

УДК 617.3

DOI <https://doi.org/10.32838/2663-5941/2021.2-2/03>**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»

Іваненко Р.О.

Український науково-дослідний інститут спеціальної техніки та судових експертиз
Служби безпеки України

БІОМЕХАНІЧНИЙ МЕТОД ОЦІНКИ ЕФЕКТИВНОСТІ ВИКОРИСТАННЯ ІНДИВІДУАЛЬНИХ ОРТЕЗІВ СТОПИ

У статті запропоновано біомеханічний метод оцінки ефективності використання індивідуальних ортезів стопи з використанням апаратно-програмного комплексу, що базується на аналізі статодинамічного навантаження, який дозволяє оцінити динамічні та ударні навантаження на стопу та зводиться до визначення модуля пружності стопи та вибору, на основі проведених розрахунків, відповідного матеріалу для виготовлення індивідуальних ортезів 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, як один із видів динамічних навантажень. Мета дослідження полягає у визначенні ефективності використання різних типів устілок на покращення опорної та ресорної функції стопи. Для досягнення поставленої мети проведено біомеханічне дослідження, яке передбачає визначення ефективності застосування різних типів устілок, виготовлених із твердих та еластичних матеріалів у статичному та динамічному режимах. У ході досліджень, проведених у рамках даної роботи, було встановлено, що максимальний контакт за одиницю часу має передній відділ стопи (фаза відштовхування), далі – задній відділ стопи (фаза приземлення), і найменший – середній відділ стопи (фаза перекачу). Пік ударних навантажень припадає на передній та задній відділи стопи, тому на ці області необхідно звернути особливу увагу при виборі методів профілактики, лікування та ортезування. Використання устілок з еластичного матеріалу є більш доцільним та ефективним із біомеханічної точки зору. Практичне значення отриманих результатів полягає у вдосконаленні наявних методів дослідження біомеханічних параметрів шляхом комплексного оцінювання особливостей стояння та ходи, циклу кроку та опорних властивостей стопи.

Ключові слова: цикл кроку, біомеханічні параметри, пружні властивості, навантаження, модуль пружності.

Постановка проблеми. У медичному приладобудуванні дуже актуальним є прикладний аспект аналізу локомоцій людини. Діагностика постави не була б повною без вимірювання і оцінки стану опорно-ресорних властивостей стопи. Стопа є першою, найбільш навантаженою ланкою опорно-рухового апарату. Вона здійснює контакт з опорою, перерозподіляє силу реакції опори на розташовані вище сегменти опорно-рухового апарату та виконує важливу ресорну функцію, забезпечує стійкість нижньої кінцівки та зчеплення з опорною поверхнею. Для об'єктивної оцінки впливу розподілу навантаження по стопі на локомоції необхідні клінічний аналіз руху (дослі-

дження різноманітних патологій ходи та основної стійки, з використанням методів біомеханіки) та постурологічне обстеження (дослідження положення прийнятого тілом). 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) [1]. Не викликає сумнівів значимість оцінки функціонального стану опорно-рухової системи у пацієнтів ортопедичного та неврологічного профілю. Однак між тим у даний час методи інструментального аналізу ходи ще не отримали широ-

кого розповсюдження та впровадження в широку клінічну практику вітчизняних лікувальних установ та реабілітаційних центрів. Найчастіше оцінка біомеханічних функцій проводиться візуально і має велику частку суб'єктивізму. Інформація отримана за допомогою спеціалізованої апаратури може бути використана на всіх етапах лікувального процесу – від діагностики захворювання з виявленням провідної патологічної ланки до оцінки правильності проведеного лікування, дослідження очікуваних та віддалених результатів реабілітації, виконання експертної оцінки, тощо.

В останні роки кількість захворювань, травм та патологій опорно-рухового апарату неухильно зростає, що суттєво впливає на якість життя населення. Аналіз людської ходи є об'єктом багатьох наукових досліджень. 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 призводить до інвалідності і подальшої втрати працездатності [2].

Стопа є структурним сегментом опорно-рухового апарату, яка забезпечує його стато-локомоторну функцію і являє собою цілісний морфофункціональний об'єкт, від якого залежить рухова функція людини. Під час стояння опорними точками є п'ятковий горб і головки плеснових кісток. При зміні постави тіла тиск його маси на ці точки змінюється. Завдяки розташованим на її підшовній поверхні екстерорецепторам вона збирає інформацію про коливання маси тіла і направляє його в центральну нервову систему (ЦНС), яка буде координувати постуральну стабільність [3]. Виділяють три основні функції стопи:

- ресорна – здатність до пружного розпластування під дією навантаження та відновлення своєї форми після зняття останнього;
- балансує – участь у регуляції пози та позиційної активності при стоянні та ходьбі;
- поштовхова (опорна) – передача прискорення загального центру мас (ЗЦМ) тіла при локомоціях [4].

Упродовж життя змінюються функціональні параметри стопи. У першу чергу вони стосуються її ресорної і опорної функцій. У випадку порушень симетричності навантаження стопи в положенні стоячи або при ході, а також за рахунок зниження пружних характеристик стопи – знижуються її амортизаційні властивості, що призводить до збільшення ударного навантаження та посилення вібраційних впливів на весь опо-

рно-руховий апарат. На даний час поздовжня та поперечна розпластаність стоп, що може носити як самостійний характер, так і бути в поєднанні з іншими деформаціями, є одним з найбільш поширених ортопедичних захворювань [5]. За даними ВООЗ, більше 80% людей мають ті чи інші анатомо-функціональні відхилення стоп та нижніх кінцівок, найбільш частим з яких є плоскостопість (зміна форми стопи, яка характеризується зниженням висоти її поперечного та поздовжнього склепіння). Ця деформація є причиною багатьох важких захворювань опорно рухового апарату (ОРА), які часто призводять до інвалідності [2–3]. Порушення формувань склепіння стоп займає 26,4% всієї ортопедичної патології та до 81,5% серед всіх деформацій нижніх кінцівок у дітей [6]. Як показують дослідження, в дитячому віці дані порушення піддаються частковій або повній корекції, тоді як у дорослому віці дані порушення корегувати надзвичайно складно, інколи неможливо. Також було доведено, що відсутність фізіологічних склепіння та порушення осі гомілковостопного суглобу веде до розвитку патологічних процесів у великих суглобах нижніх кінцівок та хребті, а також часто є причиною больових відчуттів [7–8]. При плоско-вальгусній деформації стопи, крім слабкості м'язів та зв'язок, порушується форма і співвідношення кісток стопи, опорний вектор зміщується латерально (до зовнішнього краю стопи). Це змінює характер ходи, є причиною посилення динамічного навантаження на весь опорно-руховий апарат [2]. Виходячи із цього, різноманітні деформації стоп, зокрема плоско-вальгусну, доцільно розглядати в якості первинної ланки в формуванні нестійкої ходи, яка впливає на порушення ОРА, та призводить до різноманітних уражень останнього.

Для оцінки функціонального стану стопи необхідно проаналізувати інформацію щодо просторово-часових характеристик ходи, опорних реакцій, розподілу тиску по опорній поверхні стопи в процесі перекачу, а також площі опорної поверхні [1]. Усі функції стопи реалізуються під час ходи та бігу. Основна функціональна одиниця ходи – це цикл кроку – визначається як час від початку контакту кінцівки з опорою до наступного такого ж контакту цієї ж кінцівкою [2]. Питання 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 при поступовій зміні навантаження на неї, а також визначати індивідуальні фізіологічні

особливості нижніх кінцівок, що обмежує застосування таких методів.

Аналіз останніх досліджень і публікацій. Відомі методи діагностики та корекції стоп поєднують те, що вони враховують тільки статичні та кінетостатичні деформації, в положенні сидячи-стоячи, переступаючи з ноги на ногу [5; 9–12]. У динаміці, порівнюючи зі статикою, де в положенні стоячи на кожному кінцівку приходится близько 50% маси тіла людини, ця складова частина збільшується в середньому в 4 рази. Аналіз літературних джерел [1–12] вказує на недостатню кількість комплексних досліджень, які характеризують стан, розвиток і підготованість сегментів опорно-рухового апарату, зокрема стопи, до різноманітних навантажень різних інтенсивностей, із метою встановлення границь динаміки змін скелета стопи як компенсаторно-приспосувальних. Так, зокрема, було розглянуто значну кількість наукових публікацій, спрямованих на дослідження стану нижніх кінцівок різних 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 поступово 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 [1; 2]. Відомі способи визначення біомеханічних властивостей м'яких тканин стопи, основані на оцінці величин змін значень параметрів тиску, прикладеного ззовні, достатнього для перекриття артеріального судинного русла тканин, що визначається за зміною кольору поверхні шкіри чи зникненням пульсації артеріол в судинах [5]. Однак дані способи мають ряд обмежень, зокрема не можуть використовуватися при оцінці ходи. У 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 [6]. Також у наукових публікаціях описані типи та варіанти ходи при

різноманітних деформаціях, сколіозі та цілому ряді вроджених деформацій скелету. Автори деяких публікацій [9–12] зазначають, що вивчення патологічних змін в будові стопи є складною задачею, у зв'язку зі специфічною просторовою орієнтацією її осей та невеликих габаритів досліджуваного сегмента, що ускладнює установку спеціальних реєструючих пристроїв. Дані складності зумовлюють використання складних систем, які часто порушують нормальну біомеханіку суглобів стопи та не забезпечують належну точність вимірювання. Однак серед різноманіття наукових підходів до вирішення цього питання 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 при зміні навантаження, а також визначити індивідуальні фізіологічні особливості нижніх кінцівок, що обмежує застосування таких методів. Крім того, у вітчизняній та зарубіжній літературі не достатньо уваги присвячено кількісній оцінці параметрів пружності стопи, тоді коли аналіз останніх дозволить підвищити точність діагностики захворювань ОРА та ефективність ортезування нижніх кінцівок.

Постановка завдання. Для об'єктивної оцінки розподілу навантаження, викликаного вагою тіла людини на стопи та його впливу на локомоції, необхідні клінічний аналіз руху та постурологічне обстеження. Відомий метод бароподометрії, який дозволяє об'єктивізувати дослідження біомеханічних параметрів стопи з урахуванням статичної та динамічної складових [4]. Проблема ранньої діагностики ушкоджень та захворювань стоп є особливо актуальною при виборі способів виготовлення індивідуальних ортезів та оцінки їх ефективності. Дослідження стопи людини в динаміці (при поступовому чи різкому змінному навантаженні на неї) є ключовим фактором в діагностиці її функціонального стану, що надає вихідну інформацію для виготовлення індивідуальних ортезів стопи, яку не надають наявні на сьогодні системи статичного дослідження [11; 12]. Виникає потреба у вдосконаленні методів дослідження біомеханічних параметрів стопи людини шляхом комплексного оцінювання особливостей стояння та ходи, циклу кроку та опорно-ресорних властивостей стопи. Із метою підвищення точності дослідження біомеханічних параметрів стопи необхідно врахувати вплив динамічних, а саме короточасних ударних навантажень викликаних масою тіла на відповідні фази циклу кроку.

Мета дослідження полягає у визначенні ефективності використання різних типів устілок на покращення опорної та ресорної функції стопи.

Виклад основного матеріалу. Для досягнення поставленої мети проведено біомеханічне дослідження, яке передбачає визначення ефективності застосування різних типів устілок, виготовлених із твердих та еластичних матеріалів у статичному та динамічному режимах. Поставлена задача вирішується шляхом розробки методу розрахунку динамічного навантаження з урахуванням короткочасних ударних впливів на стопу.

При ходьбі стопа приймає на себе ударні навантаження співрозмірні з масою тіла. Із кожним кроком по різним жорстким покриттям вона отримує прискорення рівні $(18-20) \cdot g$ (де g прискорення вільного падіння, $g=9,80665 \text{ м/с}^2$) [3]. Здатність стопи протидіяти різноманітним навантаженням, зумовлена не тільки біомеханічною досконалістю, а й властивостями складових її тканин. У 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 суглобово-зв'язкового апарату, який з'єднує 26 основних кісток стопи, де виділяють 5 поздовжніх кісток та поперечний звід [4].

Основою будь-якого локомоторного акту є опорні взаємодії, тобто короткочасний контакт певної ланки ОРА з опорою, в результаті якого виникають сили здатні змінити центр руху загального центру мас тіла. Опорні взаємодії мають всі фізичні ознаки ударних навантажень (короткочасність, значне збільшення модуля сили та ін.), тому такі взаємодії можуть розглядатися як ударні [1].

Для вирішення поставлених задач застосовано такі методи дослідження:

- метод систематизації теоретичного матеріалу;
- експериментальне визначення;
- візуальний метод;
- вимірювальний метод (плантографія);
- розрахунковий метод.

Алгоритм розрахунку ударних навантажень такий:

1. Реєстрація циклу кроку.
2. Визначення біомеханічних параметрів циклу кроку – значень навантаження, швидкості, площ контакту опорних поверхонь, довжини напівкроку та ін.

3. Визначення коефіцієнту ударного навантаження.

4. Розрахунок на основі п.3 модуля пружності стопи.

Використання індивідуальних ортезів у пацієнтів з порушенням функції стоп є необхідним етапом лікування, особливо в дитячому віці. Розробка та підбір індивідуальних коригувальних засобів має два підходи. Концепція першого – використання еластичних матеріалів для виготовлення устілок із подальшою індивідуалізацією виробів. Основою другого напрямку є індивідуальний підбір устілок на основі модульного принципу для жорстких устілок. Використання твердих, нееластичних коригувальних устілок є нефізіологічним, оскільки вони позбавляють стопу ресорної функції, заважаючи нормальному розподілу навантаження по ній. Тому рекомендовано використовувати устілки з еластичних амортизуючих матеріалів, які рівномірно розподіляють навантаження на опорні ділянки стопи, збільшуючи площу опори та знижуючи тиск на них [12]. Слід зауважити, що до теперішнього часу залишається спірним питання щодо локалізації опори поздовжнього склепіння стопи при виготовленні індивідуальної ортопедичної устілки. Тому важливим та доцільним питанням є оцінка ефективності використання різних типів ортезів стопи.

Стопа за нормальних умов піддається впливу пружних деформацій, тобто її можна розглядати як пружну систему з одним ступенем свободи. Модуль пружності в цьому випадку буде характеристикою ресорної функції стопи. Skorистаємося одновимірним варіантом закону Гука [4].

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (1)$$

де σ – напруження опорної поверхні стопи (кг/см^2).

ε – коефіцієнт деформації стопи.

Унаслідок опорної взаємодії тіла людини зі стопою в останній виникають певні співвідношення сил пружності – внутрішнє силове поле, яке протидіє виникненню пластичних деформацій опори, викликаних масою тіла. Якщо змінюються умови опори (наприклад, при зміні пози), то відповідно змінюється конфігурація силового поля пружних сил у розглядуваній системі. При цьому, якщо людина не рухається, тобто швидкість її переміщення відносно розглядуваної системи відліку рівна 0, то її тіло все одно створює навантаження – статичне. Після початку руху з певним прискоренням a виникає вертикальна сила інерції, направлена протилежно прискоренню. Від-

повідно, якщо сила інерції направлена вниз, то навантаження викликане масою тіла на опорі збільшується, оскільки під впливом прискорення статичне навантаження Q_{st} змінюється динамічним Q_d [1].

У попередніх дослідженнях була визначена опорна сила F , яка діє на стопу протягом циклу кроку [1].

$$F = \frac{P \cdot v}{t} \quad (2)$$

де P – загальне значення навантаження на стопу, H .

v – швидкість переміщення стопи, m/c .

t – час опори на стопу, c .

Ураховуючи вищезазначене, модуль пружності стопи можна визначити за формулою:

$$E = P \cdot \frac{v}{t \cdot S \cdot \varepsilon} \quad (3)$$

де S – площа опорної поверхні стопи, m^2 .

У рамках даного дослідження, на основі розрахованого модуля пружності стопи, обрано еластичний матеріал індивідуальних ортезів стопи – етилен вініл ацетат (ЕВА) щільністю 200 кг/см^3 , твердістю 55 Шор. Для вивчення впливу індивідуальних ортопедичних устілок на параметри стояння та ходи проведено дослідження опорних реакцій (ОР) 15 дітей, з порушенням функцій стоп різного ступеня. Інструментальною базою дослідження стала бароподометрична платформа, розмірами $0,4 \cdot 1,8 \cdot 0,02 \text{ м}$, з відповідним програмним забезпеченням [4].

У дослідженні використовувався метод бароподометрії. Платформа складається з 4 активних модулів, розмірами $0,4 \times 0,4 \text{ м}$ та 4 пасивних. У кожному активному модулі вмонтовано 6400 сенсорів (загальна кількість сенсорів на платформі становить 25600) [4]. Платформа працює у двох режимах: статичному та динамічному. Бароподометрія статичного положення визначає розподіл зон навантаження, окреслює периметр опорного полігону, фіксує центри положення стопи та проекцію загального центру мас, розраховує відсоткові співвідношення опорної поверхні та сили тиску в тому числі перевантаження кінцівки або ротацію тазу. Статичний аналіз розглядається як геометрична модель, яка пов'язує базові біомеханічні параметри, корелюючись з інформацією, отриманою з морфології підшви (подоконтурометрія) та з відображенням тиску стоп, отриманими в динамічному аналізі. Кількісні значення величин відбитків тиску, виявлені після дослідження і представлені в розділі статичного ана-

лізу, дозволяють помітити будь-яку можливу асиметрію або відхилення від фізіологічного стану. Бароподометрія в динаміці показує, як розподіляється тиск при перекаці 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 відхилення руху. У процесі аналізу фіксуються цикли кроків із часовими характеристиками моноопори та подвійної опори. Визначаються подовження стопи при динамічній опорі та її розширення під час руху. За трьома відбитками аналізують повний кроковий цикл, за двома – напівкрок. Наявність повного крокового циклу завжди є більш інформативним параметром від одиночних відбитків [4].

Аналізували силові та часові показники одноопорного навантаження та їх розподіл по періодах, імпульс сили по окремих складових ОР із використанням твердих та еластичних устілок. Під час застосування м'якої устілки навантаження на задній відділ стоп наближалось до референтних значень ($55\% \pm 2$). Розподіл навантажень між лівою та правою стопою був більш збалансованим при застосуванні еластичних устілок та складав $54,7\%/45,3\%$. Аналіз статичного та динамічного дослідження з використанням еластичних устілок показав збільшення загальної опорної площі, розподіл навантаження по стопі рівномірний. У динаміці площа передньої та задньої частини стопи збільшувалась порівняно із значеннями статичного дослідження. Розподіл навантаження аналогічний розподілу при статичному аналізі. Рівнодійна сил центра стопи знаходилась у межах норми.

Стопа як опорна конструкція першою сприймає ударний імпульс p опорної реакції, і від її функціональних можливостей напряму залежить подальший характер взаємодії із середовищем. На рисунку 1 наведено діаграму залежності опорної сили стопи F від ударного імпульсу p .

У даному випадку стопа розглядається як опора, яка діє із силою, рівною за значенням з опорною силою тіла людини F та протилежною за напрямом, така сила називається реакцією опори R_d . Коли $R_d = F$ – система знаходиться у стані рівноваги. Із діаграми видно, що максимальне значення опорної сили, прикладеної до стопи ($51H$), відповідає максимальному значенню імпульсу опорної реакції ($59,4 \text{ кг} \cdot \text{м/с}$). Однак дане твердження справедливе лише для тих випадків, коли стопа знаходиться в області пружних деформацій (компенсаторно-притосувальних). Основне завдання

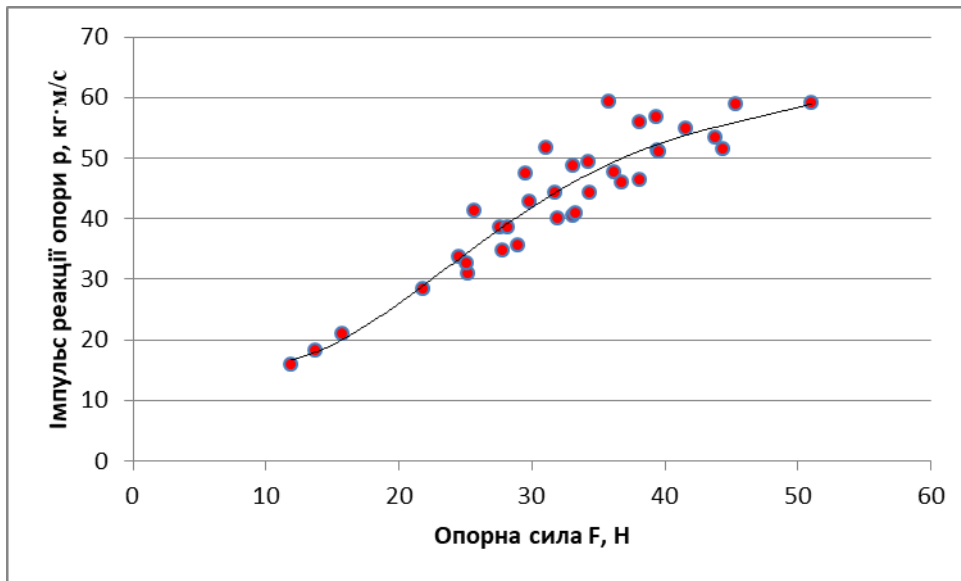


Рис. 1. Діаграма залежності опорної сили стопи F від ударного імпульсу p

ортезування стопи полягає в підтриманні границь динаміки змін склепінь стопи як компенсаторно-приспосувальних. Ураховуючи попередні дослідження [1; 2]: максимальний контакт за одиницю часу має передній відділ стопи (фаза відштовхування), далі – задній відділ стопи (фаза приземлення), і найменший – середній відділ стопи (фаза перекачу) – можна зробити висновок, що пік ударних навантажень припадає на передній та задній відділи стопи, тому на ці області необхідно звернути особливу увагу під час вибору методів профілактики, лікування та ортезування.

Висновки. Опорно-рухова система людини достатньо складна, але стопа як опорна конструкція і частина цієї системи першою сприймає ударний імпульс опорної реакції, і від її функціональних можливостей напряму залежить подальший характер взаємодії із середовищем. Опорні властивості стопи досліджені не повною мірою – для підвищення точності методів їх оцінки необхідно врахувати вплив динамічних, а саме короткочасних ударних навантажень, на відповідні фази циклу кроку. Запропонований новий підхід

в методиці оцінки ефективності використання індивідуальних ортезів стопи. У процесі дослідження встановлено, що максимальний контакт за одиницю часу має передній відділ стопи (фаза відштовхування), далі – задній відділ стопи (фаза приземлення), і найменший – середній відділ стопи (фаза перекачу). Виходячи із цього, можна зробити висновок, що пік ударних навантажень припадає на передній та задній відділи стопи, тому на ці області необхідно звернути особливу увагу під час вибору методів профілактики, лікування та ортезування. При застосуванні м'якої устілки навантаження на задній відділ стопи наближалось до референтних значень ($55\% \pm 2$). Розподіл навантажень між лівою та правою ногою був більш збалансованим при застосуванні еластичних устілок та складав $54,7\%/45,3\%$. Аналіз статичного та динамічного дослідження з використанням еластичних устілок показав збільшення загальної опорної площі, розподіл навантаження по стопі рівномірний. Встановлено, що використання устілок з еластичного матеріалу є більш доцільним та ефективним з біомеханічної точки зору.

Список літератури:

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*, vol. 6, no. 2, 2021, pp. 58–64. DOI: 10.25046/aj060208.
2. V. Tsapenko, M. Tereshchenko, G. Tymchik, S. Matvienko and V. Shevchenko, «Analysis of Dynamic Load on Human Foot», 2020 IEEE 40th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO), Kyiv, Ukraine, 2020, pp. 400-404. DOI: 10.1109/ELNANO50318.2020.9088788.
3. Perepelkin A. I. Individual and typological characteristics of the human foot in the age aspect / A. I. Perepelkin, V. B. Mandrikov, A. I. Krayushkin. – Raleigh, North Carolina, USA: Lulu Press, Inc, 2015. 140 p.
4. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф., Тимчик Г.С. «Моделі оцінювання біомеханічних параметрів нижніх кінцівок у дітей», *KPI Science News*, № 1, 2019, с. 67-75. DOI: 10.20535/kpi-sn.2019.1.158812.

5. Щуров В.А. Способ оценки биомеханических свойств мягких тканей опорной поверхности стопы. *Российский журнал биомеханики*. 2008. С. 47–52.
6. Мармыш А.Г. Особенности распределения подошвенного давления при плоско-вальгусной деформации стопы у детей. *Журнал Гродненского государственного медицинского университета*. 2017. С. 400–404.
7. V. Tsapenko, 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.
8. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф., «Аналіз впливу різниці довжини нижніх кінцівок на біомеханічні параметри ходи». *Вісник КПІ. Серія Приладобудування: збірник наукових праць*. № 57(1). 2019. С. 102-107. DOI: 10.20535/1970.57(1).2019.172034.
9. A. Laputyn, V. Kashuba, V. Hamalyi, K. Serhyenko, “Diagnostics morphofunctional properties of athletes’ feet”, *Science in Olympic sports*, pp. 67–74, 2003.
10. Krumka, Kasapova, “Dynamic loads induced by human motion”, in Proc. Bauhaus Summer School in Forecast Engineering: Global Climate change and the challenge for built environment. University of Architecture, Civil Engineering and Geodesy (UACEG). Weimar, Germany, August 17-29 th, pp. 1-22, 2014.
11. V.V. Lashkovsky, M.I. Ignatovsky, “Quantitative assessment of pedobarographic data in plano-valgus deformity of the foot in children”, *Medical news*, vol. 7, pp. 69-71, 2012.
12. S.I. Boltrukevich, V.V. Kochergin, K. Yavorek, M.G. Lambotsky, V.S. Anosov and A.G. Marmysh, “Biomechanical methods of control of correction and rehabilitation of orthopedic diseases of the foot. Peculiarities of forming a plane-housing deformation in children”, *Surgery News*, vol. 15, no. 4, pp. 54-69, 2007.

Tsapenko V.V., Tereshchenko M.F., Ivanenko R.O. BIOMECHANICAL METHOD FOR EVALUATING THE EFFICIENCY OF USING INDIVIDUAL FOOT BRACES

The article proposes a biomechanical method for evaluating the effectiveness of individual foot orthoses using a hardware-software complex based on the analysis of load, which allows to estimate dynamic and shock loads on the foot and is reduced to determining the modulus of elasticity of the foot and selection based on calculations, a suitable material for the manufacture of individual foot orthoses. Clinical analysis of movement and posturological examination are required to objectively assess the distribution of the load caused by the weight of the human body 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. The aim of the study is to determine the effectiveness of using different types of insoles to improve the support and spring function of the foot. To achieve this goal, a biomechanical study was conducted, which involves determining the effectiveness of different types of insoles made of solid and elastic materials in static and dynamic modes. In the course of research conducted in this work, it was found that the maximum contact per unit time has the front of the foot (repulsion phase), then – the rear of the foot (landing phase) and the lowest – the middle of the foot (rolling phase). Based on this, we can conclude that the peak of shock loads falls on the front and rear of the foot, so these areas need special attention when choosing methods of prevention, treatment and orthosis. The use of insoles made of elastic material is more appropriate and effective from a biomechanical point of view. 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 properties of the foot.

Key words: *step cycle, biomechanical parameters, elastic properties, load, the modulus of elasticity.*