями складових її тканин [2]. В нормі завдяки склепінчастій будові стопи та її ресорній функції – до 70 % прискорення гаситься й амортизується. Біомеханіка стопи та її функції в різні фази циклу кроку різні. Пом'якшення інерційного навантаження при ході та бігу здійснюється складним комплексом суглобо-зв'язкового апарату [2]. Виділяють три основні типи стопи людини: нормальна, порожниста та плоска. Вони відрізняються за анатомічними та функціональними ознаками. Правильне функціонування стопи має забезпечувати хорошу переносимість статичного та динамічного навантаження під вагою власного тіла протягом тривалого часу. В нормі, стопа опирається на зовнішнє поздовжнє склепіння, а внутрішнє служить ресорою, що забезпечує еластичність ходи. Якщо м'язи, що підтримують склепіння стопи, слабшають, все навантаження лягає на зв'язки, які, розтягуючись, розпластують стопу [14]. Однак різноманітні ураження м'язово-зв'язкового апарату призводять не тільки до плоскостопості. Повна протилежність цього захворювання – порожниста стопа. При такій патології відзначають збільшення кривизни поздовжнього склепіння, що призводить до зростання його висоти. В даний час, точний механізм формування порожнистої стопи з'ясований не повною мірою. Передбачається, що ця патологія, зазвичай, виникає внаслідок порушення м'язової рівноваги внаслідок гіпертонусу або паретичного ослаблення окремих м'язових груп гомілки та стопи. Внаслідок цього контакт з опорою в середній частині стопи відсутній, а вся опора припадає на пальці та п'яту [10].

Проведений великий обсяг експериментальних досліджень для декількох груп досліджуваних з їх спостереженням в часі. Загальна методика проведення цифрового біометричного тесту описана в роботах [2, 15]. В якості об'єкта дослідження було обрано декілька груп молодих людей: в першу групу (контрольну) увійшли 20 умовно здорових досліджуваних віком 12-14 років з середньою масою тіла 43 кг, другу групу (експериментальну) склали 40 людей того ж віку з середньою масою тіла близько 47,5 кг, з порушеннями функцій стопи різного ступеня складності. Також значний інтерес представляє дослідження біомеханіч-

них параметрів стопи при анатомічних та функціональних вкороченнях нижніх кінцівок, які набули значного поширення. Тому додатково проводили дослідження третьої групи молодих людей в кількості 20 осіб, того ж віку з середньою масою близько 40 кг. В ході дослідження фіксували скарги, відомості про попереднє лікування, проводили візуальну оцінку загального вигляду стопи, установку п'яtkової кістки, стан поздовжнього та поперечного склепінь, мобільність деформації тощо. В процесі експерименту реєстрували значення довжини обох стоп та локалізації зон максимального тиску в статичні та динамічні. Оцінювали структуру графіків динамічних кривих, траєкторії переміщення загального центру мас, розподіл навантаження по підошовній поверхні. За допомогою програмно-апаратного комплексу [16] було визначено основні просторово-часові параметри циклу кроку. Всі отримані дані проходили статистичну обробку, за допомогою пакетів програм Excel, Statistica, Mathcad методами варіаційної статистики. Ступінь точності дослідження визначається ймовірністю безпомилкового прогнозу меншим або рівним 99 % (з рівнем статистичної значущості $p \leq 0,01$). В якості норми використали відповідні показники, отримані у здорових людей із застосуванням даного біомеханічного комплексу та програмного забезпечення [16].

Результати дослідження та обговорення

Проведено дослідження розподілу навантаження, викликаного масою тіла досліджуваного по плантарній поверхні стопи, з метою встановлення виду розподілу в рамках кожної експериментальної групи. В ході проведених досліджень, було встановлено період одиночної опори та значення навантаження на опорну поверхню кожної стопи. З метою виявлення ведучої кінцівки, визначимо коефіцієнт динамічної опороздатності K_{ds} для лівої та правої опор [1]

$$K_{ds} = P_d \cdot t_o \cdot g, \quad (1)$$

де P_d – середнє значення динамічного навантаження на стопу, $\text{кг}/\text{м}^2$; t_o – період опори, с; g – значення прискорення вільного падіння ($g = 9,80665 \text{ м}/\text{с}^2$).

Відповідно, в рамках кожної групи визначаємо ведучу кінцівку з максимальним періодом опори, по якій будемо вести розрахунок. Відповідно до наведених даних математичного аналізу періодичності циклу кроку [2], визначаємо період опори кожної області стопи. З метою аналізу розподілу динамічного навантаження протягом циклу кроку, на основі отриманих даних, було розраховано коефіцієнт динамічного навантаження для кожної області стопи [1]

$$K_{di} = P_{di} \cdot S_{di} \cdot t_{di}, \quad (2)$$

де P_{di} – середнє значення навантаження на i -ту характеристику циклу кроку стопи (період поштовху, перекауту та приземлення), $\text{кг}/\text{м}^2$; S_{di} – площа характеристики, м^2 ; t_{di} – період опори характеристики, с.

В ході проведення розрахунків, встановили доцільність розподілу основної експериментальної групи на дві підгрупи, відповідно до наявності/відсутності контакту з опорою в середньому

відділі стопи. Так до першої експериментальної групи віднесли людей з наявним надлишковим контактом у вище згаданій області, що може вказувати на «пласку» деформацію стопи (Рис. 1).

До другої групи віднесли людей з відсутнім контактом у вище згаданій області, що може вказувати на т. зв. «порожнисту» стопу (Рис. 2).

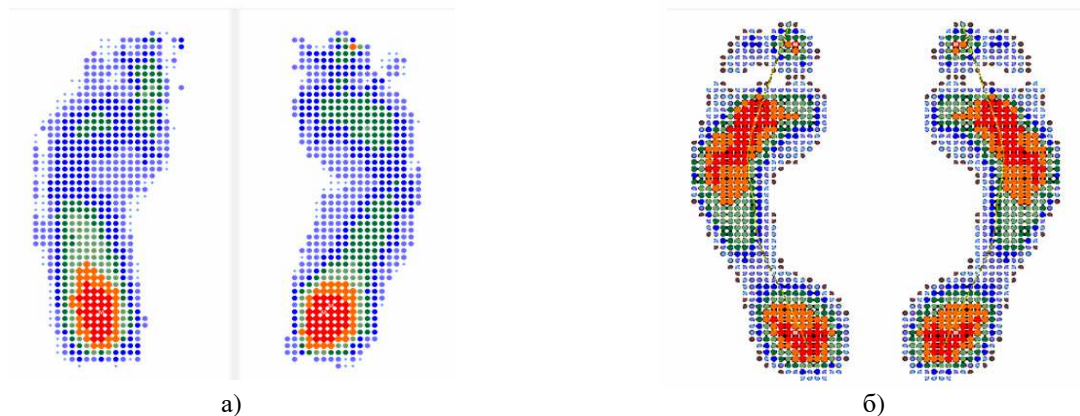


Рис. 1. Приклад розподілу динамічного навантаження по зонам стопи:
а) Перша експериментальна група; б) Контрольна група

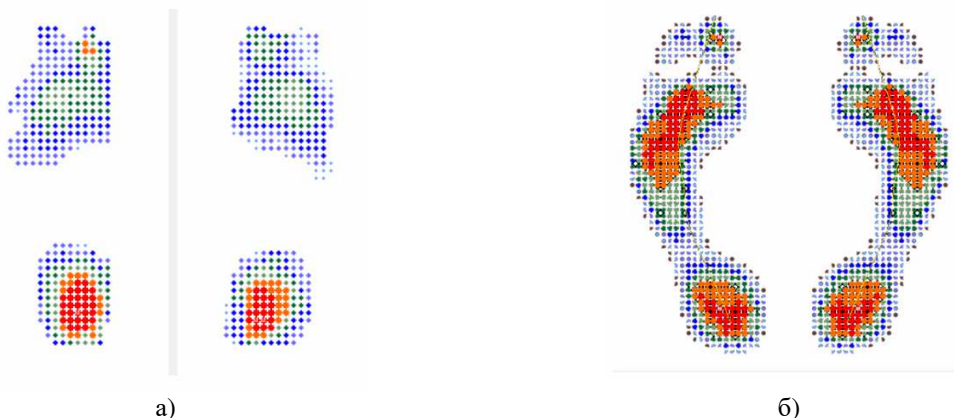


Рис. 2. Приклад розподілу динамічного навантаження по зонам стопи
а) Друга експериментальна група; б) Контрольна група

Третю додаткову групу склали досліджувані з різницею в довжині нижніх кінцівок (рис. 3).

Таким чином, в якості експериментальних маємо дві групи з діаметрально протилежними патологіями (пласка/порожниста стопа) та третю додаткову групу з вкороченням довжини нижньої кінцівки, що викликає значний науковий інтерес.

Проведено якісний аналіз отриманих результатів. Нормальні значення відносяться до загальної усередненої динамічної картини, яка представляє середні навантаження, показані при кожній фазі опори. Описані нижче значення є результатом науково-дослідницької роботи, проведеної в рамках

виконання завдань дослідження, після рандомізованого дослідження близько 100 випадків [1-4]. Так, вектор траєкторії центру тиску стопи (рівнодіюча) вважається нормальним, якщо він починається з 1/3 заднього відділу стопи, направлений вперед в напрямку V, проходить через IV-II плюсне-фаланговий суглоб і закінчується на великому пальці стопи (Рис. 1, б). Точка максимального тиску, зазвичай, розташовується в центрі заднього відділу стопи (фаза приземлення), також вона може розташовуватися на великому пальці (фаза поштовху).

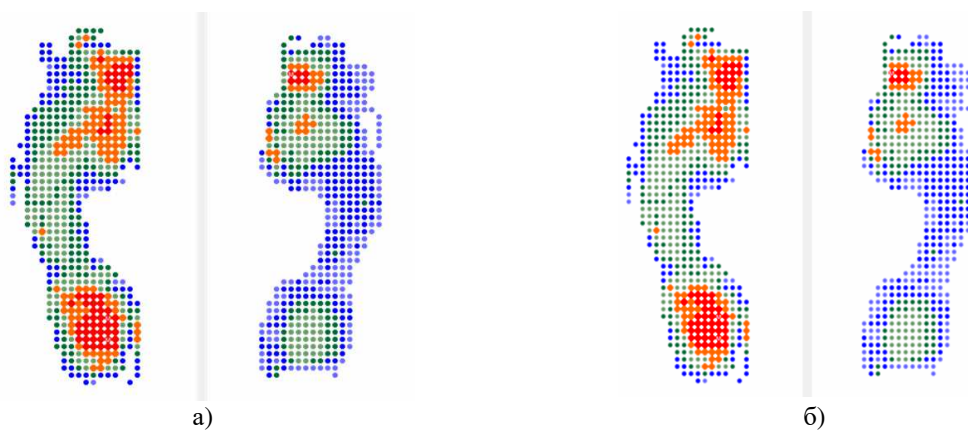


Рис. 3. Приклад розподілу динамічного навантаження по зонах стопи
а) Група з вкороченням кінцівки; б) Контрольна група

Якщо вона присутня в інших зонах, це може вказувати на можливі відхилення, пов'язані з неправильним розподілом навантаження. В нормі, навантаження рівномірно розподіляється між правою та лівою опорами. Опорна поверхня є однорідною та симетричною між лівою та правою стопами загалом, та передньо-задньою частинами обох опор, зокрема. Статичний та динамічний аналіз, в нормі, показує практичну відсутність контакту медіальної області середнього відділу стопи.

У той же час, в першій експериментальній групі зафіксовано надлишковий контакт середнього відділу стопи, що свідчить про розпластаність стопи з відповідною наявністю компенсаторних реакцій, де відбувається інтеграція навантаження з переднього та заднього на середній відділі стопи. Відповідно, за рахунок цього енерговитрати на виконання кроку збільшуються, і в ключовій фазі відштовхування – інтегральна дія сили є меншою за значенням (порівняно з нормою), що, в свою чергу, призводить до зменшення сили поштовху. Аналіз статичного дослідження показав зменшення загальної опорної площі нижче норми. Розподіл навантаження по стопі нерівномірний, в деяких випадках максимальне навантаження доводилося на медіальну частину опорної площі стопи або на голівки центральних плюсневих кісток. Точка максимального навантаження спостерігалася на задньому відділі стопи, в деяких випадках у медіальній частині середнього відділу стопи. При аналізі динамічного дослідження було виявлено збільшення загальної опорної площі вище норми та значень статичного аналізу. Площа переднього і середнього відділів стопи збільшувалася порівняно з нормальним значенням і значеннями статичного дослідження.

У другій експериментальній групі, навпаки, практично відсутній контакт середнього відділу стопи, з відповідною інтеграцією тиску з середнього на передній та задній відділи стопи, що в свою чергу також призводить до зменшення сили

поштовху. В даній групі спостерігається збільшення кривизни повздожнього склепіння. Контакт у медіальній області середнього відділу стопи не зафіксовано, натомість, в окремих випадках, спостерігався незначний контакт у латеральній області, що пояснюється можливим покачуванням досліджуваного при виконанні тесту. Аналіз статичного дослідження показав збільшення загальної опорної площі вище норми, що пояснюється концентрацією всього навантаження на задньому та передньому відділах стопи при ходьбі та/або в положенні стоячи. Розподіл навантаження по стопі нерівномірний. Точка максимального навантаження, в основному, спостерігалася на задньому відділі стопи. При аналізі динамічного дослідження було виявлено збільшення загальної опорної площі вище норми та значень статичного аналізу. Площа переднього та заднього відділів стопи збільшувалася порівняно з нормальним значенням і значеннями статичного дослідження.

На рисунку 4 наведено графік розподілу опорних динамічних реакцій по кожній зоні стопи, для контрольної та експериментальних груп досліджуваних.

З даного графіку видно, що в нормі сила опорної реакції є найвищою, порівняно з експериментальними групами. Так, за даними Д. В. Скворцова [17], перший максимум реакції опори (вертикальна складова) має місце на початку одиночної опори (фаза приземлення (Зона А-Ф)), другий – в кінці (фаза відштовхування (Зона С-Д)). Мінімум має місце у період одиночної опори точно між першим та другим "мах" (фаза перекачу (Зона В-Е)). Будь-які порушення балансу призводять до спроби їх корекції за допомогою додаткових зусиль, що спричиняє зміщення амплітуд першого та другого "мах" [6].

На рисунку 5 наведено графік залежності коефіцієнта динамічного навантаження по кожній зоні стопи, для контрольної та експериментальних груп досліджуваних.

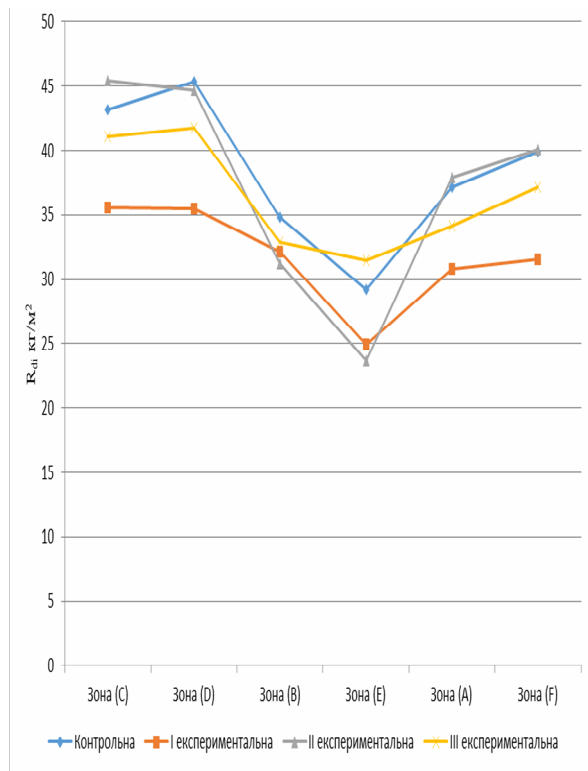


Рис. 4. Опорні динамічні реакції по зонах стопи

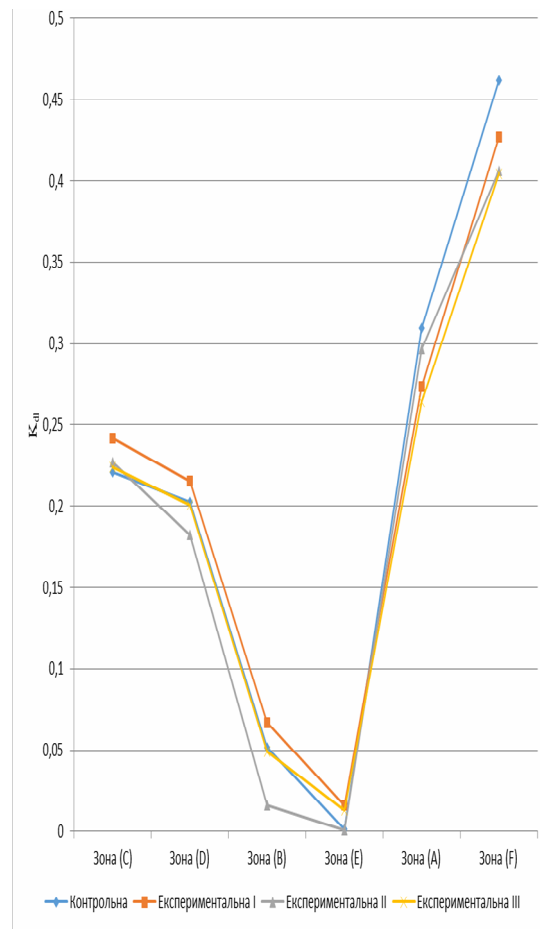


Рис. 5. Коефіцієнт динамічного навантаження по зонах стопи

У даному випадку, коефіцієнт динамічного навантаження K_{dl} характеризує інтегральну дію сили за деякий проміжок часу – тобто роботу, яку виконує нижня кінцівка (енерговитрати). При цьому максимальне значення коефіцієнта динамічного навантаження приходить на фазу відштовхування, найменше – на фазу перекату.

Стосовно третьої експериментальної групи, варто зазначити, що в переважній більшості випадків – опорною кінцівкою з більшою кількістю точок опори є довша кінцівка, саме на неї приходить максимальне навантаження. Відповідно коли обстежуваний перевантажує задню частину опорної кінцівки, як правило, через антигравітаційні та компенсаційні необхідності, він більше навантажує передню частину протилежної опори

При оцінці локомоцій у хворих з вродженим або набутим вкороченням довжини однієї з нижніх кінцівок виявляється ряд особливостей пов'язаних зі зниженням скорочувальної здатності м'язів, компенсацією різновисокості нижніх кінцівок за рахунок перекосу тазу, тенденції до еквінусної установки стопи тощо. З віком і збільшенням маси тіла обстежуваних, підтримка таких параметрів ходи як мінімального відхилення руху ЗЦМ від рівномірного і прямолінійного, зведення до міні-

муму енерговитрат за рахунок параметричної оптимізації конфігурації ходьби, продовжує залишатися особливо складною задачею. При оцінці статичної та динамічної складових сумарного опорного навантаження – виявлено, що зі збільшенням різниці довжини нижніх кінцівок пікові значення сумарного навантаження на укороченій кінцівці плавно знижуються. При ходьбі, в доволіному темпі – швидкість локомоцій знижена. Загальна тривалість циклу кроку виявилася більшою, ніж у контрольній групі, в середньому на 10%. Зафіксовано збільшення тривалості опори на інтактну кінцівку, в середньому, на 7%, що створювало картину асиметрії або кульгавості. Відносна слабкість м'язів гомілки ураженої кінцівки у хворих змушувала їх з обережністю здійснювати передній і задній поштовхи, які знижені порівняно з нормою на 38% і 29% відповідно. Виходячи з графіка (Рис. 5) можна зробити висновок – за рахунок перевантаження опорної кінцівки відбувається її розпльовування та зменшення сили заднього і переднього поштовху.

Визначено основні біомеханічні параметри кроку (Таблиця 1). В якості норми використали відповідні показники, отримані у здорових людей із застосуванням даного біомеханічного комплексу

та програмного забезпечення. Наведено співставлення середніх значень основних параметрів між

контрольною та експериментальними групами.

Таблиця 1. Біомеханічні параметри

Параметр	Контрольна	I група	II група	III група
Період опори t_o , с	0,65	0,71	0,6	0,82
Довжина напівкроку L , м	0,51	0,52	0,59	0,509
Швидкість v , м/с	0,87	0,85	1,1	0,76
Площа опори в статичі S_{st} , м ²	0,006	0,005	0,0064	0,0075
Площа опори в динаміці S_{dyn} , м ²	0,0068	0,0078	0,0077	0,0087
Коефіцієнт асиметрії, %	2,5	3,9	2,4	5,4

На основі наведених даних, визначимо статичну та динамічну складові опорних характеристик стопи. Динамічну складову опорної сили визначимо за наступною формулою [1]

$$Q_d = \frac{P_d \cdot v}{t_o}, \quad (3)$$

Статична складова [1]

$$Q_{st} = P_{st} \cdot g, \quad (4)$$

де P_{st} – середнє значення статичного навантаження на стопу, кг/м².

З метою оцінки відхилень середнього значення для кожної групи обчислимо довірчі інтервали [22]

$$\left[\bar{X} - t_{n,p} \cdot \frac{S}{\sqrt{n}}, \bar{X} + t_{n,p} \cdot \frac{S}{\sqrt{n}} \right], \quad (5)$$

де S – середньоквадратичне відхилення; n – кількість дослідів; $t_{n,p}$ – табличне значення розподілення Стьюдента з числом ступенів свободи n та дові-

рчою ймовірністю p [22]. Результати розрахунків наведені у таблиці 2.

З метою оцінки значущості відмінностей між середніми значеннями показників опорних сил в нормі та в експериментальних групах проведено статистичний аналіз з застосуванням методу однократного дисперсійного аналізу. Розрахунки проведено з використанням програмного пакету MS Excel (Рис. 6).

Так обчислення, проведені в рамках даного аналізу для динамічної складової, показали співвідношення критеріїв $F_{розр.}(25,5) > F_{крит.}(4,05)$ за порогу ймовірності 0,99. Аналогічні обчислення, проведені для статичної складової, показали співвідношення критеріїв $F_{розр.}(11,9) > F_{крит.}(4,05)$ за порогу ймовірності 0,99. За результатами, оскільки розрахункові значення $F_{розр.}$ в обох випадках належать правосторонньому інтервалу $(4,05; +\infty)$, відповідно нульову гіпотезу про рівність математичних сподівань – не приймаємо.

Таблиця 2. Критерії опорних характеристик

Параметр	Контрольна	I група	II група	III група
Опорна сила статична Q_{st} , кН/м ²	3,21 ± 0,43	4,28 ± 0,49	3,43 ± 0,39	4,58 ± 0,77
Опорна сила динамічна Q_d , кН/м ²	7,78 ± 0,98	6,91 ± 1,04	12,2 ± 1,27	10,4 ± 1,82

Однофакторний дисперсійний аналіз (DYN)				
ПІДСУМКИ				
Групи	Кількість	Сума	Середнє	Дисперсія
Qd Норма	20	153447	7672,37	2967962,1
Qd ПВД	20	139633	6981,66	2765610,2
Qd Порожниста	20	256980	12849	12864593
Qd Вкорочення	20	140853	7042,66	6400132,9
Дисперсійний аналіз				
Джерело варіації	SS	df	MS	F
Між групами	4,8E+08	3	1,6E+08	25,552054
Усередині груп	4,7E+08	76	6249575	1,5567E-11
Разом	9,5E+08	79		
Коеф. детермінації R ²	50,21%			

Однофакторний дисперсійний аналіз (ST)				
ПІДСУМКИ				
Групи	Кількість	Сума	Середнє	Дисперсія
Qst Норма	20	64101	3205,05	468130,47
Qst ПВД	20	85583	4279,15	595394,66
Qst Порожниста	20	68784	3439,2	375391,54
Qst Вкорочення	20	91538	4576,9	1468399,5
Дисперсійний аналіз				
Джерело варіації	SS	df	MS	F
Між групами	2,6E+07	3	8631703	11,875837
Усередині груп	5,5E+07	76	726829	1,8435E-06
Разом	8,1E+07	79		
Коеф. детермінації R ²	31,92%			

Рис. 6 Результати дисперсійного аналізу даних

Таким чином, можна стверджувати, що факторні критерії опорної сили (статична та динамічна складові), може використовуватися в якості інтегрального діагностичного критерію, який впливає на визначення стану деформації стопи.

З метою встановлення кількісного впливу критеріїв статичної та динамічної складових розраховано/обчислимо коефіцієнти детермінації. Так, для критерію статичної складової коефіцієнт детермінації $R^2 = 32 \%$, для динамічної – 50% . Таким чином, виходячи з вище зазначеного можемо зро-

бити припущення, що наявність певної деформації стопи залежить від фактору критеріїв опорної сили, але не на всі 100 %. Ймовірно, існують додаткові фактори впливу, визначення яких буде представлено в наступних наукових дослідженнях.

Висновки

Актуальною науковою задачею є своєчасне виявлення наявних деформацій стоп та вчасне визначення дієвих засобів їх корекції, особливо в дитячому віці. Важливою конструктивною особливістю стопи є її склепінчаста будова, завдяки якій забезпечуються ресорна, балансуєча та опорна функції. При цьому слід підкреслити, що опорно-рухова система людини достатньо складна, але саме стопа як опора першою сприймає ударний імпульс опорної реакції, і від її функціональних можливостей напряму залежить подальший характер взаємодії із середовищем. Запропоновано новий метод аналізу опорного навантаження, який дозволяє оцінити вплив критеріїв статичної та динамічної складових та зводиться до визначення відповідних опорних характеристик.

Встановлено, що максимальний контакт за одиницю часу має передній відділ (фаза відштовхування), далі – задній відділ (фаза приземлення) і найменший – середній відділ стопи (фаза перекачу). Чим більше значення швидкості та довжини кроку тим більший коефіцієнт ударних навантажень, а їх пік припадає на передній та задній відділи, тому на ці області необхідно звернути особливу увагу при виборі методів профілактики, лікування та ортезування. В кожній експериментальній групі зафіксовано зниження сили поштовху за рахунок неправильного перерозподілу навантаження. Визначено основні біомеханічні параметри та критерії опорних характеристик стопи, подано для співставлення між контрольною та експериментальними групами. В першій експериментальній групі зафіксовано збільшення періоду опори та опорної площі, що є наслідком надлишкового контакту середнього відділу стопи. В другій експериментальній групі, навпаки зафіксоване зменшення часу періоду опори, збільшення швидкості кроку разом з збільшенням опорної площі (порівняно з контрольною групою), що є наслідком інтеграції навантаження з середнього на задній та передній відділи стопи. У обстежуваних з вкороченням однієї з нижніх кінцівок встановлено, що зі збільшенням різниці в довжині підвищується сумарне навантаження на опорну кінцівку. Зафіксоване зниження швидкості та темпу, збільшення тривалості періоду кроку та істотне зниження сили поштовху.

Проаналізовані критерії опорних характеристик стопи. З метою оцінки значущості відмінностей між середніми значеннями показників опорних сил в нормі та в експериментальних групах проведено статистичний аналіз результатів дослідження.

Встановлено, що фактор критеріїв опорної сили (статична та динамічна складові), може використовуватися в якості інтегрального діагностичного критерію, який впливає на визначення деформації стопи. На основі розрахунку коефіцієнтів детермінації зроблено припущення, що наявність певної деформації стопи частково залежить від фактору опорної сили, але не повною мірою. Ймовірно, існують додаткові фактори впливу, визначення яких буде приведено в подальших дослідженнях.

Практичне значення отриманих результатів полягає в удосконаленні існуючих методів дослідження біомеханічних параметрів стопи шляхом комплексного інтегрального оцінювання особливостей стояння та ходи, циклу кроку та опорних властивостей. Розглянута методика дослідження функціональних властивостей нижніх кінцівок, у майбутньому, буде послідовно вдосконалюватися та розширювати діапазони свого застосування. Результати даного дослідження можуть бути використані в науково-дослідній діяльності та слугувати експертною оцінкою функціональних порушень у пацієнтів з ураженням опорно-рухової і нервової систем, вестибулярними порушеннями. Основною рушійною силою подальшого розвитку біомеханічних методів діагностики ОРА є суттєве підвищення точності та розширення їхніх функціональних можливостей з метою встановлення комплексних інтегральних критеріїв оцінки різноманітних патологічних станів.

Література

- [1] V. Tsapenko, M. Tereshchenko, V. Shevchenko, R. Ivanenko, "Methodology for calculating shock loads on the human foot", *Advances in Science, Technology and Engineering Systems Journal*, no. 6(2), pp. 58-64, 2021.
- [2] V. Tsapenko, M. Tereshchenko, G. Tymchik, S. Matvienko, & V. Shevchenko, "Analysis of Dynamic Load on Human Foot", in *IEEE 40th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO)*, 2020. doi:10.1109/elnano50318.2020.9088788
- [3] V. Tsapenko, M. Tereshchenko, G. Tymchik, "Models of evaluation of biomechanical parameters of lower extremities in children", *KPI Science News*, no. 1, pp. 67-75, 2019.
- [4] V. Tsapenko, M. Tereshchenko, "Analysis of the Influence of difference between lower findings on biomechanical parameters of walking", *Bulletin of Kyiv Polytechnic Institute. Series Instrument Making*, is. 57(1), pp. 102-107, 2019. doi:10.20535/1970.57(1).2019.172034
- [5] Н. Ромакина, А. Федонников, С. Киреев та ін., "Использование методов биомеханики в оценке состояния и коррекции патологии опорно-двигательной системы (обзор)", *Саратовский научно-медицинский журнал*, № 3, с. 310-316, 2015.

- [6] Д. Ю. Якімов, “Ортопедична профілактика та лікування ускладнень синдрому діабетичної стопи”, дис. канд. мед. наук, АМН України, Ін-т травматології та ортопедії, Київ, 2007.
- [7] В. Цапенко, М. Терещенко, Р. Іваненко, “Біомеханічний метод оцінки ефективності використання індивідуальних ортезів стопи”, *Вчені записки ТНУ імені В.І. Вернадського. Серія: Технічні науки*, № 32, с. 13–19, 2021.
- [8] D. Farris, L. Kelly, A. Cresswell, & G. Lichtwark, “The functional importance of human foot muscles for bipedal locomotion”, *Proceedings of the National Academy of Sciences*, № 116(5), pp. 1645-1650, 2019. doi:10.1073/pnas.1812820116
- [9] P. Levinger, G. Murley, C. Barton, M. Cotchett, S. Mcsweney, & H. Menz, “A comparison of foot kinematics in people with normal- and flat-arched feet using the Oxford foot model”, *Gait & Posture*, № 32 (4), pp. 519-523, 2010. doi:10.1016/j.gaitpost.2010.07.013
- [10] Z. Taha, M. Norman, S. Omar, & E. Suwarganda “A finite element analysis of a human foot model to simulate neutral standing on ground”, *Procedia Engineering*, №147, pp. 240-245, 2016. doi:10.1016/j.proeng.2016.06.240
- [11] Y. Shih, C. Chen, & H. Lin, “Lower extremity kinematics in children with and without flexible flatfoot: a comparative study”, *BMC Musculoskeletal Disorders*, № 13(1), pp. 13-31, 2012. doi:10.1186/1471-2474-13-31
- [12] M. Venkadesan, A. Yawar, C. Eng, M. Dias, D. Singh, S. Tommasini, “Stiffness of the human foot and evolution of the transverse arch”, *Nature*, № 579, pp. 97-100, 2020. doi:10.1038/s41586-020-2053-y
- [13] Z. Qian, L. Ren, Y. Ding, J. Hutchinson, & L. Ren, “A dynamic finite element analysis of human foot complex in the sagittal plane during level walking”, *PLoS ONE*, №8(11), 2013. doi:10.1371/journal.pone.0079424
- [14] М. Б. Негреева, В. А. Шендеров, И. Е. Комого-рцев, “Биомеханические исследования в диагностике, лечении и реабилитации больных с патологией нижних конечностей, тазового пояса и позвоночника: итоги и перспективы”, *Бюллетень ВСНЦ СО РАМН*, №4 (5), с. 201–206, 2006.
- [15] В. В. Цапенко, М. Ф. Терещенко, “Метод дослідження біомеханічних параметрів стопи людини”, *Вчені записки Таврійського національного університету імені В.І. Вернадського. Серія: Технічні науки*, № 29, с. 51–59, 2018.
- [16] В. В. Цапенко, М. Ф. Терещенко, “Цифрова біометрична система дослідження патологічних станів стопи”, на *Міжнарод. наук.-техн. конф. Актуальні проблеми автоматизації та приладобудування*, Харків, 2017, с. 89-90.
- [17] Д. В. Скворцов, *Диагностика двигательной патологии инструментальными методами: анализ походки, стабилометрия*. Москва, РФ: Т. М. Андреева, 2007.
- [18] В. Щуров, К. Новиков, С. Мурадисинов, “Влияние разновысокости нижних конечностей на биомеханические параметры ходьбы”, *Российский журнал биомеханики*, № 4, с. 102–107, 2011.
- [19] Д. В. Скворцов, “Биомеханические методы в реабилитации патологии походки и баланса тела”, автореф. дис. д-ра мед. наук. Москва, 2008.
- [20] Whittle M. W. *Gait analysis: An introduction / Whittle M. W. – Edinburgh: Butterworth-Heinemann*, 2011.
- [21] E.N. Schwartz., J. Su, “Plantar fasciitis: a concise review”, *Perm J*, 2014. doi:10.7812/TPP/13-113
- [22] Біометрія: Методичні вказівки до виконання практичних робіт з дисципліни «Біометрія» для студентів галузі знань 15 Автоматизація та приладобудування спеціальності 152 «Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка» всіх форм навчання. Уклад.: С. П. Вислоух, К. С. Барандич, О. В. Волошко – К.: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2017. – 62 с.

УДК 617.3

V. V. Tsapenko, M. F. Tereshchenko*National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute", Kyiv, Ukraine***CRITERIA OF SUPPORTING CHARACTERISTICS OF THE HUMAN FOOT**

The article presents the results of the study of the supporting characteristics of the human foot. The biomechanics of the foot is always considered in terms of its support and spring function. Overloading of the systems that support the arch - impaired foot function, distorts the overall motor stereotype, there are unwanted redistributions of forces and overload, which are transmitted to other parts of the musculoskeletal system, resulting in pathology. The leading place among diseases of the musculoskeletal system is occupied by various deformations of the feet. Diagnosis of human posture would not be complete without measuring and assessing the state of support and spring properties of the foot. Clinical analysis of movement and posturological examination are required to objectively assess the distribution of the load caused by human body weight and its effect on locomotion. When analyzing the loads on the foot, it is necessary to consider shocks as one of the types of dynamic loads. An analysis of the scientific literature has shown that the supporting properties of the foot have not been fully studied. However, most domestic and foreign researchers agree

that to influence the proper formation of the arch of the foot is much more effective than preventive methods in childhood. Therefore, it is very important to identify existing deviations of foot deformities in children and to determine effective means of its correction.

The purpose of the study is to increase the accuracy of estimating the biomechanical parameters of the human foot by assessing the impact of reference loads on the relevant phases of the step cycle. The subject of research is biomechanical, namely the supporting characteristics of the foot. The problem is solved by developing a new comprehensive method of analysis of the reference load, which allows you to assess the static and dynamic component of the load on the foot and is to determine the support characteristics. Several groups of subjects were selected as the object of study: control (relatively healthy) and III experimental groups with impaired foot function of varying degrees. In the course of research conducted in this work, it was found that the maximum contact per unit time has the front part (repulsion phase), then - the rear part (landing phase) and the lowest - the middle part of the foot (rolling phase). The greater the speed and length of the step, the greater the coefficient of shock loads, and their peak falls on the front and rear sections. It was found that in subjects with a shortening of the length of one of the lower extremities, with increasing difference in length increases the total load on the supporting limb, and decreases the force of the frontal shock. It is proved that the support force factor (static and dynamic component) can be used as a diagnostic criterion that affects the determination of foot deformity. Based on the calculation of the coefficients of determination, it is assumed that the presence of a certain deformation of the foot depends in part on the factor of support force.

The practical significance of the obtained results is to improve the existing methods of studying biomechanical parameters by comprehensively assessing the peculiarities of standing and walking, step cycle and support-spring properties of the foot. Also, the results can be used in research and serve as an expert assessment of functional disorders in patients with lesions of the musculoskeletal and nervous systems, vestibular disorders.

Keywords: foot biomechanics; support force; total load; step cycle; criteria of static and dynamic components of foot deformations.

*Надійшла до редакції
02 травня 2022 року*

*Рецензовано
24 травня 2022 року*