

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Міністерство освіти і науки України

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Міністерство освіти і науки України

Кваліфікована наукова
праця на правах рукопису

ЦАПЕНКО ВАЛЕНТИН ВАЛЕНТИНОВИЧ

УДК 617.3

ДИСЕРТАЦІЯ

**ВДОСКОНАЛЕННЯ БАРОПОДОМЕТРИЧНОГО МЕТОДУ
ВИЗНАЧЕННЯ БІОМЕХАНІЧНИХ ПАРАМЕТРІВ СТОПИ**

Спеціальність 152 – Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка

15 – Автоматизація та приладобудування

Подається на здобуття наукового ступеня доктора філософії

Дисертація містить результати досліджень. Використання ідей,
результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело
_____ В. В. Цапенко

Науковий керівник:

Терещенко Микола Федорович, кандидат технічних наук, доцент

Київ – 2023

АНОТАЦІЯ

Цапенко В.В. Вдосконалення бароподометричного методу визначення біомеханічних параметрів стопи. – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня доктора філософії за спеціальністю 152 «Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка». – Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, 2023.

Дисертація присвячена розширенню функціональних можливостей бароподометричного методу визначення біомеханічних параметрів стопи шляхом комбінованого оцінювання опорно-ресорних властивостей стопи та циклу кроку для підвищення інформативності вимірювань. Дослідження спрямоване на покращення можливостей вимірювань, що дозволить більш детально аналізувати та зрозуміти біомеханічні характеристики стопи людини.

В останні роки спостерігається зростання кількості захворювань, травм та патологій опорно-рухового апарату, що має суттєвий вплив на якість життя населення. Слід зазначити, що стопа є важливим структурним компонентом опорно-рухового апарату, який відповідає за статолокомоторну функцію і є цілісним морфофункціональним об'єктом, ключовим для рухової функції людини. Протягом життя властивості стопи можуть змінюватися, особливо це стосується її ресорної та опорної функцій. Зокрема, у випадку порушень симетричного розподілу навантаження в положенні стоячи (в статиці) або під час ходи (в динаміці), а також через зниження пружних властивостей стопи – збільшується ударне навантаження та відбувається посилення впливу вібрацій на опорно-руховий апарат в цілому. Проблема ранньої діагностики ушкоджень та захворювань стопи є

дуже актуальною в контексті вибору методів профілактики, лікування, ортезування та контролю їх ефективності. Зокрема, порушення формування склепінь стопи становлять значну частину всієї ортопедичної патології та досягають до 81,5% серед усіх деформацій нижніх кінцівок у дітей. Біомеханічне дослідження вимагає зіставлення механічних та біологічних аспектів рухів з більш точною кількісною оцінкою та розкриттям взаємозв'язків в системах рухів. Для оцінки функціонального стану стопи, необхідно мати інформацію про часові характеристики кроку, сили опорних реакцій, пружні характеристики та розподіл тиску по опорних поверхнях, в процесі перекату, протягом повного циклу кроку.

Актуальність даного дослідження полягає в тому, що вдосконалення бароподометричного методу визначення біомеханічних параметрів стопи має велике значення для різних галузей науки та практики: медична біомеханіка (вдосконалення методу дозволить більш детально визначати характеристики стопи, що є важливим для діагностики та лікування біомеханічних вад, а також для розробки індивідуальних ортопедичних виробів), спортивна медицина (точний аналіз біомеханічних параметрів стопи може сприяти вдосконаленню техніки виконання рухів, запобіганню травм та підвищенню спортивних досягнень), дослідження руху (вдосконалений бароподометричний метод може бути використаний для дослідження різних типів рухів, що допоможе краще зрозуміти механіку руху людини), розробка нових технологій (отримані результати можуть послужити основою для створення нових технологій у сфері реабілітації, виробництва спортивного спорядження та розробки ігрових аплікацій для вивчення біомеханіки руху), науковий внесок у біомеханіку (дослідження можуть сприяти розширенню наукового розуміння біомеханіки стопи, що, в свою чергу, може вплинути на розробку нових теоретичних концепцій та моделей для пояснення механізмів руху та структурних особливостей стопи). Проведений аналіз наукових

джерел показує, що дослідження розподілу навантаження по стопі протягом повного циклу кроку недостатньо досліджено. Традиційні методи діагностики не дозволяють точно виявити реальні функціональні зміни стопи, що відбуваються під час зміни динамічних навантажень в процесі перекату, а також не оцінюють індивідуальні фізіологічні особливості нижніх кінцівок, що обмежує їх ефективність. Не визначеним досі залишається об'єктивний взаємозв'язок опорної та ресорної функцій в статиці та динаміці і їх комплексний вплив на параметри деформації стоп. Тому метою дисертаційної роботи є розширення функціональних можливостей бароподометричного методу визначення біомеханічних параметрів стопи шляхом комбінованого вимірювання опорно-ресорних властивостей стопи та складових циклу кроку для підвищення інформативності вимірювань

В роботі проведено аналіз сучасного стану проблеми визначення біомеханічних параметрів стопи, виконано аналіз методів дослідження її опорно-ресорної функції, як в статичному так і в динамічному режимах. На основі виконаного аналізу встановлено, що найбільш інформативними методами аналізу рухів є методи цифрової біометрії. Враховуючи системно-структурний підхід до вивчення біомеханічних параметрів стопи, доцільним є розглядати бароподометричні інструментальні системи, які дозволяють комплексно оцінювати функції стопи. До таких відносять системи, в основу яких покладено метод бароподометрії, що дозволяє проводити дослідження біомеханічних параметрів стопи з врахуванням статичних та динамічних складових. Для об'єктивної оцінки просторово-часових біомеханічних параметрів необхідна реєстрація параметрів повного циклу кроку. Тому необхідно забезпечити певні технічні умови для інструментального аналізу. З метою досягнення відповідності визначеним критеріям було зібрано комплексний вимірювальний стенд, який складається з планшетного сканера

стопи та бароподометричної платформи. Розроблено загальну методику проведення вимірів та обробки результатів дослідження.

Проведено біомеханічний аналіз стопи. Встановлено, що під час руху змінюються значення і напрямки навантаження - тому саме на рух, а не тільки на стояння необхідно звертати увагу при вивченні будови стопи та оцінці її функціональних параметрів. Враховуючи це, з метою підвищення точності дослідження біомеханічних параметрів стопи необхідно врахувати вплив реальних динамічних навантажень, які відрізняються від статичних тим, що при визначенні напружень слід враховувати сили інерції. Проаналізовано складові повного циклу кроку, періоди кожної фази перекату визначені у відсотковому співвідношенні відносно загального періоду опори певної кінцівки. Запропоновано принципово нову біомеханічну модель, яка досить добре візуалізує чутливість до асиметричних навантажень, які призводять до неефективного використання опорно-ресорних властивостей стопи. Дана модель показує, яким чином взаємопов'язані між собою статичні та динамічні характеристики опорно-ресорної функції стопи. За допомогою отриманої моделі можна комплексно оцінити вплив різновидів навантажень на функціональний стан стопи, зокрема, було встановлено, що величина деформацій та напружень викликаних динамічними навантаженнями, залежить від жорсткості та повздовжніх розмірів пружної системи. На основі цієї моделі проаналізовано та визначено критерії оцінки опорної та ресорної функцій стопи, з врахуванням статичних та динамічних навантажень.

Розроблено методику біомеханічного аналізу стопи, яка дозволяє ідентифікувати функціональні порушення стопи. Проведено експериментальне дослідження опорно-ресорних параметрів стопи, з використанням вимірювального стенду за розробленою методикою з залученням 4 груп досліджуваних (середнього шкільного віку). Виконано статистичну обробку експериментальних даних, встановлено закон розподілу

та виконано перевірку на наявність надмірних похибок в групах спостережень, з застосуванням критерію Діксона. Розраховані критерії опорного навантаження стопи та виконано якісний аналіз отриманих результатів. Дослідження показало, що максимальний контакт за одиницю часу спостерігається в передньому відділі стопи (під час фази відштовхування), найменший – в середньому відділі стопи (під час фази перекату). Збільшення швидкості та довжини кроку призводить до збільшення ударних навантажень, і ці навантаження найбільше впливають на передній і задній відділи стопи. Тому важливо звертати особливу увагу на ці області при розробці методів профілактики, лікування та ортезування. Результати аналізу розподілу опорних динамічних реакцій по різних зонах стопи вказують на зменшення сили поштовху в експериментальних групах порівняно з контрольною, що виникає через неправильний розподіл навантаження. Статистичний аналіз результатів дослідження за допомогою методу дисперсійного аналізу вказує на те, що фактор критеріїв опорної сили (статична та динамічна складова) може бути використаний як інтегральний діагностичний показник, який впливає на визначення деформацій стопи. Однак важливо враховувати, що цей фактор не є єдиним визначальним чинником деформації стопи.

Враховуючи розроблену узагальнену біомеханічну модель, проведено дослідження пружних характеристик стопи. Встановлено, що статична та динамічна складова модуля пружності мають подібний закон розподілу в кожній розглянутій групі. Проведено кореляційний аналіз, результати якого вказують на високий рівень взаємозалежності складових модуля пружності в кожній досліджуваній групі. На основі цього, розроблено чіткі математичні моделі визначення опорно-ресорних властивостей, які пояснюють не встановлений раніше взаємозв'язок опорної та ресорної функцій стопи, враховуючи їх статичні та динамічні компоненти, для кожної досліджуваної

групи. Отримані залежності, зокрема, визначають взаємозв'язок статичної та динамічної складової модуля пружності з коефіцієнтом перенавантаження стопи та дозволяють автоматизувати процес розрахунків необхідних біомеханічних параметрів, які разом з оцінкою характеристик циклу кроку можуть успішно використовуватися для моніторингу стану стопи, встановлення діагнозу та ефективності різноманітних методів лікування. Розраховані значення основних біомеханічних параметрів для контрольної та трьох експериментальних груп, наведено їх співставлення. Виконано розрахунок невизначеності, згідно міжнародним правилам оцінювання результатів дослідження.

Також, розглянуто питання контролю ефекту розвантаження стопи в процесі ортезування. Встановлено, що коефіцієнт перенавантаження визначає співвідношення сил пружності та опори, які забезпечують необхідне значення розвантаження та виявлено інтервали значень, яких він може набувати в залежності від типу порушення функцій стопи. Проведено експериментальні дослідження контролю ефекту розвантаження стопи та оцінені графіки розподілу коефіцієнта перенавантаження в процесі ортезування. Встановлено, що значення даного коефіцієнта до ортезування знаходиться в межах розрахованих інтервалів відповідно до типу порушення функцій стопи (0,5..1 – плоска стопа, 1,5..2,2 – порожниста) , після – прямує до інтервалу нормальних значень (1..1,5). Встановлена ефективність використання устілок від 25% до 45%, в залежності від типу функціонального порушення стопи. Значення основних біомеханічних параметрів, в кожній експериментальній групі після ортезування, наближалися до нормальних значень.

Наукова новизна одержаних результатів полягає в наступному:

1. Вдосконалено бароподометричний метод визначення біомеханічних параметрів стопи, шляхом комбінованого оцінювання

взаємозв'язку опорної та ресорної функцій стопи в статичному та динамічному положеннях, що дозволяє враховувати їх вплив на параметри деформації стопи.

2. Розроблено математичні моделі для встановлення взаємозв'язку динамічного модуля пружності з коефіцієнтом перенавантаження та статичним модулем пружності, що дозволяє ідентифікувати тип порушення функцій стопи.

Практичне значення отриманих результатів полягає в наступному:

1. Розроблено методику біомеханічного аналізу стопи, яка полягає у вимірюванні просторово-часових характеристик та тиску, що дозволяє визначати коефіцієнт перенавантаження і тип функціонального порушення стопи.

2. Розроблено методику контролю ефекту розвантаження стопи, що полягає у порівнянні значень коефіцієнта перенавантаження в процесі використання індивідуальних ортезів та коригування їх конфігурації, яка впроваджена в ортопедичне виробництво ТОВ «Торговий дім «Алком» (**акт впровадження ТОВ «ТД Алком»**).

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.

Дисертаційна робота пов'язана з напрямками науково-дослідної роботи кафедри комп'ютерно інтегрованих технологій виробництва приладів приладобудівного факультету КПІ ім. Ігоря Сікорського. Розроблено протокол та відеоматеріал лабораторної роботи за темою «Біомеханіка стопи. Оцінка пружних характеристик стопи» (**акт впровадження в навчальний процес на кафедрі КІТВП ПБФ**). Результати математичного моделювання впровадженні в практичну діяльність ортопедичного підприємства ТОВ «ТД Алком» (**акт впровадження ТОВ «ТД Алком»**). Дисертаційна робота виконана на кафедрі КІТВП, ПБФ КПІ ім. Ігоря Сікорського згідно ініціативної науково-дослідної роботи ВП/МПС – 1/2018 Комплексна

біометрична система вимірювання та контролю біомеханічних параметрів стопи (д/р № 0118U004676 від 16.05.2018 р).

Ключові слова: біомеханічні параметри стопи, опорно-руховий апарат, аналіз руху, діагностика, просторово-часові параметри, навантаження, критерії, коефіцієнт перенавантаження, дисперсійний аналіз, кореляція, множинна регресія, невизначеність, ортез, контроль, кількісне оцінювання.

SUMMARY

Tsapenko V.V. Improvement of the baropodometric method of determination of biomechanical parameters of the foot. – Qualifying scientific work, the manuscript.

Thesis for the scientific degree of Doctor of Philosophy on speciality 152 "Metrology and Information-Measuring technology". – National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute", Kyiv, 2023.

The dissertation is devoted to the expansion of the functional capabilities of the baropodometric method of determining the biomechanical parameters of the foot through the combined assessment of the support-spring properties of the foot and the step cycle. The research is aimed at improving the measurement capabilities, which will allow for a more detailed analysis and understanding of the biomechanical characteristics of the human foot.

In recent years, there has been an increase in the number of diseases, injuries and pathologies of the musculoskeletal system, which has a significant impact on the quality of life of the population. It should be noted that the foot is an important structural component of the locomotor apparatus, which is responsible for the stato-locomotor function and is a complete morpho-functional object, key to the human motor function. During life, the properties of the foot can change, especially its spring and support functions. In particular, in the case of violations of the symmetrical load distribution in a standing position (in statics) or during walking (in dynamics), as well as due to a decrease in the elastic properties of the foot, the impact load increases and the impact of vibrations on the musculoskeletal system as a whole increases. The problem of early diagnosis of injuries and diseases of the foot is very relevant in the context of the choice of methods of prevention, treatment, orthosis and evaluation of their effectiveness. In particular, violations of the formation of the arches of the foot constitute a significant part of

all orthopedic pathology and reach up to 81.5% among all deformities of the lower extremities in children. Biomechanical research requires the comparison of mechanical and biological aspects of movements with more accurate quantification and disclosure of relationships in movement systems. In order to assess the functional state of the foot, it is necessary to have information about the time characteristics of the step, the forces of support reactions, elastic characteristics and the distribution of pressure on the support surfaces, during the rolling process, during the full cycle of the step.

The relevance of this study lies in the fact that the improvement of the baropodometric method of determining the biomechanical parameters of the foot is of great importance for various fields of science and practice: medical biomechanics (the improvement of the method will allow to determine the characteristics of the foot in more detail, which is important for the diagnosis and treatment of biomechanical defects, as well as for development of individual orthopedic products), sports medicine (accurate analysis of biomechanical parameters of the foot can contribute to improving the technique of performing movements, preventing injuries and increasing sports achievements), movement research (an improved baropodometric method can be used to study different types of movements, which will help to better understand the mechanics of movement human), development of new technologies (the obtained results can serve as a basis for the creation of new technologies in the field of rehabilitation, production of sports equipment and development of game applications for the study of biomechanics of movement), scientific contribution to biomechanics (research can contribute to the expansion of scientific understanding of the biomechanics of the foot, which, in in turn, can influence the development of new theoretical concepts and models for explaining the mechanisms of movement and structural features of the foot).

The analysis of scientific sources shows that the study of the load distribution on the foot during the full step cycle has not been sufficiently investigated. Traditional diagnostic methods are not able to accurately detect real functional changes of the foot that occur during changes in dynamic loads during a rollover, and also do not allow assessing individual physiological features of the lower extremities, which limits their effectiveness. The objective interrelationship of support and spring functions in statics and dynamics and their complex influence on foot deformations still remains undefined.

Therefore, the aim of the dissertation is to expand the functionality of the baropodometric method of determining the biomechanical parameters of the foot by means of a combined assessment of the support-spring properties of the foot and the step cycle.

In the paper, an analysis of the current state of the problem of determining the biomechanical parameters of the foot is carried out, an analysis of the methods of researching its support-spring function, both in static and dynamic modes, is performed. On the basis of the performed analysis, it was established that the most informative methods of movement analysis are the methods of digital baropodometry. Considering the system-structural approach to the study of biomechanical parameters of the foot, it is appropriate to consider baropodometric instrumental systems that allow a comprehensive assessment of foot functions. These include systems based on the baropodometry method, which allows for the study of biomechanical parameters of the foot, taking into account static and dynamic components. For an objective assessment of the spatio-temporal biomechanical parameters, the registration of the parameters of the full step cycle is necessary. Therefore, it is necessary to ensure certain technical conditions for instrumental analysis. In order to achieve full compliance with the specified criteria, a complex measuring stand was assembled, which consists of a tablet foot

scanner and a baropodometric platform. A general methodology for measuring and processing research results has been developed.

A biomechanical analysis of the foot was performed. It has been established that during movement, the value and direction of the load change - that is why it is necessary to pay attention to movement, and not only to standing, when studying the structure of the foot and evaluating its functional parameters. Taking this into account, in order to increase the accuracy of the study of the biomechanical parameters of the foot, it is necessary to take into account the influence of real dynamic loads, which differ from static loads in that inertial forces should be taken into account when determining stresses. The components of the full cycle of the step were analyzed, the periods of each phase of the rollover were determined as a percentage relative to the total period of support of a certain limb. A fundamentally new biomechanical model is proposed, which quite well visualizes the sensitivity to asymmetric loads. These asymmetric loads lead to inefficient use of the support-spring properties of the foot. This model shows how the static and dynamic component characteristics of the support-spring function of the foot are interconnected. With the help of the obtained model, it is possible to comprehensively assess the influence of various types of loads on the functional state of the foot, in particular, it was established that the amount of deformations and stresses caused by dynamic loads depends on the stiffness and longitudinal dimensions of the elastic system. Based on this model, the criteria for assessing the support and spring functions of the foot, taking into account static and dynamic loads, were analyzed and determined. For the first time, a comprehensive methodology for the study of the support-spring function of the foot was developed.

An experimental study of support-spring parameters of the foot was carried out, using a complex measuring stand according to the proposed improved method with the involvement of 4 groups of subjects (of secondary school age). Statistical

processing of the experimental data was performed, the distribution law was established, and a check was performed for the presence of excessive errors in the groups of observations, using the Dixon test. Calculated foot load criteria. A qualitative analysis of the obtained results was performed. The study found that the maximum contact per unit time is in the forefoot (during the push-off phase), followed by the hindfoot (during the landing phase), and the least contact occurs in the midfoot (during the roll-off phase). An increase in speed and stride length results in increased impact loads, and these loads affect the forefoot and hindfoot most. Therefore, it is important to pay special attention to these areas when developing methods of prevention, treatment and use of orthopedic products. The results of the analysis of the distribution of support dynamic reactions in different areas of the foot indicate a decrease in the force of the push in the experimental groups compared to the control group. This reduction in thrust is due to improper load distribution. The statistical analysis of the research results using the variance analysis method indicates that the factor of the supporting force criteria (static and dynamic component) can be used as an integral diagnostic indicator that affects the determination of foot deformities. However, it is important to consider that this factor is not the only determinant of foot deformity.

Taking into account the developed generalized biomechanical model, a study of the elastic characteristics of the foot was conducted. It was established that the static and dynamic components of the modulus of elasticity have a similar law of distribution in each considered group. A correlation analysis was conducted, the results of which indicate a high level of interdependence of the components of the modulus of elasticity in each studied group. Based on this, clear mathematical models for determining support-spring properties were developed, which explain the previously unestablished relationship between the support and spring functions of the foot, taking into account their static and dynamic components, for each studied group. The resulting dependencies, in particular, determine the relationship

between the static and dynamic components of the modulus of elasticity and the foot overload coefficient. The obtained and proposed mathematical dependencies allow automating the process of calculating the necessary biomechanical parameters and, together with the assessment of the step cycle characteristics, can be successfully used to monitor the condition of the foot, establish the diagnosis and the effectiveness of various treatment methods. The calculated values of the main biomechanical parameters for the control and three experimental groups, their comparison is given. Uncertainty calculation was performed according to the measurement evaluation procedure, which corresponds to international uncertainty evaluation rules.

Also, the question of controlling the effect of unloading the foot in the process of orthosing is considered. It was established that the coefficient of overload determines the ratio of elastic forces and support, which provide the necessary value of unloading, and the ranges of values that it can acquire depending on the type of foot function impairment are revealed. Experimental studies on the control of the effect of unloading the foot in the process of orthosing have been carried out. Estimated distribution graphs of the overload coefficient before and after orthosing. It was established that the value of this coefficient before orthoses is within the calculated intervals according to the type of foot dysfunction, after that it goes to the interval of normal values (1..1.5). The effectiveness of the use of insoles has been established from 25% to 45%, depending on the type of functional disorder of the foot. The values of the main biomechanical parameters of the foot in each experimental group after orthosing approached the normal values recorded in the control group.

The scientific novelty of the obtained results is as follows:

1. The baropodometric method of determining the biomechanical parameters of the foot has been improved, by means of a combined assessment of the relationship between the support and spring functions of the foot in static and

dynamic positions, which allows taking into account their influence on the parameters of foot deformation.

2. Mathematical models have been developed to establish the relationship between the dynamic modulus of elasticity with the overload coefficient and the static modulus of elasticity, which allows identifying the type of foot dysfunction.

The practical significance of the obtained results is as follows:

1. A method of biomechanical analysis of the foot has been developed, which consists in measuring spatio-temporal characteristics and pressure, which allows determining the coefficient of overload and the type of functional disturbance of the foot.

2. A methodology for controlling the effect of foot unloading has been developed, which consists in comparing the values of the overload coefficient in the process of using individual orthoses and adjusting their configuration, which is implemented in the orthopedic production of Alkom Trading House (the act of implementation of TD Alkom).

Connection of work with scientific programs, plans, topics.

The dissertation work is related to the areas of research work of the department of computer-integrated technologies for the production of devices of the instrument-making faculty of KPI named after Igor Sikorsky. The protocol and video material of the laboratory work on the topic "Biomechanics of the foot. Evaluation of the elastic characteristics of the foot" (act of introduction into the educational process at the department of the Institute of Physical Education of the PBF). The results of mathematical modeling are implemented in the practical activity of the orthopedic enterprise TD Alkom (act of implementation of TD Alkom). The dissertation work was completed at the Department of Computer-Integrated Technologies of Device Production of the Faculty of Instrumentation Engineering of Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute according to the initiative research work of VP/MPS - 1/2018 Complex biometric system of measurement

and control of biomechanical parameters of the foot. (No. 0118U004676 dated May 16, 2018).

Key words: biomechanical parameters of the foot, musculoskeletal system, movement analysis, diagnosis, spatio-temporal parameters, load, criteria, overload coefficient, variance analysis, correlation, multiple regression, uncertainty, orthosis, control, quantitative assessment.

СПИСОК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

Наукові праці, в яких опубліковані основні наукові результати

1. Терещенко М. Ф., Цапенко В. В., Чухраєв М. В. Дослідження електропровідності біологічних тканин // Вісник НТУУ «КПІ» серія Приладобудування. – 2017. – №53. – С. 87–94. (*ISSN: друковане – ISSN 0321-2211 електронне 2663-3450, наукове видання України, категорія Б, спеціальність 152*).
2. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф. Метод дослідження біомеханічних параметрів стопи людини // Вчені записки ТНУ імені В.І. Вернадського. Серія: Технічні науки. – 2018. – №5. – С. 51–60. (*ISSN: друковане – 2663-5941 електронне 2663-595X, наукове фахове видання України, технічні науки*).
3. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф., Тимчик Г.С. Моделі оцінювання біомеханічних параметрів нижніх кінцівок у дітей // KPI Science News. – 2019/1. – №1. – С. 67–75. (*ISSN: друковане – ISSN 2617-5509 електронне 2663-7472, наукове фахове видання України, технічні науки*).
4. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф. Аналіз впливу різниці довжини нижніх кінцівок на біомеханічні параметри ходи // Вісник НТУУ «КПІ» серія Приладобудування: збірник наукових праць. – 2019. – №57. – С. 102-107. (*ISSN: друковане – ISSN 0321-2211 електронне 2663-3450, наукове видання України, категорія Б, спеціальність 152*).
5. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф. Критерії опорних характеристик стопи людини // Вісник Київського політехнічного інституту. Серія Приладобудування. – 2022. – №63. – С. 89-99. (*ISSN: друковане – ISSN 0321-2211 електронне 2663-3450, наукове видання України, категорія Б, спеціальність 152*).

Патенти

6. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф., Чухраєв М.В. Спосіб виміру електропровідності біологічних тканин // Патент України на КМ №117101 опубл. в бюл. №11, 12.06.2017.

7. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф., Чухраєв М.В., Паньков С.Б., Терещенко К.М., Тарасюк І.Є., Яковенко І.О. Спосіб виміру і оцінки фізіологічного стану біологічних тканин // Патент України на КМ №123609 опубл. в бюл. № 4, 26.02.2018.

8. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф. Плантаоскоп для дослідження просторових параметрів стопи // Патент України на КМ №131429 опубл. в бюл. № 1, 10.01.2019.

9. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф. Спосіб комплексної діагностики вальгусної деформації стопи // Патент України на КМ №133980 опубл. в бюл. № 8, 25.04.2019.

Наукові праці апробаційного характеру

10. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф. Цифрова біометрична система дослідження патологічних станів стопи // Актуальні проблеми автоматизації та приладобудування: матеріали І Міжнарод. наук.-техн. конф. (Харків, 07-08 грудня 2017 р.). Харків: ФОП Мезіна В., 2017. С. 89-90.

11. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф., Чухраєв М.В. Методика дослідження електропровідності біологічних тканин // Матеріали XVI Міжнародної науково-технічної конференції «Приладобудування: стан і перспективи» 16-17 травня 2017 р. Україна, м. Київ, ПБФ, НТУУ «КПІ ім. Ігоря Сікорського», 2017.

12. 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.

13. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф. Комплексний метод дослідження біомеханічних параметрів стопи людини // Приладобудування — 2018: матеріали 11 Міжнарод. наук.-техн. конфер. (Мінськ, 14-16 листопада 2018 р.). Мінськ: БНТУ, 2018. С. 193-195.

14. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф. Особливості розподілення підошовного тиску при плоско-вальгусній деформації стопи // Актуальні проблеми автоматики та приладобудування: матеріали II Міжнарод. наук.-техн. конф. (Харків, 06-07 грудня 2018 р.). Харків: ФОП Панов А.М., 2018. - С. 103-104.

15. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф. Комплексний метод дослідження біомеханічних параметрів стопи людини // XII Всеукраїнська науково-практична конференція студентів, аспірантів та молодих вчених «Погляд у майбутнє приладобудування», 15-16 травня 2019 р., м. Київ, Україна : збірник праць / КПІ ім. Ігоря Сікорського, ПБФ. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2019. – С. 333–336.

16. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф. Кількісні показники біомеханічних параметрів стопи // Інтегровані інтелектуальні робототехнічні комплекси (ІРТК-2019): матеріали 12 Міжнарод. наук.-практ. конф. (Київ, 21-22 травня 2019р.). Київ: НАУ, 2019. – С. 120-122.

17. Цапенко В. В., Терещенко М. Ф. Біомеханічні параметри стопи // XV Всеукраїнська науково-практична конференція студентів, аспірантів та молодих вчених «Ефективність інженерних рішень у приладобудуванні», 10-11 грудня 2019 року, м. Київ, Україна: збірник праць конференції / КПІ ім. Ігоря Сікорського, ПБФ, ФММ. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського; Центр учбової літератури, 2019. – С. 410–413.

18. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф. Метод комплексної діагностики вальгусної деформації стопи // XVIII Міжнародна науково-технічна

конференція «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів»: матеріали конференції. – Кременчук: КрНУ, 2019. – С.89-90.

19. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф. Біофізичні методи дослідження нижніх кінцівок // Матеріали 13-ї Міжнарод. наук.-техн. конф. молодих вчених та студентів «Нові напрямки розвитку приладобудування», 15–17 квітня 2020 р. БНТУ. – Мінськ: БНТУ, 2020. – С. 38-39.

20. Tsapenko V., Tereshchenko M., Tymchik G., Matvienko S. and Shevchenko V. Analysis of Dynamic Load on Human Foot // 2020 IEEE 40th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO) – Kyiv, Ukraine. – 22-24 April, 2020. – p. 400-404. (*Scopus*).

21. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф. Біофізичний метод дослідження стопи. Реовазографія // XIII Науково-практична конференція студентів, аспірантів та молодих вчених «Погляд у майбутнє приладобудування», 13-14 травня 2020 р., м. Київ, Україна: збірник праць конференції. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2020. – С. 240-243.

22. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф. Методика оцінки біомеханічних параметрів стопи // Матеріали 13-ї Міжнарод. наук.-техн. конф. «Приладобудування - 2020», 18–20 листопада 2020 р. БНТУ. – Мінськ: БНТУ, 2020. – С. 167-169.

23. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф. Бароподометричний метод дослідження біомеханіки стопи // XVI Всеукраїнська науково-практична конференція студентів, аспірантів та молодих вчених «Ефективність та автоматизація інженерних рішень у приладобудуванні», 08-09 грудня 2020 р., м. Київ, Україна: збірник праць конференції. – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2020. – С. 341–344.

24. Цапенко В. В., Терещенко М. Ф. Оцінка ефективності використання індивідуальних ортезів стопи // XX Міжнародна науково-технічна конференція “Приладобудування: стан і перспективи”, 18 – 19

травня 2021 р., Київ, Україна : збірник матеріалів конференції. – Київ: КПП ім. Ігоря Сікорського, 2021. – С. 115–117. – Бібліогр.: 5 назв.

25. Цапенко В. В., Терещенко М. Ф. Комплексна біомеханічна модель стопи // XXI Міжнародна науково-технічна конференція “Приладобудування: стан і перспективи”, 17 – 18 травня 2022 р., Київ, Україна : збірник матеріалів конференції. – Київ: КПП ім. Ігоря Сікорського, 2022. – С. 163–166. – Бібліогр.: 5 назв.

Праці, які додатково відображають наукові результати

26. Tsapenko V., Tereshchenko M., Shevchenko V., Ivanenko R. 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 (ISSN: 2415-6698).

27. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф., Іваненко Р.О. Біомеханічний метод оцінки ефективності використання індивідуальних ортезів стопи // *Вчені записки ТНУ імені В.І. Вернадського. Серія: Технічні науки*. – 2021. – Том 32 (71) № 2. – С. 47-59 . (ISSN: друковане – 2663-5941 електронне 2663-595X).

ЗМІСТ

ЗМІСТ	23
ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ	25
ВСТУП	26
РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ СУЧАСНОГО СТАНУ ДОСЛІДЖЕННЯ БІОМЕХАНІЧНИХ ПАРАМЕТРІВ СТОПИ ТА ПОСТАНОВКА ЗАДАЧ ДОСЛІДЖЕННЯ	35
1.1 Аналіз сучасного стану проблеми	35
1.2 Огляд сучасних методів дослідження біомеханічних параметрів стопи	40
1.3 Бароподометричний метод дослідження	47
1.4 Обґрунтування вибору інструментальної системи для дослідження	52
1.5 Структурна схема та стенд для вимірювання біомеханічних параметрів стопи	55
1.6 Загальна методика визначення біомеханічних параметрів стопи	58
Висновки до розділу та постановка задач дисертаційних досліджень	67
РОЗДІЛ 2. БІОМЕХАНІЧНИЙ АНАЛІЗ СТОПИ	69
2.1 Аналіз циклу кроку	69
2.2 Аналіз опорних характеристик стопи	72
2.3 Біомеханічна модель стопи	80
2.4 Аналіз пружних характеристик стопи	86
Висновки до розділу	90
РОЗДІЛ 3. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ БІОМЕХАНІЧНИХ ПАРАМЕТРІВ СТОПИ	93
3.1 Аналітичні засади вдосконаленого бароподометричного методу визначення біомеханічних параметрів стопи	93
3.2 Критерії опорних характеристик стопи	96
3.3 Критерії пружних характеристик стопи	112

3.4	Математична модель визначення опорно-ресорних властивостей	117
3.5	Перевірка адекватності математичних залежностей	124
3.6	Визначення довірчих інтервалів для прогнозованих значень математичних моделей	125
3.7	Оцінювання невизначеності вимірювання біомеханічних параметрів стопи	129
3.8	Методика контролю ефекту розвантаження стопи в процесі ортезування	136
3.9	Перспективи застосування результатів дослідження	142
	Висновки до розділу	143
	ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ ДО ДИСЕРТАЦІЙНОЇ РОБОТИ	147
	СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	149
	Додаток А. Облікова картка НДДКР	160
	Додаток Б. Акт впровадження в навчальний процес на кафедрі КІТВП ПБФ	164
	Додаток В. Акт впровадження ТОВ «ТД Алком»	165

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ

ВООЗ – Всесвітня організація охорони здоров'я

ЦНС – центральна нервова система

ОРА – опорно-руховий апарат

РВГ – реовазографія

ЕМГ – електроміографія

БПТ – біопостуральний тест

БЖ – блок живлення

ДБЖ – джерело безперебійного живлення

ГБК – головний блок керування

ПК – персональний комп'ютер

ПЗ – програмне забезпечення

СТТ – статичний тест тиску

ДТТ – динамічний тест тиску

СМТ – стабілометричний тест тиску

МТ – морфометричний тест

ЗЦМ – загальний центр мас

ЗЦТ – загальний центр тяжіння

ЦК – цикл кроку

ОО – одиночна опора

ПО – період опори

ПП – період переносу

ППО – перший період подвійної опори

ДПО – другий період подвійної опори

СКВ – середнє квадратичне відхилення

ЕВА – етилен вініл ацетат

ВСТУП

Актуальність роботи

В сфері медичного приладобудування, зокрема в інструментальному аналізі біомеханіки стопи, великого значення набуває практичний аспект дослідження рухової активності людини. Для повноцінної діагностики постави неможливо обійтися без вимірювання опорно-ресорних характеристик та оцінки функціонального стану стопи. Відповідно до даних ВООЗ, понад 80% людей стикаються з анатомо-функціональними порушеннями стоп, і серед них найпоширенішими є плоскостопість та так звана порожниста. Порушення формувань склепінь стопи займає 26,4% загальної ортопедичної патології та до 81,5% серед всіх деформацій нижніх кінцівок у дітей. Виходячи з цього, функціональна діагностика стану стопи виступає важливим елементом профілактики численних порушень опорно-рухової системи, а практичний аспект аналізу рухів людини є надзвичайно актуальним та перспективним [1].

Для об'єктивної оцінки впливу розподілу навантаження по стопі на рухову активність людини, необхідно використовувати клінічний аналіз руху, який включає дослідження різноманітних аспектів ходи. Цей аналіз базується на методах біомеханіки. Сьогодні, найбільш інформативними методами для аналізу рухів є подоконтурометрія, стабілометрія та бароподометрія. Інформація, отримана за допомогою спеціалізованого обладнання, може бути корисною на різних етапах лікування та реабілітації, починаючи від діагностики основних проблем та визначення провідних факторів патології, і закінчуючи контролем ефективності лікування та реабілітаційних заходів. Такий аналіз також може використовуватися для експертної оцінки результатів та прогнозування довгострокових наслідків. Актуальність даного дослідження полягає в тому, що вдосконалення

бароподометричного методу визначення біомеханічних параметрів стопи має велике значення для різних галузей науки та практики:

- біомеханіка стопи – вдосконалення методу дозволить фахівцям отримувати більш детальну та точну інформацію про біомеханічні особливості кожної особи, що відкриває можливість для більш ефективного та індивідуально зорієнтованого лікування та реабілітації, а також для розробки індивідуальних ортопедичних виробів;
- спортивна медицина – у спортивних дисциплінах точний аналіз біомеханічних параметрів стопи може сприяти вдосконаленню техніки виконання рухів, запобіганню травм та підвищенні результативності в різних видах спорту;
- дослідження руху – вдосконалений бароподометричний метод може бути використаний для дослідження різних типів рухів, включаючи ходьбу, біг, танці тощо, що допоможе краще зрозуміти механіку руху людини;
- розробка нових технологій – отримані результати можуть стати основою для створення нових інноваційних технологій, які використовуватимуть бароподометрію для вдосконалення виробництва ортопедичних виробів, а також в ігрових застосунках для навчання та аналізу руху;
- науковий внесок в біомеханіку – дослідження можуть сприяти розширенню наукового розуміння біомеханіки стопи, що, в свою чергу, може вплинути на розробку нових теоретичних концепцій та моделей для пояснення механізмів руху та структурних особливостей стопи.

Відомі методи діагностики та корекції стоп концентруються переважно на аналізі статичних і кінетостатичних деформацій, які спостерігаються в положенні сидячи, стоячи, переступаючи з ноги на ногу, тощо. Аналіз наукових літературних джерел вказує на обмежену кількість комплексних

досліджень, які охоплюють стан, розвиток і готовність сегментів нижніх кінцівок, зокрема стопи, до різноманітних навантажень різних інтенсивностей під час повного циклу кроку. Зокрема, розглянуто значну кількість наукових публікацій, які спрямовані на аналіз функціонального стану нижніх кінцівок різних вікових груп та встановлення взаємозв'язку між параметрами деформації стопи та іншими структурними порушеннями ОРА. Дослідники особливо наголошують на актуальності ранньої діагностики ушкоджень та захворювань стоп, оскільки це впливає на вибір методів профілактики, лікування, ортезування та контроль їх ефективності. Загалом, аналіз літературних джерел підтверджує важливість та актуальність вдосконалення бароподометричного методу визначення біомеханічних параметрів стопи для різних сфер застосування, від медицини до спорту та наукових досліджень. Однак, проведений аналіз літературних джерел також показує, що деякі аспекти дослідниками поки що не були встановлені або чітко розроблені. Багато досліджень в області бароподометрії вказують на потребу у стандартизованих методологіях та протоколах вимірювань. Досі не було встановлено єдиних принципів вимірювань та обробки даних, що може призводити до розбіжностей у результатах різних досліджень. Крім того, існує деяка невизначеність у взаємозв'язку між біомеханічними параметрами стопи, вимірюваними у статичних умовах, та їх поведінкою під час руху. Багато дослідників наголошують на важливості дослідження цього взаємозв'язку, але конкретних висновків поки що не встановлено. Деякі дослідження вказують на потребу у більш докладному моделюванні біомеханіки стопи. Поки що не було розроблено всебічних математичних моделей, які б дозволяли відтворити всі аспекти поведінки стопи під час різних видів рухів. Багато досліджень звертають увагу на потенційну кореляцію між бароподометричними даними та іншими біомеханічними параметрами, проте, великий обсяг даних та їх аналіз ще не були повністю

вивчені. Крім того, у вітчизняній та зарубіжній профільній літературі не достатньо уваги присвячено кількісній оцінці параметрів пружності стопи. Зокрема не визначеними залишаються критерії пружних характеристик стопи під час дії динамічних навантажень, тоді коли аналіз останніх дозволить підвищити точність діагностики захворювань ОРА. Ці аспекти наголошують на тому, що хоча бароподометрія є поширеним методом для визначення біомеханічних параметрів стопи, багато питань залишаються відкритими і потребують подальших досліджень та уточнень. Отже, серед різноманіття наукових підходів, дослідження розподілу навантаження по стопі протягом повного циклу кроку досліджено не в повній мірі. Відомі методи не дозволяють ефективно діагностувати функціональні параметри стопи, які викликані зміною навантаження в процесі перекату, що обмежує їх застосування. Не визначеним досі залишається взаємозв'язок опорної та ресорної функцій в статиці та динаміці і їх вплив на деформації стоп. Враховуючи вище викладене, виникає потреба у вдосконаленні методів дослідження біомеханічних параметрів стопи людини.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами

Дисертаційна робота пов'язана з напрямками науково-дослідної роботи кафедри комп'ютерно інтегрованих технологій виробництва приладів приладобудівного факультету КПІ ім. Ігоря Сікорського. Розроблено протокол та відеоматеріал лабораторної роботи за темою «Біомеханіка стопи. Оцінка пружних характеристик стопи» (**акт впровадження в навчальний процес на кафедрі КІТВП ПБФ**). Результати математичного моделювання впровадженні в практичну діяльність ортопедичного підприємства ТОВ «ТД Алком» (**акт впровадження ТОВ «ТД Алком»**). Дисертаційна робота виконана на кафедрі КІТВП, ПБФ КПІ ім. Ігоря Сікорського згідно ініціативної науково-дослідної роботи ВП/МПС – 1/2018 Комплексна

біометрична система вимірювання та контролю біомеханічних параметрів стопи (д/р № 0118U004676 від 16.05.2018 р).

Мета і завдання дослідження. Мета дисертаційної роботи полягає у розширенні функціональних можливостей бароподометричного методу визначення біомеханічних параметрів стопи шляхом комбінованого вимірювання опорно-ресорних властивостей стопи та складових циклу кроку для підвищення інформативності вимірювань. Для досягнення поставленої мети, в роботі необхідно вирішити такі основні наукові та прикладні **завдання:**

1. Проаналізувати сучасний стан дослідження біомеханічних параметрів стопи.
2. Провести комбінований біомеханічний аналіз опорно-ресорних властивостей стопи з врахуванням статичних та динамічних складових.
3. Розробити біомеханічну модель стопи для вимірювання впливу статичних та динамічних компонент на функціональний стан стопи.
4. Розробити аналітичні засади вдосконаленого бароподометричного методу визначення біомеханічних параметрів стопи.
5. Провести експериментальні вимірювання біомеханічних параметрів стопи (з оцінюванням невизначеностей) для встановлення математичних залежностей опорно-ресорних властивостей стопи.
6. Розробити методику контролю ефекту розвантаження стопи в процесі використання індивідуальних ортезів.

Об'єктом дослідження є процеси визначення біомеханічних параметрів стопи людини.

Предметом дослідження є бароподометричний метод визначення динамічних та статичних параметрів опорно-ресорної функції стопи людини.

Методи дослідження. В процесі розв'язання поставлених задач використовувались: методи теоретичного аналізу та узагальнення даних

науково-методичної літератури з метою аналізу сучасного стану дослідження; принципи цифрової біометрії для вдосконалення бароподометричного методу визначення біомеханічних параметрів стопи; методи статистичного аналізу для обробки експериментально отриманих просторово-часових параметрів стопи та тиску; методи регресійного аналізу при виявленні математичних моделей стопи, а також положення теорії невизначеності вимірювань для оцінювання результатів дослідження біомеханічних параметрів стопи.

Наукова новизна одержаних результатів полягає в наступному:

1. Вдосконалено бароподометричний метод визначення біомеханічних параметрів стопи, шляхом комбінованого оцінювання взаємозв'язку опорної та ресорної функцій стопи в статичному та динамічному положеннях, що дозволяє враховувати їх вплив на параметри деформації стопи.

2. Розроблено математичні моделі для встановлення взаємозв'язку динамічного модуля пружності з коефіцієнтом перенавантаження та статичним модулем пружності, що дозволяє ідентифікувати тип порушення функцій стопи.

Практичне значення отриманих результатів полягає в наступному:

1. Розроблено методику біомеханічного аналізу стопи, яка полягає у вимірюванні просторово-часових характеристик та тиску, що дозволяє визначати коефіцієнт перенавантаження і тип функціонального порушення стопи.

2. Розроблено методику контролю ефекту розвантаження стопи, що полягає у порівнянні значень коефіцієнта перенавантаження в процесі використання індивідуальних ортезів та коригування їх конфігурації, яка впроваджена в ортопедичне виробництво ТОВ «Торговий дім «Алком» (акт впровадження ТОВ «ТД Алком»).

Особистий внесок здобувача

Положення і результати, що виносяться на захист дисертаційної роботи, отримані здобувачем особисто. Серед них:

- виконаний огляд та аналіз літературних джерел, різних методів оцінки функціонального стану стопи;
- описано ідентифікаційні параметри статичного, динамічного та морфометричного аналізу стопи;
- встановлено та запропоновано нові комплексні критерії оцінки статичних та динамічних біомеханічних параметрів стопи;
- розглянуто взаємозв'язок статичних та динамічних складових біомеханічних параметрів;
- запропонована комплексна біомеханічна модель взаємодії стопи з опорним середовищем;
- розроблено математичні моделі біомеханічних параметрів стопи на основі результатів реальних експериментальних досліджень з встановленням невизначеностей;
- розроблено методику контролю ефекту розвантаження стопи в процесі ортезування та проведено експериментальні дослідження;
- визначені перспективи застосування результатів дисертаційного дослідження.

Апробація результатів дисертаційного дослідження

Основні положення дисертації, результати та висновки обговорено на науково-практичних конференціях та Міжнародних науково-технічних конференціях:

- Приладобудування: стан і перспективи: XVI Міжнарод. Наук.-техн. конф. (Київ, 16-17 травня 2017 р.).
- Актуальні проблеми автоматики та приладобудування: Міжнарод. Наук.-техн. конф. (Харків, 07-08 грудня 2017 р.).

- Інтегровані інтелектуальні робототехнічні комплекси (ПРТК-2018): XI Міжнарод. Наук.-практ. Конф. (Київ, 22-23 травня 2018 р.).
- Приладобудування — 2018: XI Міжнарод. Наук.-техн. конф. (Мінськ, 14-16 листопада 2018 р.).
- Актуальні проблеми автоматики та приладобудування: II Міжнарод. Наук.-техн. конф. (Харків, 06-07 грудня 2018 р.).
- Інтегровані інтелектуальні робототехнічні комплекси (ПРТК-2019): XII Міжнарод. Наук.-практ. Конф. (Київ, 21-22 травня 2019р.).
- Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів: XVIII Міжнарод. Наук.-техн. конф. (Кременчук, 01-03 листопада 2019).
- Нові напрямки розвитку приладобудування: XIII Міжнарод. Наук.-техн. конф. (Мінськ, 15-17 квітня 2020р.).
- Приладобудування — 2020: XIII Міжнарод. Наук.-техн. конф. (Мінськ, 18-20 листопада 2020 р.).
- Ефективність інженерних рішень у приладобудуванні: XV Всеукраїнська наук.-практ. Конф. (Київ, 10-11 грудня 2019 р.).
- Погляд у майбутнє приладобудування: XII Всеукраїнська наук.-практ. Конф. (Київ, 15-16 травня 2019 р.).
- ELNANO 2020: IEEE 40th International Conference on Electronics and Nanotechnology (Kyiv).
- Погляд у майбутнє приладобудування: XIII Міжнарод. Наук.-практ. Конференція (Київ, 13-14 травня 2020 р.).
- Ефективність та Автоматизація інженерних рішень у приладобудуванні: XVI Всеукраїнська наук.-практ. Конф. (Київ, 08-09 грудня 2020 р.).
- Приладобудування: стан і перспективи: XX Міжнарод. Наук.-техн. конф. (Київ, 18-19 травня 2021 р.).

- Приладобудування: стан і перспективи: XXI Міжнарод. Наук.-техн. конф. (Київ, 17 – 18 травня 2022 р.).

Перелік публікацій за темою дисертаційного дослідження

Основні наукові положення і результати досліджень по темі дисертаційної роботи опубліковано в 27 наукових працях, в тому числі 5 статей у наукових фахових виданнях України; 4 – патенти України на корисну модель; 16 тез доповідей на наукових конференціях в Україні і за кордоном; 2 статті, що додатково відображають результати дисертації.

Структура дисертаційного дослідження

Дисертаційна робота складається з анотації двома мовами, вступу, 3 розділів, висновків, списку використаних джерел та додатків. Повний обсяг дисертації складає 165 сторінок, з них 48 рисунків, 12 таблиць; 69 формул по тексту, найменувань використаних джерел на 11 сторінках.

РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ СУЧАСНОГО СТАНУ ДОСЛІДЖЕННЯ БІОМЕХАНІЧНИХ ПАРАМЕТРІВ СТОПИ ТА ПОСТАНОВКА ЗАДАЧ ДОСЛІДЖЕННЯ

1.1 Аналіз сучасного стану проблеми

В сучасній біомедичній інженерії перспективним напрямком є клінічний аналіз рухової діяльності, який досліджує різноманітні патології ходи та основної стійки за допомогою методів біомеханіки. Значення оцінки функціонального стану опорно-рухової системи у пацієнтів травматолого-ортопедичного та неврологічного профілю є надзвичайно важливим. Проте, навіть враховуючи важливість цього аналізу, методи інструментального аналізу ходи поки не є широко поширеними та впровадженими у клінічну практику вітчизняних лікувальних закладів. Часто оцінка біомеханічних функцій здійснюється візуально, має велику частку суб'єктивізму. Застосування спеціалізованої апаратури дозволяє отримати об'єктивну інформацію для всіх етапів лікувального процесу: від діагностики хвороби та виявлення основної патології до оцінки ефективності лікування, дослідження очікуваних та віддалених результатів реабілітації [2].

Стопа – це ключова частина опорно-рухового апарату, яка несе найбільше навантаження. Вона виконує декілька важливих функцій.

1. Опорна функція – стопа контактує з поверхнею і розподіляє силу реакції опори на вище розташовані частини ОРА. Це допомагає забезпечити стійкість при ходьбі та стоянні.

2. Ресорна функція – діє як амортизатор, поглинаючи і розподіляючи навантаження під час руху. Ця функція важлива для зменшення навантаження на інші частини тіла і запобігання травмам.

3. Балансуюча функція – допомагає підтримувати баланс і зчеплення з опорною поверхнею. Це важливо для стійкості нижньої кінцівки

під час руху. 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 опорної та ресорної функцій відбивається на всьому ОРА і може привести до виникнення ряду хронічних захворювань (артрозу, остеохондрозу та ін.) [3]. Порушення формувань склепінь стопи займає 26,4% загальної ортопедичної патології та до 81,5% серед всіх деформацій нижніх кінцівок у дітей. Як показують дослідження, в дитячому віці дані порушення піддаються частковій або повній корекції, тоді як в дорослому – корегувати їх надзвичайно складно, інколи неможливо. Доведено, що відсутність фізіологічних склепінь та порушення осі гомілковостопного суглобу веде до розвитку патологічних процесів в великих суглобах нижніх кінцівок та хребті, а також часто є причиною больових відчуттів. 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. В таких випадках, стопа працює не як пружно-еластична система, а як пружно-пластична з властивою їй залишковою деформацією [4]. При плоско-вальгусній (варусній) деформації, крім слабкості м'язів та зв'язок, порушується форма і співвідношення кісток стопи, опорний вектор зміщується медіально (латерально). Це змінює характер ходи, є причиною посилення динамічного навантаження на весь ОРА [5]. Виходячи з цього, різноманітні деформації стоп, доцільно розглядати в якості первинної ланки в формуванні нестійкої ходи, яка впливає на порушення опорно-рухового апарату, та призводить до його різноманітних уражень.

З метою аналізу сучасного стану дослідження біомеханічних параметрів стопи, проведено критичний аналіз літературних джерел. Так

зокрема, було розглянуто значну кількість наукових публікацій спрямованих на дослідження функціонального стану нижніх кінцівок різних вікових груп та виявлення взаємозв'язку між деформацією стопи та іншими структурними порушеннями ОРА. Аналіз літературних джерел вказує на недостатню кількість комплексних досліджень, які характеризують стан, розвиток і підготованість сегментів ОРА, зокрема стопи, до різноманітних навантажень різних інтенсивностей під час циклу кроку. Дослідники зазначають, що проблема ранньої діагностики ушкоджень та захворювань стоп є актуальною при виборі способів профілактики, лікування, ортезування та оцінки їх ефективності. Перші дослідження в цій області виявили можливості бароподометрії для вивчення біомеханіки стопи. Роботи таких авторів, як Gurney (2005) та Leardini et al. (2007), зосередились на аналізі розподілу тиску під час різних видів рухів, включаючи ходу, біг та стояння [5]. Вони встановили, що бароподометрія може надавати цінну інформацію щодо взаємодії стопи з опорою та динаміки тиску під час руху. Докладні аналізи сучасних бароподометричних систем, включаючи дослідження типів сенсорів, їх чутливості та роздільної здатності, були представлені в роботі [6]. Вони наголошують на значущості обрання оптимальних параметрів інструментальних систем для забезпечення точних вимірювань. Інші дослідження (Mündermann et al., 2006; Giacomozzi et al., 2009) підкреслюють значення використання метрологічних принципів у бароподометрії [7, 8, 9]. Це включає визначення метрологічних характеристик систем, таких як роздільність, стійкість та відтворюваність вимірювань. Багато авторів [1, 2, 3, 4, 5, 6, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21, 22] зосередилися на дослідженні зв'язку між розподілом тиску під час статичних станів та руху стопи з біомеханічними параметрами. Вони виявили залежності між цими параметрами, що можуть вказувати на специфічні аспекти біомеханіки стопи. Для досягнення точних результатів, деякі дослідники розробили алгоритми

фільтрації та обробки бароподометричних даних (Phinyomark et al., 2018; Zago et al., 2021) [23, 24]. Ці алгоритми допомагають виокремити значущі зміни у даних та зменшити шуми. Автори, такі як Arts et al. (2007) та Menz et al. (2017), досліджували застосування бароподометрії у медичній та спортивній практиці. Вони вказали на можливості використання бароподометрії для діагностики та лікування захворювань стопи, а також для вивчення впливу різних факторів на біомеханіку руху [25]. Деякі дослідники також розглядають майбутні перспективи розвитку бароподометрії та визначення біомеханічних параметрів стопи. Так автори Brylka et al. (2022) прогнозують можливе використання нових матеріалів та технологій для поліпшення бароподометричних систем, Salami et al. (2022) розглядають інтеграцію бароподометрії з іншими методами для комплексного аналізу стопи [14].

Однак, проведений аналіз літературних джерел також показує, що деякі аспекти дослідниками поки що не були встановлені або чітко розроблені. Багато досліджень в області бароподометрії вказують на потребу у стандартизованих методологіях та протоколах вимірювань. Досі не було встановлено єдиних принципів вимірювань та обробки даних, що може призводити до розбіжностей у результатах різних досліджень. Крім того, існує деяка невизначеність у взаємозв'язку між біомеханічними параметрами стопи, вимірюваними у статичних умовах, та їх поведінкою під час руху. Багато дослідників наголошують на важливості дослідження цього взаємозв'язку, але конкретних висновків поки що не встановлено. Деякі дослідження вказують на потребу у більш докладному моделюванні біомеханіки стопи. Поки що не було розроблено всебічних математичних моделей, які б дозволяли відтворити всі аспекти поведінки стопи під час різних видів рухів [26]. Багато досліджень звертають увагу на потенційну кореляцію між бароподометричними даними та іншими біомеханічними

параметрами, проте, великий обсяг даних та їх аналіз ще не були повністю вивчені [27]. Крім того, у вітчизняній та зарубіжній профільній літературі не достатньо уваги присвячено кількісній оцінці параметрів пружності стопи. Зокрема не визначеними залишаються критерії пружних характеристик стопи під час дії динамічних навантажень, тоді коли аналіз останніх дозволить підвищити точність діагностики захворювань ОРА. Ці аспекти наголошують на тому, що хоча бароподометрія є поширеним методом для визначення біомеханічних параметрів стопи, багато питань залишаються відкритими і потребують подальших досліджень та уточнень.

Розглянемо більш детально вивчення питання взаємозв'язку між біомеханічними параметрами стопи, вимірюваними у статичних умовах, та їх поведінкою під час руху. Декілька досліджень вказують на важливість дослідження цього взаємозв'язку, але конкретних висновків поки що не було встановлено [1, 2, 3, 4, 5, 6]. Так, в роботі [1] автори виявили значущі відмінності у розподілі тиску під час руху порівняно зі статичним станом. Проте, конкретні механізми та зв'язки між цими даними залишились невизначеними. В дослідженні [2] автори виявили певні кореляції між розподілом тиску під час бігу та статичними параметрами стопи. Проте, детальний механізм цього зв'язку не був повністю зрозумілим. В роботі [3] автори встановили певний вплив статичних біомеханічних параметрів на динамічні зміни кутових параметрів стопи, але докладні механізми взаємодії потребують додаткового вивчення. В дослідженнях [4] автори довели, що деякі статичні біомеханічні параметри можуть впливати на динамічний розподіл тиску під час руху, але не було з'ясовано, як саме ця взаємодія відбувається. В роботі [5] дослідники встановили певний ступінь кореляції між динамічними та статичними параметрами стопи, але не було встановлено причинно-наслідкових зв'язків та механізмів взаємодії. В дослідженні [6] встановлено, що динамічні параметри стопи можуть реагувати на зміну

поверхні опори, але точні механізми та зв'язки вимагають подальшого вивчення. Враховуючи вище наведене, важливо відзначити, що взаємозв'язок між статичними та динамічними біомеханічними параметрами стопи є складним та ще не повністю розгорнутим питанням. Проведені раніше дослідження намічають можливі зв'язки між цими параметрами, але недостатньо даних, щоб однозначно встановити конкретні механізми та вплив цього взаємозв'язку на біомеханіку стопи. Додаткові наукові дослідження будуть сприяти розкриттю цього аспекту та розумінню його більш повної картини.

Таким чином, серед різноманіття наукових підходів, дослідження розподілу навантаження по стопі протягом повного циклу кроку, вивчене не в повній мірі. Відомі методи не дозволяють діагностувати функціональні зміни стопи, що відбуваються при зміні навантаження в процесі перекату, а також визначати індивідуальні фізіологічні особливості нижніх кінцівок, що обмежує застосування таких методів. Не визначеним досі залишається взаємозв'язок опорної та ресорної функцій в статиці та динаміці і їх вплив на деформації стоп. Враховуючи вище викладене, виникає потреба у вдосконаленні методів дослідження біомеханічних параметрів стопи людини, шляхом комплексного оцінювання особливостей стояння та ходи, циклу кроку та опорно-ресорних властивостей стопи.

1.2 Огляд сучасних методів дослідження біомеханічних параметрів стопи

З метою вивчення рухових дій використовуються два основних підходи: візуальні та інструментальні методи контролю [27]. У візуальних методах спостерігачі стежать за переміщеннями тіла та отримують переважно якісне уявлення про його рухи. Однак результат візуальної оцінки часто має суб'єктивний характер і не підлягає чітким критеріям, що

ускладнює його використання для порівняльного аналізу. Інструментальні методи контролю є більш об'єктивними, вони дозволяють отримувати не лише якісну, але й кількісну оцінку характеристик та показників рухових дій людини. Крім того, такі методи дозволяють виявляти можливі зміни, що відбуваються в організмі під час різних видів рухової активності.

Відомі методи діагностики та корекції стоп поєднує те, що вони враховують переважно тільки статичні та кінетостатичні деформації, в положенні сидячи-стоячи, переступаючи з ноги на ногу, тощо. Загалом, інструментальні методи контролю опорно-ресорної функції стопи, методично зручно поділити на дві групи — методи, які ґрунтуються на аналізі розподілу навантаження (бароподометричні) та методи, в основі яких лежать інші фізичні явища (Рис 1.1.) [28].

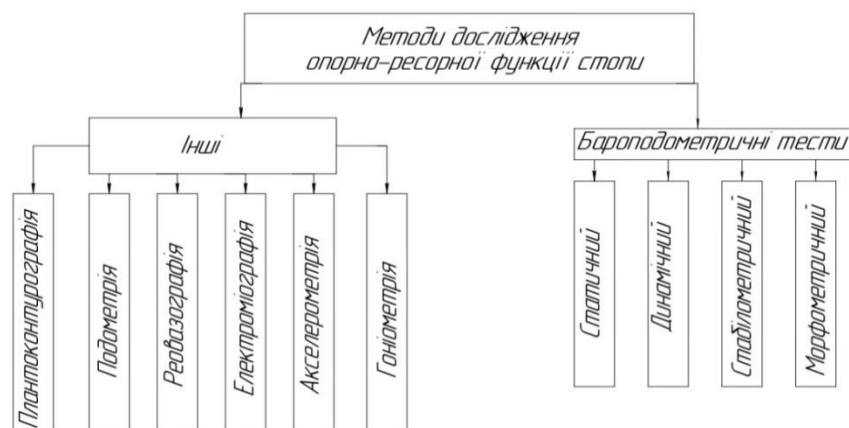


Рис. 1.1. Інструментальні методи дослідження опорно-ресорної функції стопи [28]

Розглянемо найбільш розповсюджені методи оцінки опорно-ресорної функції стопи більш детально. Плантоконтурографія – це метод вивчення підошовної поверхні стоп за допомогою аналізу її відтисків. Найбільш простим вважається метод «чорнильних відбитків» [9]. Однак він не

забезпечує достатню точність вимірювання. Схожим є метод вивчення зеркального відображення підошовної поверхні стопи, з використанням зеркальних плантоскопів. Суть методу полягає в тому, що досліджуваний стає обома ногами на опорне скло, під яким розташоване дзеркало з певним кутом нахилу. Відображення підошви стопи розглядається в установленому дзеркалі. Навантажені області шкіри дотичні зі склом, в дзеркальному відображенні мають блідий колір, а ділянки без навантаження, відповідно – рожевий. За співвідношенням площ опори визначають ступінь плоскостопості [9]. Найбільш сучасним варіантом плантографії є комп'ютерна подометрія. Подометр являє собою пристрій, що складається власне з модуля сканування та спеціалізованого програмного забезпечення. Дана методика дозволяє сканувати поверхню стопи та провести автоматичний аналіз отриманого зображення з високою точністю. На сьогоднішній день, в деяких сучасних моделях подометрів встановлено одночасно два скануючих пристрої, розташованих перпендикулярно один одному, що дозволяє зробити одночасне сканування в різних площинах [29]. Така функція дає можливість отримання зображення стопи в трьох проекціях, що дуже важливо для повного розуміння функціонального стану. Всі результати досліджень зберігаються в пам'яті ПК, що дає можливість порівняння при повторних дослідженнях, для оцінки ефекту від проведеної терапії або ж правильності підбору ортезної корекції. Однак, даний метод має ряд недоліків. Серед них можна виділити обмежену точність дослідження, зокрема, порівняно з більш сучасними технологіями, такими як бароподометрія; результати плантоконтурографії можуть бути спотворені зовнішніми факторами, такими як неоднорідна поверхня підлоги або рухи пацієнта під час дослідження; нестача динамічних даних, що може обмежувати можливості вивчення динамічних змін у біомеханіці стопи.

Акселерометрія – це методика, котра дозволяє вимірювати прискорення ЗЦМ тіла людини та окремих його ланок при виконанні рухів. Робота акселерометра основана на вимірюванні сили інерції, котра виникає під час руху [Ошибка! Источник ссылки не найден.]. Однак, як і будь-який етод, акселерометрія також має свої недоліки. Акселерометри можуть виявляти навіть дрібні вібрації та шуми, що може призвести до неточних вимірювань прискорення. Наприклад, в умовах вібраційного середовища, як під час використання в автотранспорті, результати вимірювань можуть бути спотворені. Акселерометри потребують регулярного калібрування для забезпечення точності вимірювань. Систематичні похибки можуть виникнути через відсутність чи неправильне проведення калібрування. Кожний акселерометр має обмежений діапазон вимірювань, за яким він може працювати. Поза цим діапазоном можуть виникнути наскрізні пошкодження або викривлення даних. Більшість акселерометрів не можуть одночасно вимірювати прискорення та гравітацію, що може ускладнити відокремлення динамічних рухів від гравітаційних впливів.

Гоніометрія — це метод реєстрації кутових переміщень у суглобах. Величини суглобових кутів є важливими просторовими характеристиками рухів. Безперервний контроль за величинами кутових переміщень є корисним для біомеханічного аналізу рухів; визначення рухомості сполучень ланок тіла, їх положень при різних позах; оцінки гнучкості та ін. Рухоме з'єднання ланок тіла обумовлює їх кутове переміщення. Залежно від форми суглобів, рухи можуть здійснюватися в одній або декількох площинах. Зі зміною кута у суглобі змінюються довжина м'яза, плече тяги відносно осі обертання та кут тяги м'яза за кістку. Для вимірювання кутових переміщень ланок тіла, оцінки рівня розвитку гнучкості (амплітуди рухів) використовуються рентгенографічний, оптико-електронний та механічний методи дослідження. Рентгенографічний метод дозволяє визначити теоретично припустиму

амплітуду руху, розраховавши її на основі рентгенологічного аналізу будови суглоба. Оптичні методи вимірювання гнучкості ґруновані на застосуванні фото-, кіно-, стробозйомки. На суглобових точках тіла укріплюють датчики-маркери, зміна їх взаєморозташування фіксується реєструючою апаратурою. Подальша обробка фотознімків або фотоплівки дозволяє визначити рівень розвитку гнучкості. Загалом, з оптико-електронних методів вимірювання кутових переміщень найбільш точними, сучасними та перспективними є стереоциклографія, стереостробозйомка та відеометрія **[Ошибка! Источник ссылки не найден.]**. Однак даний метод також має свої недоліки. Гоніометри можуть бути менш точними у порівнянні з більш сучасними та дорогими методами вимірювання кутів, такими як електроміографія. Це особливо справедливо при роботі з малими кутами або при необхідності вимірювання кутів у важкодоступних місцях. Помилки можуть виникнути через неправильне розміщення гоніометра на тілі, неправильне позиціонування суглобів або відсутність стандартизованої методики вимірювання. Це може призвести до неточних результатів та ускладнити порівняння між різними дослідженнями. Також, результати гоніометрії можуть значно варіювати в залежності від досвіду та технічних навичок виконавця. Несправності у використанні гоніометра можуть призвести до значних відхилень у вимірюваннях. Крім того, гоніометрія надає інформацію лише про кутові рухи, виконані у суглобі. Це обмежує можливість отримати повну картину про біомеханічні аспекти руху та функцію м'язів.

На даний час, більшість дослідників пов'язують порушення функцій стопи з взаємодією лише генетичних та середовищних факторів, таких як хронічне перевантаження окремих частин ОРА, що призводить до постійної напруги литкових м'язів, яке в свою чергу заважає нормальному венозному відтоку з нижніх кінцівок, роблячи істотний вплив на стан мікроциркуляторного русла. Своєчасне виявлення мінімальної активності

даного процесу дозволить істотно скоротити кількість ускладнень і поліпшити прогноз захворювання [31]. Враховуючи необхідність комплексного дослідження біомеханічних параметрів, при певних супутніх захворюваннях (цукровий діабет, варикозні захворювання, порушення кровообігу, тощо) необхідні додаткові обстеження, такі як дослідження кровотоку нижніх кінцівок. Дані дослідження є предметом розгляду біофізичних методів дослідження [32, 33].

Електроміографія – це спосіб реєстрації біоелектричної активності скелетних м'язів. У процесі життєдіяльності організму в його органах та тканинах виникають біоелектричні сигнали, котрі являють собою складні коливання несиметричної форми, що називаються біопотенціалами. Певною мірою, об'єктивно відображаючи фізико-хімічні результати обміну речовин, вони є досить інформативними показниками стану фізіологічних процесів в організмі **[Ошибка! Источник ссылки не найден.]**. Внутрішнє середовище організму має низький електричний опір, що дозволяє біопотенціалам поширюватися по усьому тілу людини [34]. Електромагнітне поле мускулатури має складну конфігурацію, котра спотворюється при найменшій зміні пози. Метод ЕМГ дозволяє одночасно вимірювати біомеханічні та фізіологічні параметри рухової функції людини **[Ошибка! Источник ссылки не найден.]**. Незважаючи на свою широку застосовність у дослідженнях біомеханіки та фізіології, цей метод також має свої недоліки. ЕМГ вразлива до зовнішніх електромагнітних впливів, таких як радіохвилі, мобільні телефони, апарати швидкого нагрівання, що може спричинити спотворення сигналу та артефакти. Неправильне розташування або рух датчиків ЕМГ може також вплинути на якість сигналу. Отримані сигнали ЕМГ потребують складної обробки та фільтрації для видалення шумів та артефактів, що може бути складно для недосвідчених дослідників. Рівень електричної активності м'язів може значно відрізнятись між різними людьми

[35], що робить порівняння результатів між різними особами складним. Інтерпретація сигналів ЕМГ може бути складною через багатозначність даних. Зміни в сигналі можуть відбуватися з різних причин, таких як м'язова втома, патології, або просто різні рівні зусиль.

Одним з основних неінвазивних методів дослідження гемодинаміки в сегментах нижніх кінцівок є реовазографія, яка широко використовується при лікуванні пацієнтів із захворюваннями і травмами ОРА [32]. Необмежена частота використання даного методу дозволяє отримувати релевантні результати при проведенні досліджень в динаміці лікування та після його закінчення і обґрунтовано їх інтерпретувати.

Реовазографія – метод діагностики стану судин нижніх кінцівок та оцінки параметрів руху крові в них. Це сучасний неінвазивний метод дослідження динаміки пульсового кровонаповнення органів і тканин або окремих ділянок тіла. У комп'ютерному варіанті РВГ дозволяє автоматично розпізнавати різновиди магістрального і коллатерального кровотоку, визначати рівень артеріальної оклюзії, діагностувати порушення венозного відтоку, тощо. Проведення різних функціональних і фармакологічних проб дає можливість виявити приховану патологію системи кровообігу. Цей метод є надзвичайно цінним при дослідженні захворювань периферичних артерій та судин, що супроводжуються частковим звуженням або повною обтурацією. За результатами даного дослідження можна судити про порушення кровообігу, яке найчастіше обумовлено атеросклеротичними або запальними ураженнями судин. Показаннями для проведення діагностики цим методом, на сьогодні, є широкий спектр захворювань. Це можуть бути безпосередньо патології судин кінцівок, соматичні захворювання організму гострого і хронічного типу [33]. Реовазографія знайшла широке застосування, як біофізичний метод дослідження діабетичної стопи [36]. Методика проведення РВГ, в даному випадку, полягає в тому, що на нижні кінцівки

обстежуваного підключаються спеціальні датчики. Через них, при певному впливі високочастотних імпульсів струму, відбувається процес реєстрації рівня опору в області судин, і робляться висновки про наповнення, ритмічність та потужність надходження потоку крові на обраній ділянці [35]. Таким чином, реовазографія є ефективним біофізичним методом автоматизованої оцінки артеріального кровонаповнення нижніх кінцівок, стану артеріального тону, венозного відтоку та колатерального кровообігу, а також деяких показників центральної гемодинаміки. Даний вид дослідження, особливо актуальний для оцінки супутніх захворювань стоп викликаних цукровим діабетом, варикозними захворюваннями, порушенням кровообігу, тощо [32]. Незважаючи на те, що РВГ має свої переваги, такі як неінвазивність, безпеку та відсутність радіаційного випромінювання, він також має деякі недоліки. Реовазографія заснована на змінах електричного опору в тканинах, через які проходить струм. Це може призвести до спотворення результатів у випадку, якщо властивості тканини відрізняються від норми або при наявності патологічних змін. Даний метод може бути менш точним порівняно з іншими методами вимірювання кровотоку, такими як дуплексне сканування або ангіографія. Він може не завжди точно виявляти ступінь судинного стенозу або обструкції. Результати можуть бути спотворені внаслідок впливу різних внутрішніх факторів, таких як температура тіла, вологість шкіри, ступінь волосатості та інші. Крім того, реовазографія надає лише загальну інформацію про кровотік і може бути недостатнім для детального вивчення анатомічних особливостей судин, особливо в складних випадках.

1.3 Бароподометричний метод дослідження

Бароподометричний метод є однією з ключових технологій у вивченні біомеханічних параметрів стопи людини. Цей метод ґрунтується на

вимірюванні розподілу тиску між стопою та опорною поверхнею під час руху або статичних вимірювань. Отримані дані про тиск можуть надати важливу інформацію про розподіл навантаження на різні частини стопи, що допомагає аналізувати біомеханіку руху, виявляти аномалії та сприяти вдосконаленню лікування та спортивної підготовки [37, 38, 39].

Усі тіла під дією прикладених до них сил деформуються. Величина деформації кожного пружного тіла, є пропорційною прикладеному зусиллю. Внаслідок виконання руху, людина здійснює механічний вплив на ту поверхню опори, відносно котрої вона переміщується. Щоб виміряти величини зусиль, що розвиває людина, застосовують спеціальні реєструючі пристрої, що перетворюють величини механічної деформації на електричний сигнал. В основі роботи кожного такого пристрою лежить явище тензоефекту — властивість деяких матеріалів змінювати електричний опір під впливом деформації. До таких пристроїв належать бароподометричні платформи, за допомогою яких вимірюються біомеханічні параметри опорних взаємодій людини у процесі стояння, ходьби та бігу [9]. Застосування даних платформ в процесі досліджень та біомеханічного контролю рухової діяльності людини потребує використання додаткових методологічних прийомів та пристроїв. Для оцінки функціонального стану стопи, необхідно мати інформацію про часові характеристики кроку, сили опорних реакцій, розподіл тиску та площі опорної поверхні в процесі перекату [38]. Метод бароподометрії є важливим інструментом в області вивчення біомеханіки ходи та стану опорно-рухової системи. Порівнюючи його з іншими вище розглянутими методами можна виділити його наступні переваги [40]:

- Простота використання. Бароподометрія вимагає менше підготовки та обладнання порівняно з деякими іншими методами, такими як плантоконтурографія чи акселерометрія. Це дозволяє швидше і зручніше проводити вимірювання.

- Реальний зв'язок з навколишнім середовищем. Даний метод дозволяє вимірювати опорну реакцію стопи під час активного руху, що надає більш точну інформацію про взаємодію стопи з опорою під час ходи.
- Висока чутливість. Дослідження дозволяє виявити навіть незначні зміни у розподілі тиску по стопі, що може бути корисним при вивченні навантаження на різні її ділянки.
- Відсутність впливу на пацієнта. Метод бароподометрії є неінвазивним, не потребує накладання датчиків на шкіру пацієнта або впливу на його природну біомеханіку рухів, тому може застосовуватися необмежену кількість разів.
- Аналіз динамічних параметрів. Бароподометрія дозволяє вимірювати тиск під час руху, що дозволяє дослідникам отримати детальну інформацію про динаміку ходи.
- Застосування у реальних умовах. Бароподометричні платформи можуть використовуватися як у лабораторних, так і в польових умовах, що дозволяє проводити дослідження в різних середовищах.
- Різноманітність вимірюваних параметрів. Метод дозволяє вимірювати багато параметрів, таких як розподіл тиску, центр тиску, час контакту стопи з підлогою, тощо; що надає ретельний аналіз біомеханічних особливостей.

Таким чином, метод бароподометрії відзначається своєю простотою, точністю та здатністю аналізувати динамічні параметри стопи в реальних умовах, що робить його важливим інструментом для дослідження біомеханічних параметрів ходи та стану опорно-рухової системи. Сучасні бароподометричні методи дослідження біомеханіки стопи (Рис. 1.2.) виникли на основі вимірювання та аналізу розподілу тиску [39, 40]. Новизна вище згаданих методів полягає у комплексному розгляді всіх сил, що діють на стопу, як в динаміці (при ходьбі), так і в статиці (при стоянні). Цей фактор

дозволяє вивчити значну кількість видів навантаження та функціональний стан стоп в динаміці ортопедичного лікування та хірургічного втручання. Важливо зазначити, що електронна бароподометрія дозволяє виявити зони гіпернавантаження, які інші існуючі системи та методи побачити не дозволяють [21]. Враховуючи вище зазначене, розглянемо більш детально бароподометричні методи дослідження, як ключові в аналізі рухової діяльності людини. Розрізняють наступні види аналізу:

- Бароподометрія статичного положення (статичний тест) – 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, у тому числі перевантаження кінцівки або ротацію тазу. Статичний тест тиску (СТТ (Static pressure test (SPT))) виконується в статичному положенні на бароподометричній платформі, стоячи на обох ногах, протягом 5 секунд. Інформація про розподіл тиску по плантарній поверхні стопи, зібрана в стані статичної рівноваги, коли тіло рухається «качаючись» у фронтальній та сагітальній площинах, дозволяє виявити структурні зміни ОРА. Статичний аналіз розглядається як геометрична модель, яка пов'язує основні біомеханічні параметри, корелюючись як з морфологією підошви так і з результатами динамічного дослідження. Кількісний та якісний аналіз відбитків тиску, отриманих в результаті статичного дослідження, дозволяють помітити будь-яку можливу асиметрію або відхилення від норми [36].

- Бароподометрія динамічного положення (динамічний тест) – показує розподіл тиску в процесі перекауту кожної стопи. Динамічний тест (ДТТ (Dynamic Coordination Test (DCT))) виконується під час руху по бароподометричній платформі. Проводиться реєстрація певної кількості циклів кроку (як мінімум 3-4 в обох напрямках). 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. Реєстрація повного крокового циклу дозволяє досліджувати перекати стопи на кожному окремо взятому відбитку, в порівнянні зі значеннями розподілу тиску інших відбитків в рамках одного крокового циклу (Рис. 1.2) [38].

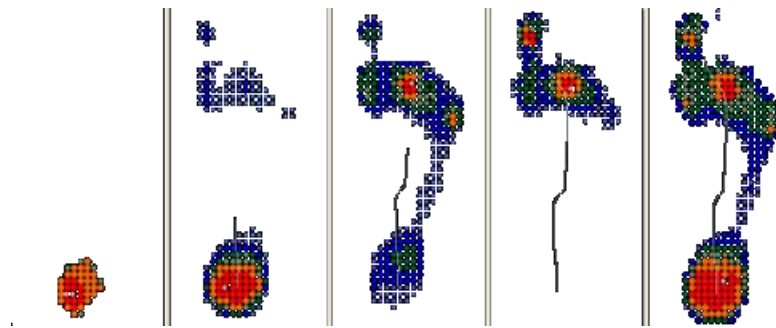


Рис. 1.2. Окремі фази перекату стопи [38]

Динамічний тест тиску дозволяє точно та якісно визначити середньо-бічну нестійкість або змінні задньо-передні навантаження між різними кроками, за допомогою яких визначають фактичну нестійкість. При вивченні біомеханічних параметрів, слід аналізувати будь-які зміни в порівнянні з параметрами статичного аналізу, що дозволяє поглиблено вивчати структурні деформації [41].

- Тіло людини з біомеханічної точки зору у біостатиці можна уявити як багатоланкову механічну систему, що складається з ряду ланок, котрі не деформуються. Ці ланки з'єднані за допомогою шарнірів, в котрих діють суглобні моменти, що забезпечують жорсткість статичного положення усієї рухомої системи [42]. Для оцінки умов рівноваги тіла людини нині досить широко застосовується методика стабілометрії. Стабілометричний тест – методика, що забезпечує можливість кількісного та якісного аналізу стійкості. Рухова діяльність, у багатьох випадках, вимагає здатності досить економно та продуктивно утримувати певні робочі пози та видозмінювати їх,

зберігаючи рівновагу свого тіла у просторі. Біомеханічні раціональні рухи та пози часто визначають кінцевий результат тієї чи іншої діяльності й тому є предметом детального дослідження фахівців. Процес збереження положення та пози тіла — це складний процес управління та регуляції [6]. Стабілометричний тест (СМТ) виконується в положенні стоячи на бароподометричній платформі, по чергово з відкритими та закритими очима протягом 51,2 секунд. Останнім часом дана методика, окрім дослідження власне біомеханічних основ стійкості, застосовується також для вивчення функціонального стану організму та оцінки координаційних можливостей людини з точки зору професійного відбору [43].

- Морфометричний тест – методика дослідження опорної поверхні стоп, яка за допомогою оптичного сканування, дозволяє отримати відомості про морфологічну структуру поверхні, з високою швидкістю та точністю результатів. Дана методика належить до групи подометричного аналізу. Тест проводиться у вигляді комп'ютерного сканування опорної поверхні стоп, за допомогою скануючого модуля та подальшої обробки результатів спеціалізованим ПЗ. Аналізуються морфометричні показники стопи, також є можливість проведення різноманітних вимірів в ручному режимі. Ключовою особливістю даного методу, що і відносить його до бароподометричних методів дослідження є якісний аналіз розподілу зон тиску по стопі. Аналіз ґрунтується на оцінці зміни градієнту кольору шкіри підошовної поверхні стопи. Даний принцип застосовується для 2D та 3D сканування [29].

1.4 Обґрунтування вибору інструментальної системи для дослідження

В сучасній оцінці рухової діяльності людини надзвичайно важливо застосовувати консолідацію, так званих біомеханічних шкіл, вітчизняної та європейської. В вітчизняній школі, зазвичай, оцінювали функціональність

стопи з використанням переважно візуальних методів та простих пристосувань (наприклад, плантографів) [39]. Однак, це не завадило досягти значних результатів та представити різноманітні методики оцінки функцій стопи з зазначенням контрольних значень. Новітня європейська школа формувалась, переважно, навколо оцінки рухової функції стопи з представленням електронних тензометричних систем [44].

Враховуючи системно-структурний підхід до вивчення біомеханічних параметрів стопи, доцільним є розглядати бароподометричні інструментальні системи, які дозволяють комплексно оцінювати функції стопи. До таких відносять системи, в основу яких покладено метод бароподометрії, який дозволяє об'єктивізувати дослідження біомеханічних параметрів стопи з врахуванням статичної та динамічної складових [41]. Вивчення рухів проводиться з синхронною реєстрацією ряду спільних характеристик при високій точності й швидкості вимірювань. В бароподометричних системах використовуються окремі методи реєстрації з суміжних наукових дисциплін, а також досягнення сучасної техніки. Вони дозволяють повніше відобразити специфіку рухів людини в її сучасному теоретичному розумінні. Для об'єктивної оцінки просторово-часових біомеханічних параметрів необхідна реєстрація повного циклу кроку. Тому необхідно забезпечити умови для інструментального аналізу, а саме система має задовольняти наступним критеріям [45]:

- розміри активної частини – з метою реєстрації повного циклу кроку розміри вимірювальної частини обладнання мають бути – ширина не менше 400 мм, довжина не менше 1200 мм;
- частота реєстрації – з метою запису різних швидкостей, які корелюють з довжиною кроку та зростом досліджуваного об'єкту, частота реєстрації системи має бути не менше 60 кадрів за секунду;

- можливість порівняння результатів – співставлення результатів дослідження в положенні стоячи (статичний тест), під час виконання кроку (динамічний тест) та морфологічної структури стопи, протягом різних проміжків часу;
- мобільність обладнання та висока точність отриманих результатів;

З метою досягнення повної відповідності визначеним критеріям було зібрано вимірювальний стенд, який складається з планшетного сканера (площинного сканування) та двох секцій бароподометричної платформи, з відповідним програмним забезпеченням (Рис. 1.3. а, b) [28].

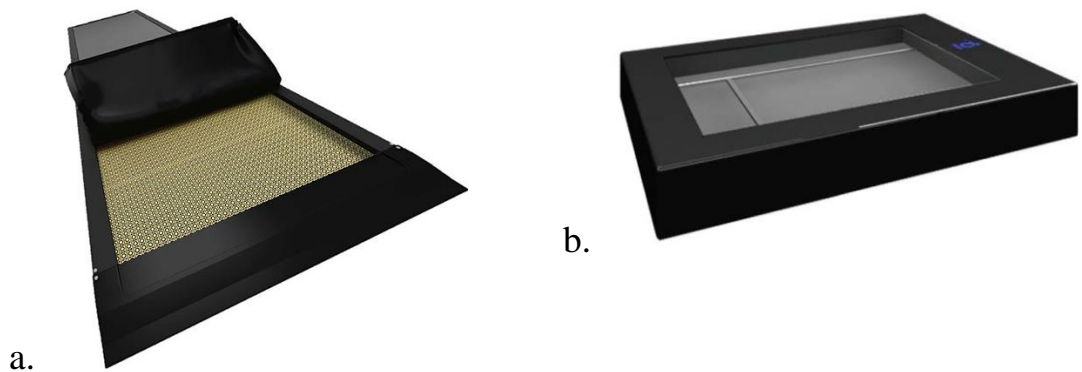


Рис. 1.3. Вимірювальний стенд [28]

а) Бароподометрична платформа, б) Планшетний сканер стоп

Отриманий стенд обраний в якості основної інструментальної бази для виконання завдань дисертаційних досліджень, оскільки дозволяє комплексно оцінити функціональний стан стопи з високою точністю та швидкістю вимірювань.

1.5 Структурна схема та стенд для вимірювання біомеханічних параметрів стопи

Бароподометрична платформа складається з чотирьох активних модулів розмірами 400×400 мм, поєднаних в дві окремі секції (розмірами 400×800 мм, які з'єднуються між собою, за допомогою VGA роз'ємів) та чотирьох пасивних розмірами 200×400 мм. Основна функція пасивних секцій – забезпечення коректного завершення виконання циклу кроку та уникнення збоїв при обробці даних. В кожному активному модулі вмонтовано 6400 тензометричних датчиків (загальна кількість сенсорів на всій платформі становить 25600) [28]. Принцип роботи платформи ґрунтується на явищі тензоефекту. Електричні сигнали отримані з тензодатчиків (внаслідок перетворення величини механічної деформації) за допомогою головного блоку керування перетворюються в дискретний код, який передається на ПК і аналізується відповідним, спеціальним програмним забезпеченням.

Планшетний сканер представляє собою цілісний металевий блок з опорною поверхнею з оптично прозорого скла, на яку стає досліджуваний під час сканування стоп. Принцип його побудови, нагадує офісний скануючий пристрій. В процесі оптичного сканування, на поверхню стопи накладається лазерна сітка, за допомогою якої розраховуються всі необхідні метричні характеристики. Пристрій дозволяє отримувати відомості про морфологічну структуру поверхні стопи. Спеціальне програмне забезпечення дозволяє проводити різні виміри, в тому числі в мануальному режимі. В процесі комп'ютерної обробки результатів сканування автоматично розраховуються геометричні параметри та індекси стопи, які можна комбінувати з бароподометричними тестами. Отримане зображення дозволяє ідентифікувати гіперкератоз, виразки, деформації елементів стопи, стан підошовної дуги, тощо [29]. На рисунку 1.4 представлено загальний вигляд зібраного комплексного вимірювального стенду.

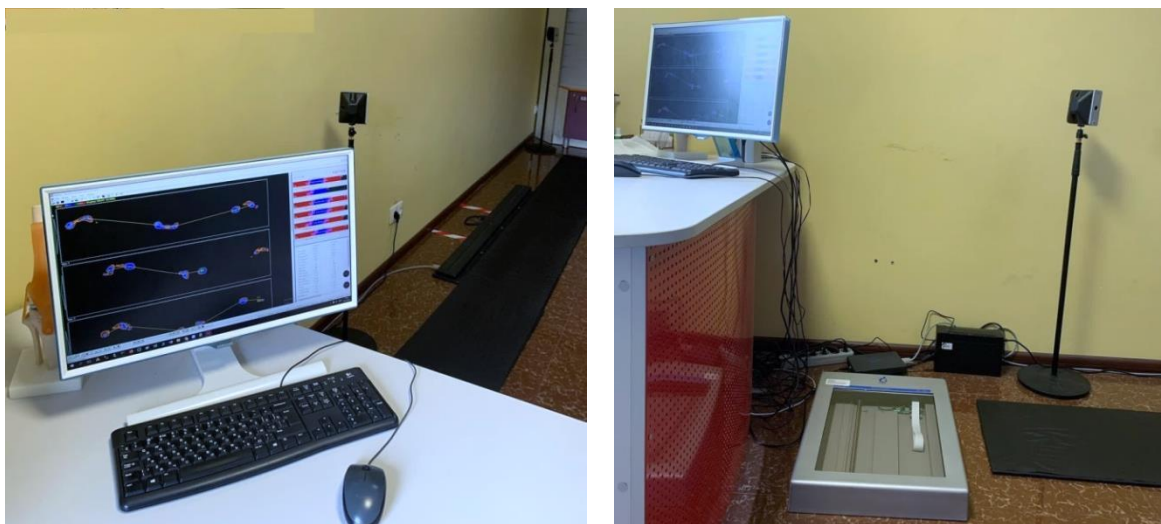


Рис. 1.4. Загальний вигляд зібраного вимірювального станду

На рисунку 1.5 наведено структурну схему комплексного вимірювального станду біомеханічних параметрів стопи.

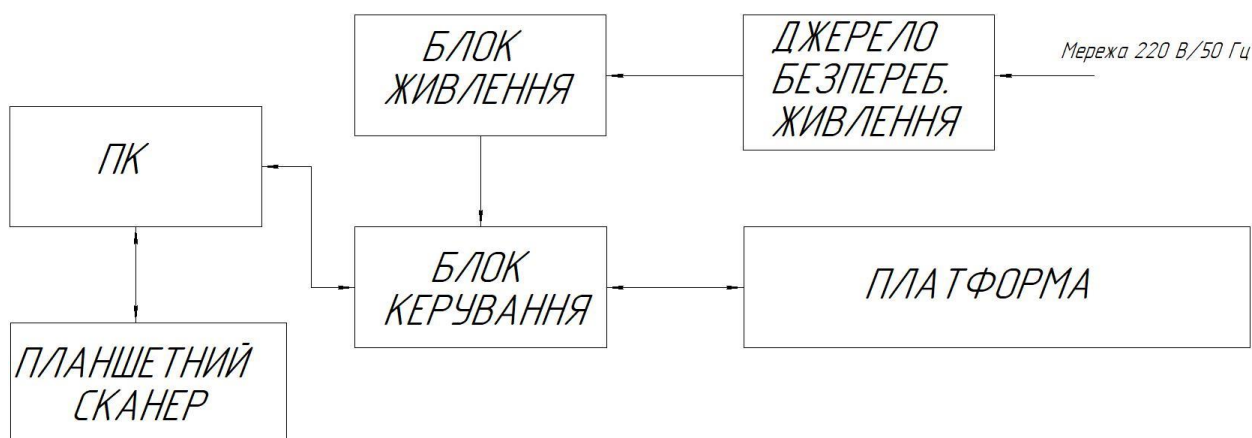


Рис. 1.5. Структурна схема вимірювального станду

Як видно з структурної схеми вимірювальний стенд складається з бароподометричної платформи, її головного блоку керування (ГБК), блоку живлення платформи (БЖ), джерела безперебійного живлення (ДБЖ), та планшетного сканеру стопи. В свою чергу бароподометрична платформа та планшетний сканер підключаються до ПК з встановленим спеціальним ПЗ для збору, аналізу та обробки результатів дослідження.

Основні технічні характеристики комплексного вимірювального стенду наведено в таблиці 1.1 [28].

Таблиця 1.1. Технічні параметри комплексного вимірювального стенду

Параметри	Бароподометрична платформа	Планшетний сканер
Клас точності	0,05	
Тип сканування	Матричне сканування 16-бітне автоматичне та ручне калібрування	
Роздільна здатність, dpi	x,y=9,6, z=16	1200×1200 Програмна інтерполяція 9600x 9600
Тиск на точку, Н/см ²	max 150	-
Частота вимірювання, кадрів/с	min 60; max 100	-
Тип сенсору	Високорезистивний датчик з активною матрицею	-
Кількість сенсорів на 1см ²	4	
Розмір сенсору, мм	25	-
Режими сканування	-	кольоровий (24 – 48 bit); сірий (8 – 16 bit)
Максимально допустима площа сканування, см ²	-	1248
Енергоживлення	AC input: 100-240V – 1.0A, 50-60Hz DC output: 12V – 2.5A	12 VDC, 20A, 24W, 50-60Hz
Сумісність з ОС	Windows 10×64 bit	
Інтерфейс	USB 3.0	USB 2.0
Примітки	Система відповідає положенням Директиви ЄС 93/42 та стандартам: EN 61000-4-2; EN 61000-4-3; EN 61000-4-4; EN 61000-4-5; EN 61000-4-6; EN 61000-4-11; EN 61000-3-2; EN 61000-3-3; EN 60601-1; EN 55011.	
Загальна вартість системи	10000 Євро	

Бароподометрична платформа працює у двох режимах: статичному та динамічному.

1.6 Загальна методика визначення біомеханічних параметрів стопи

В основі дослідження цифрової біометрії лежить спеціальний протокол – біопостуральний тест (БПТ), який проводиться за допомогою наведеного вище вимірювального стенду із збереженням всіх даних про поточний стан обстежуваного [28]. Найбільш інформативними тестами бароподометричного дослідження є статичний, динамічний аналіз розподілу тиску та морфометричний тест. Розглянемо основні рекомендації до підготовки та проведення експериментальних досліджень. Під час виконання будь-якого виду аналізу, дослідник повинен переконатися, що досліджуваний перебуває в комфортних, природних та невимушених умовах і не приймає положень відмінних від необхідних. До виконання всіх видів аналізу, обстежуваному пропонується відновити фізіологічну симетрію, вдихнувши та видихнувши (один раз) для природної релаксації кривих кифоза та лордозу, ковтнувши (один раз) для постурального скидання. Руки повинні бути розташовані вздовж тіла з долонями, поверненими всередину, голова повинна бути повернута вперед з фіксацією точки на рівні очей пацієнта [46].

Загальну методику проведення дослідження наведено нижче [47]:

- провести дезінфекцію робочих поверхонь апаратури;
- підключити блок живлення, через джерело безперебійного живлення до розетки перемінного струму з номінальною напругою 220 В (50 Гц);
- ввімкнути обладнання;
- запустити відповідне програмне забезпечення;
- заповнити коротку анкету досліджуваного;
- оператор розпочинає та завершує виконання тесту обираючи відповідну функцію програмного забезпечення;

- першим проводять тест морфологічної структури стопи в статичному положенні, з використанням планшетного сканеру: обстежуваний знаходиться в фізіологічній позі стоячи, опираючись обома стопами на опорну поверхню сканеру. Сканують опорну поверхню стопи, реєструються геометричні параметри та індекси стопи;

- далі проводять тест статичного дослідження з використанням бароподометричної платформи;

- наступний тест проводять при ходьбі, з використанням бароподометричної платформи – динамічне дослідження (5-10 проходів в звичайному, спокійному темпі);

- завершальним етапом є обробка результатів дослідження;

Загальна тривалість процедури обстеження складала близько 30 хвилин, аналіз результатів – близько 15. Продуктивність роботи даного комплексу виробником не обмежена (між кожними 5 обстеженнями бажано робити перерву 15-20 хв).

а) Ідентифікаційні параметри статичного аналізу

Статичний тест – виконується у зафіксованому положенні тіла стоячи, стопи разом, розташовані вздовж заднього упору. Тест виконується протягом 5 секунд, обстежуваний повинен стояти нерухомо дивлячись перед собою. Спеціальне програмне забезпечення аналізує отримані значення та виводить узагальнене середнє значення тиску, яке піддається подальшій обробці. Для зручності, з метою контролю пози та вирівнювання п'ят вздовж заднього упору, можна застосовувати спеціальну вирівнюючу панель. Варто зазначити, що під час виконання тесту необхідно перевірити щоб стопи не перебували в контакті з панеллю (після вирівнювання її бажано прибрати). Для пацієнтів з серйозними патологіями, травмами нижніх кінцівок або важкими неврологічними проблемами, можна не користуватися панеллю. Бароподометрична система отримує статичне зображення тиску, шляхом

обчислення середніх значень малих коливань тіла протягом 5 секунд. Це підтверджує концепцію постійної статички проти постійної динаміки. Статичне бароподометричне зображення тиску має відтворювати середню величину постійної динаміки. Значення норми дійсні тільки тоді, коли спостереження проведено з контролем точного положення тіла досліджуваного на платформі (вирівнювання стоп на одній лінії відносно заднього упору) [44].

Під час аналізу результатів статичного дослідження, можна відразу ж відображати якісні дані, виявлені при спостереженні відбитків тиску, та кількісні, які визначаються за допомогою чисельних показників. Що стосується якісних показників, слід звернути увагу на присутність або відсутність середнього відділу стопи і на те, чи не занадто він виражений; якщо пальці присутні (повинен бути виявлений, принаймні, великий палець, який вказує на пропріоцептивну функцію), вони повинні показувати невелику величину тиску. Слід переконатися, що задній/передній відділи стопи показують загальну симетрію форми та розподілу тиску (Рис. 1.6.) [44].

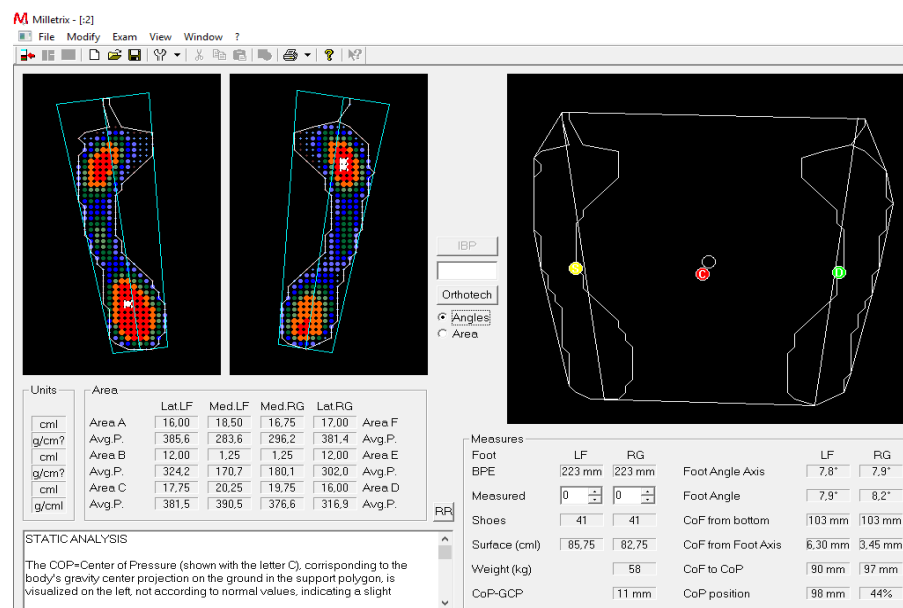


Рис. 1.6. Статичний аналіз [44]

Оцінка статичного тиску дозволяє здійснювати моніторинг підтримки людини у вертикальному положенні. Загалом, статичний аналіз розглядається як геометрична модель, яка пов'язує основні просторово-часові параметри, корелюючись як з інформацією, отриманою з морфології підошви, так і з динамічного аналізу тиску [19].

Кількісні значення відбитків тиску, виявлені після дослідження і представлені в розділі статичного аналізу, дозволяють помітити будь-яку можливу асиметрію або відхилення від фізіологічного стану (норми). Оскільки, основні параметри можуть змінюватися під час ходьби – тому, перш ніж підтвердити будь-який вид опори, ґрунтуючись на цій інформації, слід вивчити дані динамічного тесту [44].

b) Ідентифікаційні параметри динамічного аналізу

Протягом життя стопа людини проходить в середньому близько 1500 км за рік. Іноді, при виконанні кроку на стопу припадає навантаження в декілька разів більше ваги людини. За одну годину виконання важких фізичних вправ, стопа може витримувати тиск до 15 кг/см^2 (близько 1,5 Мпа) [48]. Людина постійно перебуває в стані нестійкої рівноваги, тому для підтримання стійкості необхідне використання нервово-м'язового апарату. Дослідження тиску при ходьбі дозволяє проаналізувати фактичну здатність моторної координації досліджуваного, під час якого потрібно повторити одне й те саме рухове завдання кілька разів, протягом одного тесту.

Динамічний тест проводиться під час звичайної ходи (в спокійному темпі) досліджуваного по бароподометричній платформі. Для коректного аналізу необхідні декілька послідовно зафіксованих крокових циклів (як мінімум трьох-чотирьох в обох напрямках). Як правило, тест проводять протягом 60 секунд, у випадках значного зниження темпу – тривалість може бути подовшена. Спеціальне програмне забезпечення аналізує отримані значення та виводить узагальнене середнє динамічне зображення тиску, яке

піддається подальшій обробці. Для даного тесту, контроль фізіологічної симетрії потрібно виконувати тільки для першої проходки. Досліджуваний повинен пройти до кінця шляху і зупинитися. Повернутися і почекати декілька секунд перед виконанням наступної проходки. Команда про початок наступної повинна надходити від дослідника, який має стежити за тим щоб пацієнт повторив рухову послідовність (старт з тими ж характеристиками, як і під час першого кроку, або точкою початку і центруванням на платформі). Це дослідження, по суті, вивчає крок і, особливо, здатність пацієнта повторювати різні тести, зберігаючи однакові характеристики навантаження і напрямки руху (рухова координація) [44].

Оцінка стану пацієнта в процесі виконання рухів під час ходьби дуже важлива. При ходьбі ЦНС повинна підтримувати вертикальне положення тіла, протидіючи силі тяжіння і іншим зовнішнім силам; підтримувати центр тиску на прямій лінії щодо окремих моментів, що виникають при виконанні кроку, щоб уникнути втрати рівноваги. Дослідниками описано можливий розвиток зміни схеми кроку в результаті звичного, довгострокового перебування в неправильних позах, що в свою чергу викликає зміну нормальної довжини м'язів [49]. З цього випливає, що втрата м'язового контролю може бути основною причиною патологічної ходи. З усього цього видно, що тест на динамічну моторну координацію (Рис. 1.7.) дозволяє виявити, крім структурних патологій (гетерометрія-дисметрія, плоскостопість-порожниста стопа, варусна-вальгусна установки і т.д.), також нестійкість, яка виникає внаслідок рефлексів, спричинених болем, впливом зорово-вестибулярного апарату та порушеннями центральної нервової системи. Для отримання точних значень показників, при динамічному дослідженні передбачено повторне виконання 4-6 тестів ходи (кожен з яких містить щонайменше один напівкрок, тобто два послідовних відбитка на платформі, або крок – три послідовних відбитка на платформі), за якими

здійснюються розрахунки сумарного тиску стопи з відповідними цифровими даними [44].

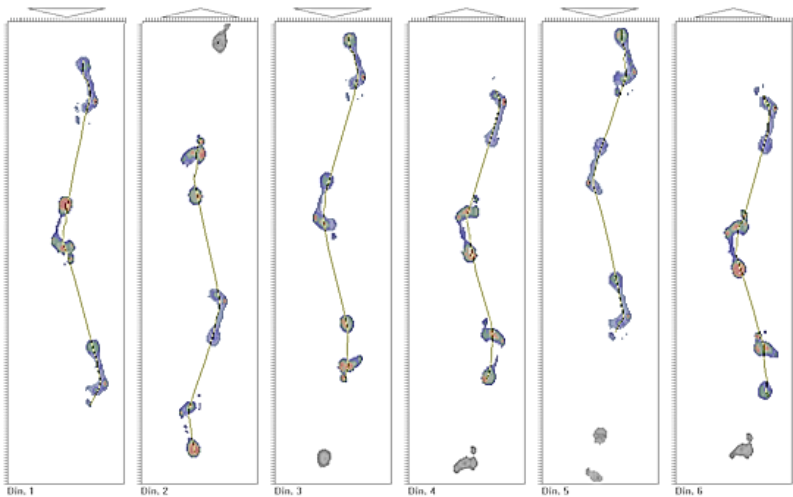


Рис. 1.7. Динамічний аналіз тиску [44]

Якісна і кількісна інформація про окремі кроки та сума всіх стадій перекочування представлені на одному зображенні, яке називається загальна усереднена картина і відповідає середньому зафіксованому значенню тиску всіх окремих відбитків стопи (Рис. 1.8).

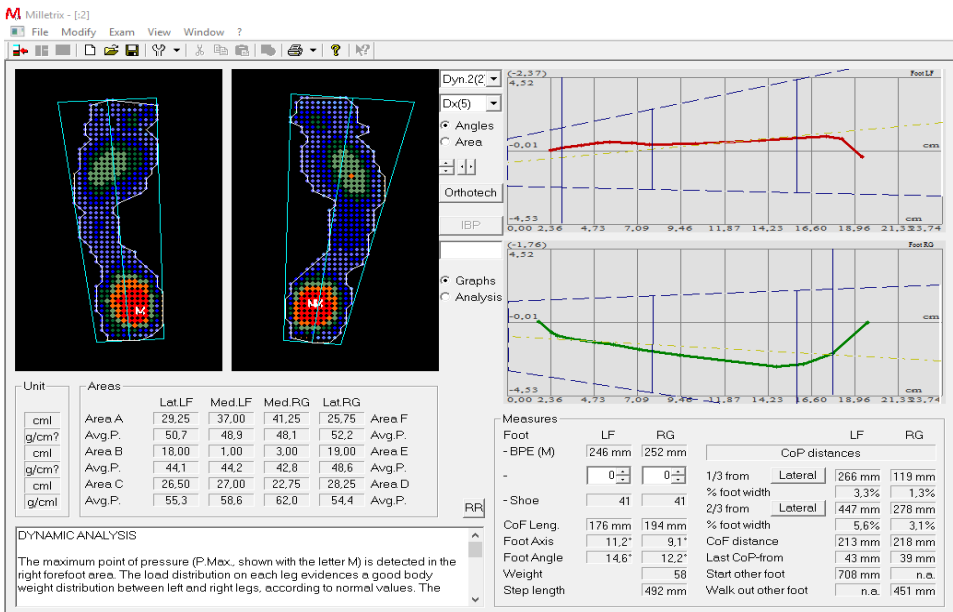


Рис. 1.8. Усереднене динамічне зображення тиску

Визначення загального зображення тесту на динамічну координацію відбувається шляхом підсумовування всіх пікових значень тиску, виявлених на кожному окремому відбитку стопи. Динамічний відбиток входить в прямокутник, який називається Din та включає в себе повний крок (три послідовних відбитка) або напівкрок (два послідовних відбитка). Дані, які спостерігаються в прямокутниках Din, надають загальні просторово-часові характеристики кроку та показники якісного характеру, висновки за якими можуть бути зроблені після аналізу всіх показників динамічних досліджень [44]. Що стосується критеріїв якісного відбитка тиску, необхідно перевірити:

- чи присутній середній відділ стопи і чи достатньо він задіяний;
- чи присутні пальці ніг (принаймні, великий палець повинен спостерігатися для перевірки пропріоцептивного зворотного зв'язку). Якщо пальці присутні – значення тиску зафіксоване в їх області повинно бути вище ніж при статичному аналізі.
- проаналізувати симетрії форми та локалізації навантажень.

Потрібно пам'ятати, що при ходьбі є нормою те, що однакові навантаження на одну і ту ж ногу не повторюються, а відбитки тиску завжди різні (різниця до 20% вважається в межах норми). Але зміну опорного напрямку, наприклад, від бокового до серединного або навпаки (на одній і тій же нозі на різних відбитках), можна вважати суттєвою в процесі аналізу діагностичної картини для визначення нестійкості при ходьбі [44]. Повні відбитки стоп можуть бути поетапно зміщені, з метою визначення фактичних характеристик перекочування, що особливо корисно при дослідженні пацієнтів з неврологічними захворюваннями.

Повний відбиток також можна проаналізувати в часовій формі, щоб визначити тиск як функцію від часу перебування в тій же зоні або в тій же точці в процесі перекочування. Часова оцінка показує тиск в абсолютному вираженні – як довго стопа, сповільняючись, фактично отримала

навантаження в цій зоні і, таким чином, є індикатором патологічних станів [50]. Аналіз тиску дозволяє оцінити фактичне максимальне значення навантаження в певний момент часу, протягом циклу кроку. Дослідження тиску як функції часу дозволяє виділити площі фактичного тиску стопи: тобто, як довго обстежуваний залишається в одній і тій же точці/точках. Очевидно, що значення слід вважати нормальним, якщо середнє загальне значення періоду опори і значення тиску в певний момент часу, мають подібні показники. Порівняння результатів аналізу зі стандартними нормальними значеннями можливо тільки за умови, що обстежуваний виконав довільну ходьбу (як в звичайному житті) та були розраховані значення 4-6 динамічних проходів, кожен з яких містить щонайменше один напівкрок [44].

с) Цифровий морфометричний аналіз стопи

Комп'ютеризований сканер стоп дозволяє за допомогою оптичного сканування отримати відомості про морфологічну структуру поверхні підошви (Рис. 1.9).

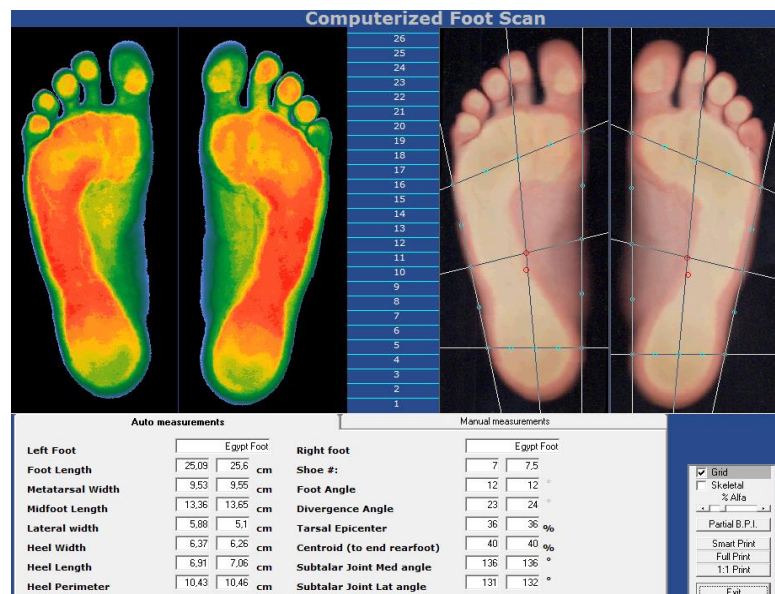


Рис. 1.9. Результат сканування стопи

Спеціальне програмне забезпечення дозволяє проводити різні виміри в автоматичному та ручному режимах. В процесі сканування автоматично обчислюються довжина та кути стопи. На рис. 1.10 представлено графічне зображення запропонованого методу дослідження плантоконтуруграми [29].

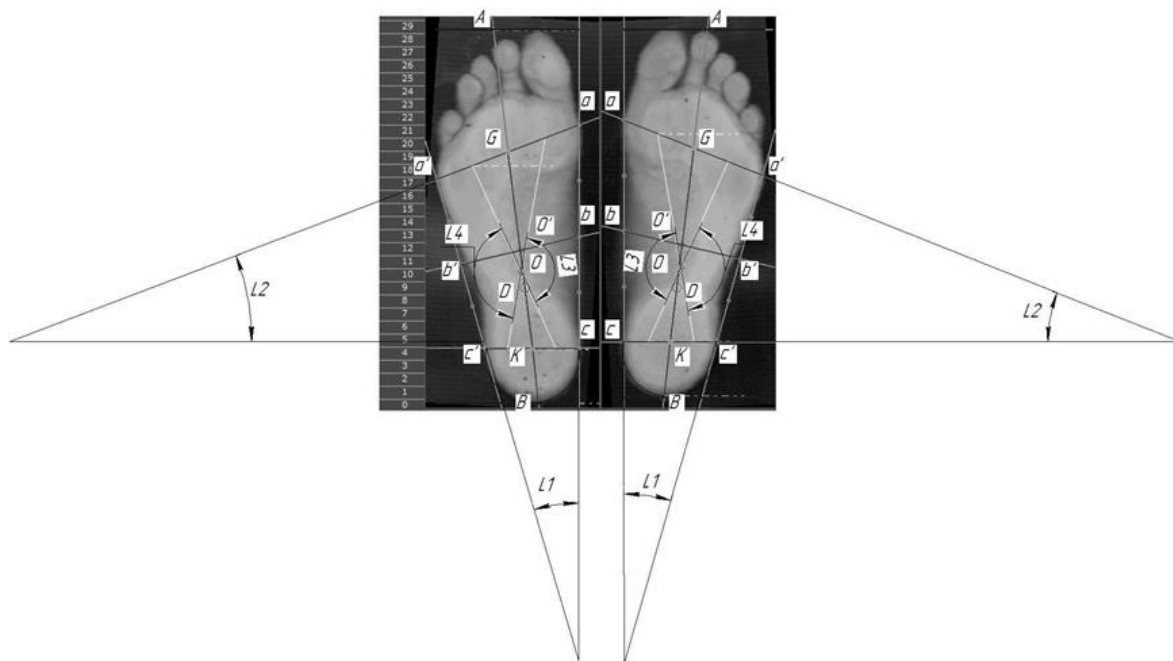


Рис. 1.10. Плантоконтуруграма морфологічного дослідження [29]

За допомогою горизонтальної та поперечної осей можна отримати модель підошви або двовимірну модель стопи. Графоаналітичну обробку отриманих результатів обстеження пропонується проводити в наступній послідовності описаній в роботі [29].

Таким чином, запропоновану загальну методику обробки результатів дослідження статичного, динамічного та морфометричного тестів, шляхом визначення відповідних якісних та кількісних ідентифікаційних параметрів. Дана методика буде застосовуватись при обробці результатів, отриманих за допомогою запропонованого вимірювального стенду, з метою якісного та кількісного встановлення наявності відхилень функцій стопи від фізіологічної норми.

Висновки до розділу та постановка задач дисертаційних досліджень

1. Аналіз літературних джерел показав, що дослідження розподілу навантаження по стопі протягом повного циклу кроку, вивчене не в повній мірі. Відомі методи не можуть виявити функціональні зміни стопи, що відбуваються при зміні навантаження під час перекату, а також не можуть визначити індивідуальні фізіологічні особливості нижніх кінцівок. Взаємозв'язок опорної та ресорної функцій у статиці та динаміці і їх вплив на деформації стоп залишається невизначеним. Враховуючи вище викладене, виникає потреба у вдосконаленні методів дослідження біомеханічних параметрів стопи людини, шляхом комплексного оцінювання особливостей стояння та ходи, циклу кроку та опорно-ресорних властивостей стопи.

2. В сучасній біомеханіці стопи, методи цифрової бароподометрії є найбільш інформативними для дослідження. Для оцінки функціонального стану стопи важливо мати інформацію про часові характеристики кроку, сили опорних реакцій, розподіл тиску по опорних поверхнях, що може бути досягнуто за допомогою бароподометрії. Метод бароподометрії є важливим та високоефективним інструментом у сфері вивчення біомеханіки ходи та стану опорно-рухової системи. У порівнянні з іншими методами, такими як плантоконтуруграфія, подометрія, акселерометрія, гоніометрія, електроміографія та реовазографія, метод бароподометрії демонструє декілька важливих переваг, зокрема спрощеність використання, здатність аналізувати динамічні параметри руху, високу чутливість та можливість вимірювання багатьох параметрів, що дозволяє отримати глибокий аналіз біомеханічних параметрів стопи, що підкреслює важливість даного методу як інструмента для дослідження опорно-рухової системи. За результатами аналізу бароподометричних даних, виявлено, що найінформативнішими є статичний та динамічний аналіз розподілу тиску, а також морфометричний аналіз морфологічної структури стопи.

3. Визначено конкретні критерії для системи проведення інструментального аналізу. Для забезпечення об'єктивної оцінки біомеханічних параметрів, система повинна відповідати вимогам до розмірності та мати достатню частоту реєстрації даних. Зібрано вимірювальний стенд, який включає в себе планшетний сканер для площинного сканування стопи та двосекційну бароподометричну платформу для аналізу статичного та динамічного навантаження. Подано структурну схему стенду разом з визначенням його технічних параметрів.

Метою дисертаційної роботи є розширення функціональних можливостей бароподометричного методу визначення біомеханічних параметрів стопи шляхом комбінованого вимірювання опорно-ресорних властивостей стопи та складових циклу кроку для підвищення інформативності вимірювань.

Для реалізації поставленої мети необхідно виконати наступні завдання:

1. Проаналізувати сучасний стан дослідження біомеханічних параметрів стопи.
2. Провести комбінований біомеханічний аналіз опорно-ресорних властивостей стопи з врахуванням статичних та динамічних складових.
3. Розробити біомеханічну модель стопи для вимірювання впливу статичних та динамічних компонент на функціональний стан стопи.
4. Розробити аналітичні засади вдосконаленого бароподометричного методу визначення біомеханічних параметрів стопи.
5. Провести експериментальні вимірювання біомеханічних параметрів стопи (з оцінюванням невизначеностей) для встановлення математичних залежностей опорно-ресорних властивостей стопи.
6. Розробити методику контролю ефекту розвантаження стопи в процесі використання індивідуальних ортезів.

РОЗДІЛ 2. БІОМЕХАНІЧНИЙ АНАЛІЗ СТОПИ

2.1 Аналіз циклу кроку

Повна реалізація всіх функцій стопи відбувається під час ходьби та бігу. Хо́да – це складний циклічний рух, який пов’язаний з відштовхуванням тіла від опорної поверхні та переміщенням в просторі. Зусилля, які при цьому застосовуються мають динамічний характер [51]. При ході відзначається постійне утримання опори на одній або двох кінцівках, що є характерною ознакою нормальної ходи. Основним функціональним елементом ходи є цикл кроку (ЦК), який визначається як період часу від початку контакту кінцівки з опорою до наступного контакту цієї ж кінцівки з опорою (Рис. 2.1.) [52]. Час циклу кроку звичайно вимірюють у секундах, інші часові параметри зазвичай виражаються у відносних одиницях – у відсотках від часу ЦК. Використання відносних одиниць дозволяє адекватно порівнювати тривалість внутрішніх інтервалів ЦК. [53].

Локомоторні акти базуються на опорних взаємодіях, що включають короткочасний контакт певної ланки ОРА з опорою. Це спричиняє виникнення сил, здатних змістити центр руху тіла – загальний центр мас (ЗЦМ). В нормі, середній час тривалості циклу кроку наближається до однієї секунди. Кожен цикл кроку складається з двох основних фаз: опори та переносу, для кожної окремої кінцівки. (Рис. 2.1.) [50].

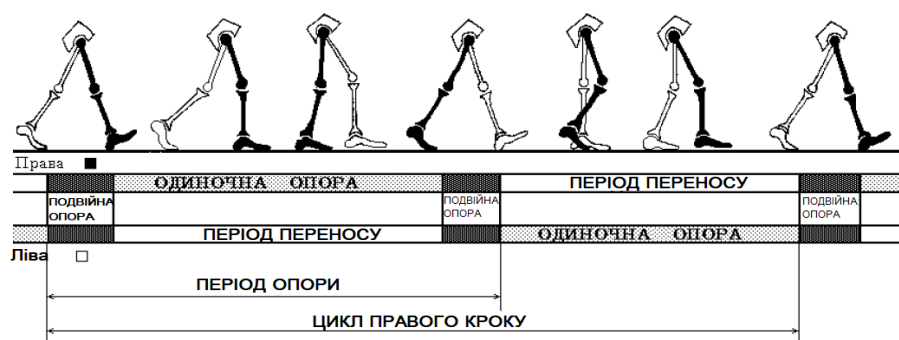


Рис. 2.1. Цикл кроку та його періоди [52]

Тривалість повного періоду опори (ПО) становить від 58 до 61% ЦК, а періоду переносу (ПП) – від 42 до 39% ЦК. Оскільки в акті ходи беруть участь обидві кінцівки, частина загального ПО включає час, коли обидві ноги знаходяться в контакті з опорою. Цей відрізок часу отримав назву період подвійної опори (ПО) і становить від 16% до 22% тривалості циклу кроку. Подвійна опора відбувається двічі протягом циклу кроку, на початку та в кінці. Перший період подвійної опори (ППО) має тривалість від 8% до 11% тривалості ЦК, другий період подвійної опори (ДПО) також має аналогічну тривалість. Загальний час, подвійної опори, становить від 16% до 22% тривалості циклу кроку. Після першого ППО настає період одиночної опори (ОО) для іншої кінцівки. Отже, загальний ПО включає два ППО і один період опори на одну кінцівку. Це означає, що час переносу однієї кінцівки дорівнює за абсолютним значенням періоду одиночної опори іншої кінцівки. Загалом, в середньому, в одному циклі кроку приблизно 40% припадає на період одиночної опори, 40% на період переносу та 20% на сумарний час подвійної опори [53].

Момент часу t_{nn} , коли досягається максимальне значення вертикального тиску $P_{v.max}$ називають переднім поштовхом. Момент часу t_{zn} заднього поштовху завжди співпадає з максимальним значенням горизонтальних зусиль $P_{n.max}$, які переміщують тіло вперед. В момент заднього поштовху сумуються максимуми $(P_{v.max} + P_{n.max})$ вертикального та горизонтального зусиль. Між моментами часу переднього та заднього поштовхів $t_p = (t_{zn} - t_{nn})$ виникає демпфуючий провал (фаза переносу) $\Delta P_n = P_{v.min}$, який відповідає мінімальному значенню вертикального тиску. Коли ЗЦТ підіймається вище, тиск на опору направлений вперед, змінюється тиском направленим назад, тобто гальмування змінюється поштовхом. У здорових людей опорний період кроку становить $t_o = 0,64 \pm 0,016s$, період переносу $t_p = 0,36 \pm 0,014s$, двохопорний період $t_d = 0,135 \pm 0,01s$. Тривалість часу

опори на праву та ліву нижні кінцівки зазвичай відрізняється на $\pm 5\%$ і становить [53]:

$$t_{o\prime} = (34 - 39)\% \cdot t_k \quad (2.1)$$

де t_k – час ЦК.

Зважаючи на різний темп ходи, важливо також оцінювати окремі фази перекату стопи, виражені у відсотковому співвідношенні відносно періоду опори певної кінцівки.

- Фаза відштовхування:

$$t_1 = (45 - 51)\% \cdot t_{o\prime} \quad (2.2)$$

- Фаза приземлення:

$$t_2 = (31 - 41)\% \cdot t_{o\prime} \quad (2.3)$$

- Фаза перекату:

$$t_3 = (8 - 24)\% \cdot t_{o\prime} \quad (2.4)$$

де $t_{o\prime}$ – період опори на одну кінцівку.

На рисунку 2.2 представлено приклад розрахунку циклу кроку, за допомогою зібраного вимірювального стенду. Червоним кольором позначено опору на ліву опору, синім – на праву, рожевим кольором позначено період подвійної опори [53].

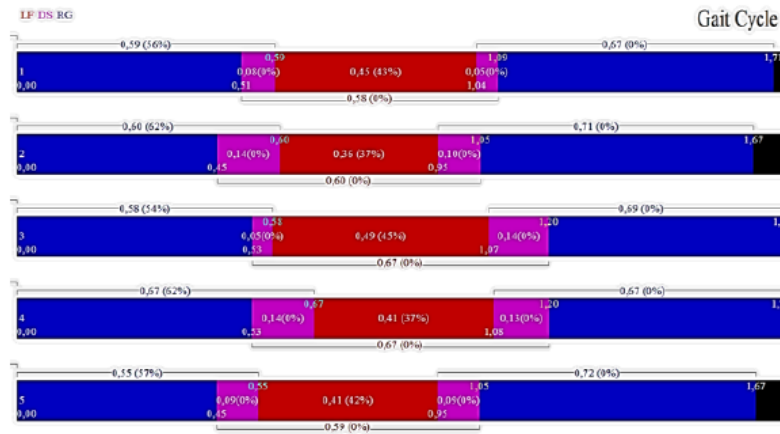


Рис. 2.2. Приклад розрахунку циклу кроку [53]

Для оцінки симетричності опори введемо коефіцієнт асиметрії K_{as} , який розраховується за формулою [53]:

$$K_{as} = \left(\frac{t_{oL}}{t_{oR}} - 1 \right) \cdot 100\% \quad (2.5)$$

де $t_{oL/r}$ – опорний період кроку лівої та правої кінцівки відповідно.

Нормою вважається значення коефіцієнта до 4%. Більші значення вказують на вкорочення кінцівки, кульгавість, больовий синдром та інші відхилення [53].

2.2 Аналіз опорних характеристик стопи

При ходьбі стопа приймає на себе навантаження співрозмірне з масою тіла. З кожним кроком по різним жорстким покриттям, вона отримує прискорення рівні $(18-20) \cdot g$ (прискорення вільного падіння, $g = 9,80665 \text{ м/с}^2$). Так як поздовжні та поперечне склепіння стопи розташовані випуклостями доверху – то при вертикальній позі тиск на підошву розподіляється, в основному, на три основні опорні точки та зовнішній край підошви (для здійснення перекату) – дану траєкторію вважають класичною

метатарзальною формулою. Тому площа ефективної опори, яка припадає на вище згадані три точки та зовнішній край має більший вплив на функціональний стан стопи, ніж загальна опорна площа [54].

В курсі теоретичної механіки, теорії опору матеріалів, теорії пружності та теорії міцності – зовнішні сили, що діють на певну конструкцію, розглядаються як навантаження, а внутрішні – як напруження. При цьому передбачається, що сума зовнішніх сил дорівнює сумі внутрішніх, – це в підсумку і дозволяє складати рівняння рівноваги для обраної системи. Розглянемо нерухоме тіло людини як фізичне тіло, що створює зосереджене навантаження, а її стопу – як тіло, що приймає це навантаження з виникненням певних напружень. Варто врахувати, якщо людина не рухається, тобто швидкість її переміщення відносно розглядуваної системи відліку рівна нулю, то її тіло все одно створює навантаження – статичне. При взаємодії тіла з стопою – швидкості центрів тяжіння обох тіл, відповідно до прийнятої системи відліку, не змінюються. Це дозволяє розглядати навантаження та викликані ними напруження, як такі які обумовлені тільки гравітаційною взаємодією [55]. Тоді статична складова опорної сили буде дорівнювати значенню статичного навантаження.

$$Q_{st} = P_{st} \quad (2.6)$$

де P_{st} – середнє значення статичного навантаження на стопу, кг/м^2 .

Необхідно також враховувати, якщо розглянути деяке тіло з певною масою, яке здійснює переміщення в просторі з певною швидкістю – фактично його маса не зміниться ні до, ні після, ні в момент руху. Це твердження справедливе тільки тоді, коли мова йде про гравітаційну масу, проте ретельне дослідження явищ навколишнього світу показує, що у будь-якого тіла є ще й інертна маса. В динамічному дослідженні (при виконанні

руху) стопа людини розглядається як опора, яка діє з силою рівною за значенням з динамічною складовою опорної та протилежною за напрямом – вона називається силою реакції опори R_d . Динамічна складова опорної сили Q_d визначається як значення навантаження викликане масою тіла, що прикладається до опори під час руху за деякий проміжок часу. Коли кількісні значення сили реакції та опорної сили зрівноважені – система знаходиться в стані спокою. Якщо навантаження прикласти миттєво – то опорна сила буде максимальною за значенням, оскільки тіло масою m , в певний момент часу t досягне досить великої швидкості v , а отже при розрахунках необхідно враховувати, крім гравітаційної та інертної маси тіла, також інертну масу розглядуваної системи (тіло + опора) [56]. Враховуючи вище зазначене, з метою підвищення точності дослідження біомеханічних параметрів стопи, необхідно врахувати вплив динамічних навантажень, які відрізняються від статичних тим, що при визначенні максимальних напружень слід враховувати сили інерції.

Дослідження показують, що інертна маса, зазвичай, дорівнює гравітаційній, а коли мова йде про опорні навантаження – то створює їх не гравітаційна, а саме інертна маса [56]. Відповідно приймемо, що інертна маса тіла рівна гравітаційній, а отже деформація опори викликана динамічними навантаженнями буде мінімум в 2 рази більша, ніж від статичних. Внаслідок опорної взаємодії, в стопі 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, швидкості руху, тощо) – то відповідно змінюється конфігурація силового поля в розглядуваній системі. Після початку руху з певним прискоренням виникає вертикальна сила інерції. Відповідно, якщо вона направлена вниз (вздовж геометричної осі стопи) – то навантаження

викликане масою тіла на опору збільшується, оскільки під впливом прискорення статичне навантаження Q_{st} змінюється динамічним Q_d [57].

$$Q_d = Q_{st} \cdot \frac{a}{g} \quad (2.7)$$

Відношення $\frac{a}{g}$ є мірою механічного перенавантаження [57].

а. Аналіз загального динамічного навантаження

Стопа як опорна конструкція першою сприймає ударний імпульс p опорної реакції, і від її функціональних можливостей напряду залежить подальший характер взаємодії із середовищем [57].

$$p = m \cdot v \quad (2.8)$$

де v – швидкість переміщення стопи, м/с.

Для визначення просторово-часових характеристик кроку застосуємо методику (Рис. 2.3.), яка передбачає поділ стопи на рівні по ширині медіальну та латеральну зони – умовна лінія поділу проходить від центру п'яти до середини між II та III плюсовими кістками [58]. Таким чином, на стопі виділяють: передній відділ (Forefoot), який окреслює частину стопи від фалангів пальців до лінії, яка з'єднує головки плюсових кісток; середній відділ (Midfoot), який окреслює частину стопи від лінії головок плюсових кісток до п'яточної області; задній відділ (Rearfoot), який окреслює п'яточну область стопи [58].

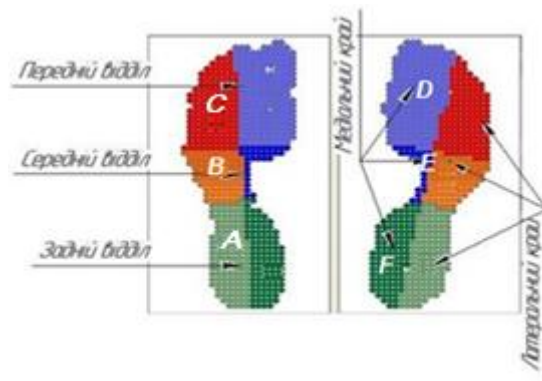


Рис. 2.3. Схема поділу стопи [58]

Кожна з областей (A-F) оцінюється відносно загальної опорної площі у відсотковому співвідношенні. Цей відсоток вказує на середнє значення тиску в кожній зоні в порівнянні з загальним середнім значенням. Даний параметр дозволяє визначити тип опори стопи, пронацію або супінацію, тощо. В нормі загальне навантаження рівномірно розподіляється між латеральною і медіальною зонами кожної стопи (приблизно 50% - 50%). Зміна, більш ніж на 3-4%, може свідчити про відхилення від норми [59]. Дана методика дозволяє реєструвати, крім базових часових параметрів – характеристики перекату стопи в фронтальній та сагітальній площинах, також дає змогу оцінити вплив розподілу навантаження по опорній поверхні на загальну картину патології.

Проаналізувавши цикл кроку було встановлено, що період переносу однієї кінцівки – дорівнює часу одиночної опори на протилежну. В той же час для правшів період опори на праву кінцівку більше ніж на ліву, для шультів – навпаки [60]. З метою, виявлення ведучої кінцівки, введемо коефіцієнт динамічної опороздатності [61]:

$$K_{ds} = P_d \cdot t_o \cdot g \quad (2.9)$$

де P_d – середнє значення динамічного навантаження при одиночній опорі, кг/см²; t_o – період опори, с.

В попередніх дослідженнях [60] визначений динамічний коефіцієнт q , який розраховується як відношення зусилля, яке передається на опору при локомоціях до маси тіла:

$$q = \frac{P_d}{m} \quad (2.10)$$

В першій ітерації динамічний коефіцієнт рівний одиниці (початок руху), тому значення навантаження на стопу буде пропорційне масі тіла. Враховуючи останнє – максимальне значення коефіцієнта динамічної опороздатності буде при найдовшому значенні періоду опори.

З метою аналізу розподілу динамічного навантаження, протягом циклу кроку, на окремі області опорної поверхні стопи (відповідно до схеми поділу представленої на рис. 2.3.), введемо коефіцієнт динамічного навантаження K_{dl} .

$$K_{dl} = P_{di} \cdot S_{di} \cdot t_{oi} \quad (2.11)$$

де P_{di} – середнє значення динамічного навантаження на i -ту область стопи (фаза поштовху, перекату та приземлення), кг/м^2 ; S_{di} – площа опори характеристики, м^2 ; t_{oi} – період опори характеристики, с.

б. Аналіз опорного навантаження

Враховуючи, що опорні взаємодії відповідають усім фізичним характеристикам ударних навантажень, таким як короткочасність та значне збільшення сили, можна розглядати ці взаємодії як ударні [61]. У межах цього дослідження ми будемо аналізувати поступальний рух, який можна описати за допомогою переміщення лише однієї матеріальної точки. В даному випадку ця точка збігається з центром тяжіння розглянутого об'єкта.

Введемо коефіцієнт K_{st} , який враховує загальну площу опори стопи S_d та час її контакту t_o з поверхнею:

$$K_{st} = S_d \cdot t_o \quad (2.12)$$

Значення даного коефіцієнту буде максимальним при максимальній площі стопи з врахуванням періоду опори. Загальна сума опорних реакцій стопи R_d , які створюють опорні навантаження буде рівна за значенням діючій динамічній складовій опорної сили Q_d . Виходячи з цього справедливим є твердження:

$$Q_d = R_d \quad (2.13)$$

З рівняння (2.11) отримаємо коефіцієнт опорного навантаження для повного періоду опори, який можна записати у вигляді:

$$K_d = K_{st} \cdot R_d \quad (2.14)$$

Оскільки, стопа, за нормальних умов, піддається впливу пружних деформацій – теоретично її можна розглядати як пружну систему. Тоді, теоретично, якщо відомо час t , протягом якого імпульс буде передаватися від одного тіла до іншого, опорну силу можна розрахувати за формулою:

$$Q_d = \frac{p}{t} \quad (2.15)$$

Але, на практиці визначити час передачі імпульсу дуже складно, оскільки він залежить від безлічі різних факторів і може змінюватись в межах

від мікросекунд до секунд. Тому точно визначити значення часу, а значить і опорну силу досить складно. Для вирішення цієї задачі приймемо наступні припущення [61]:

- в рамках даного дослідження, будемо вважати, що всі деформації стопи будуть знаходитися в області пружних, відновлюваних згодом;
- деформації розглянутого елемента конструкції від динамічних навантажень поширюються по всій довжині елемента, підпорядковуються закону Гука і пропорційні деформаціям, які виникають при статичному прикладанні навантаження від того ж тіла і в тому ж місці;
- пропорційність динамічних та статичних деформацій визначаються динамічним коефіцієнтом

Враховавши це, формула (2.15) матиме вид:

$$Q_d = \frac{q \cdot (m \cdot v)}{t_o} \quad (2.16)$$

Враховавши вираз (2.10) та провівши відповідні перетворення, формула (2.16) запишеться так:

$$Q_d = \frac{P_d \cdot v}{t_o} \quad (2.17)$$

Враховавши вираз (2.14), можемо записати формулу для розрахунку коефіцієнта опорних навантажень як:

$$K_d = S_d \cdot P_d \cdot v \quad (2.18)$$

Враховуючи попередні дослідження, можна зробити висновок, що пік навантажень припадає на передній та задній відділи стопи, тому на ці області необхідно звернути особливу увагу при виборі методів профілактики, лікування та ортезування.

2.3 Біомеханічна модель стопи

На сучасному етапі розвитку біомеханічного аналізу, для моделювання роботи нижніх кінцівок переважно застосовується комбінований оціночно-експериментальний підхід, що включає в себе в тому чи іншому порядку (в разі необхідності – в декількох циклах) наступні етапи [62]:

а) виявлення основних якісних особливостей систем та отримання групових оцінок на можливо більш простих біомеханічних моделях;

б) пряма експериментальна перевірка отриманих висновків, результатів та пряме експериментальне дослідження розглядуваних величин.

З точки зору біомеханіки доцільніше розглядати стопу не як окремо взятий функціональний сегмент, а як елемент складної системи опорно-рухового апарату [62]. Порівняння стопи з аркою на трьох опорах (Рис. 2.4.) досить добре візуалізує чутливість стопи до асиметричного навантаження [26]. Будь-яке відхилення місця прикладення сили P від норми призводить до значного перерозподілу навантаження в опорних точках A , B і C . Тому велике значення має симетричний розподіл навантаження по опорній поверхні стопи. Порушення цих збалансованих взаємозв'язків тягне за собою асиметричне навантаження гомілки і призводить до перевантаження того чи іншого відділу стопи [62].

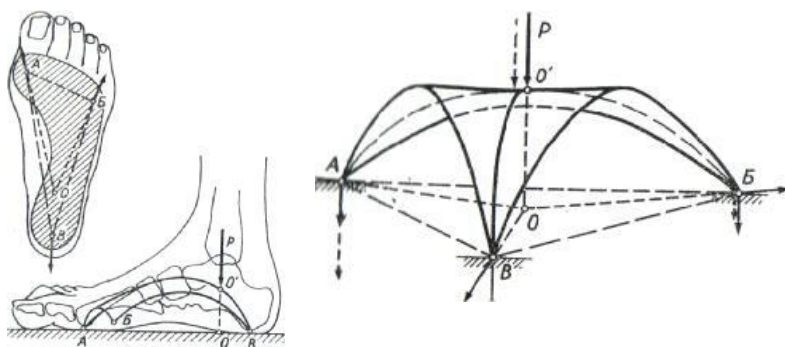


Рис. 2.4. Схема балансу стопи [26]

Виділимо основні силові елементи біомеханічної моделі стопи: трубчасті кістки, хрящові диски, склепіння стопи, шар м'язових тканин, локальні опори. В нормі, навантаження створене вагою тіла людини передається через трубчасті кістки та хрящові диски на арку стопи, через неї на п'яту, шар м'яких тканин і нарешті на поверхню опори [63].

Опора на стопу здійснюється в 3 точках (Рис. 2.5.) – точка А (головка першої плеснової кістки), точка В (головка п'ятої плеснової кістки) і точка С (п'ятковий бугор). Щодо цих точок опори розрізняють три основні склепіння: АС – проекція внутрішнього повздожнього, АВ – проекція поперечного, ВС – проекція зовнішнього повздожнього склепіння [26].

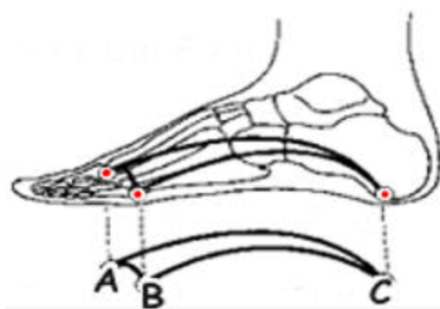


Рис. 2.5. Проекція склепінь на площину [26]

Враховуючи оціночно-експериментальний підхід в рамках даного дослідження, розглянемо сумарний вплив силових елементів, у вигляді рівнодіючої сили реакції опори R_d , прикладеної вздовж геометричної осі

стопи. Оскільки відсутні навантаження, які призводять до руйнування – деформації волокон та кісткової тканини не враховуємо. Значення внутрішніх зусиль в зв'язково-сухожильно-м'язовому комплексі поверхні стопи визначати немає необхідності, так як вони врівноважуються зусиллями ахілового сухожилля. Тоді біомеханічну функцію стопи можна оцінити по зміні значення параметру жорсткості, тобто статичної деформації розглядуваної системи. Виходячи з цього, спрощену біомеханічну модель стопи можна зобразити у вигляді арки (Рис. 2.6.) [63].

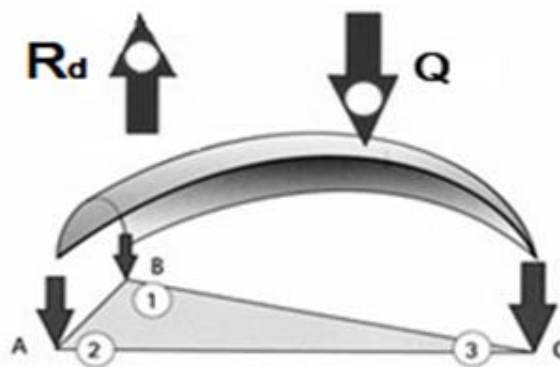


Рис. 2.6. Біомеханічна модель стопи [63]

В рамках біомеханічного моделювання припустимо, що тіло людини з певною масою m здійснюючи цикл кроку, з певною довжиною кроку L опирається на стопу – пружну систему. Відповідно тіло людини діє з опорною силою (2.17), вплив якої на стопу протягом циклу кроку визначається динамічним коефіцієнтом опорних навантажень (2.18). Стопа як опорна конструкція першою сприймає ударний імпульс опорної реакції (2.8) і, відповідно, протягом дуже короткого проміжку часу пружна система відчує деяку деформацію Δl , як результуючу зміни розмірів відрізків АВ, ВС, АС (Рис. 2.6.). При цьому слід розрізняти статичну деформацію Δl_s .

$$\Delta l_s = l_s - l_0 \quad (2.19)$$

де l_s – довжина стопи навантаженої масою тіла в статичному обстеженні, мм; l_0 – довжина стопи без навантаження, мм.

Та динамічну деформацію Δl_d .

$$\Delta l_d = l_d - l_0 \quad (2.20)$$

де l_d – довжина стопи навантаженої масою тіла в динамічному обстеженні, мм.

Відповідно, внаслідок опорних взаємодій в пружній системі виникнуть певні напруження σ . Використовуючи припущення наведені в пункті 3.2 та закон збереження енергії, справедливим буде твердження – кінетична енергія тіла E_{k1} , яке опирається на пружну систему, в момент повної опори повністю переходить в потенційну енергію деформації E_{p2} та кінетичну енергію руху E_{k2} розглядуваної пружної системи. Відповідно кінетичну енергію тіла, можна визначити за наступною формулою [63].

$$E_{k1} = E_{k2} + E_{p2} \quad (2.21)$$

Беручи до уваги, що маса розглядуваної пружної системи значно менша маси тіла – враховувати можна лише зміну потенційної енергії деформації, як результат зменшення швидкості тіла, яке опирається.

$$E_{k1} = E_{p2} \quad (2.22)$$

Відповідно до теореми про кінетичну енергію – робота рівнодійної сил прикладених до тіла дорівнює зміні кінетичної енергії. Відповідно, кінетична енергія тіла E_{k1} буде вимірюватися виконаною ним для руху роботою A . Враховуючи аналіз циклу кроку, зокрема те твердження, що період повної

опори складається з двох періодів подвійної і одного періоду опори на одну ногу.

$$E_{k1} = A = (Q_d + 2 \cdot Q_{st}) \cdot (2 \cdot \Delta l_s + L + \Delta l_d) \quad (2.23)$$

В статиці потенційну енергію деформації E_{p2} можна визначити за формулою:

$$E_{p2} = \frac{1}{2} \cdot k \cdot \Delta l_s^2 \quad (2.24)$$

де k – коефіцієнт жорсткості тіла.

Врахувавши закон Гука, формула (2.24) набуде вигляду:

$$E_{p2} = \frac{1}{2} \cdot Q_{st} \cdot \Delta l_s \quad (2.25)$$

Однак, окрім статичних варто врахувати також динамічні деформації. Встановлено, що при динамічній дії навантажень закон Гука залишається в силі, і модуль пружності зберігає свою величину. Тому для енергії деформації E_{p2} справедливим є вираз.

$$E_{p2} = \frac{Q_{st} \cdot \Delta l_{st} + Q_d \cdot \Delta l_d}{2} \quad (2.26)$$

Підставивши отримані співвідношення в формулу (2.22), отримаємо:

$$(Q_d + 2 \cdot Q_{st}) \cdot (2 \cdot \Delta l_s + L + \Delta l_d) = \frac{Q_{st} \cdot \Delta l_{st} + Q_d \cdot \Delta l_d}{2} \quad (2.27)$$

Провіши необхідні перетворення, можна записати вираз для динамічної складової опорного навантаження Q_d .

$$Q_d = 2 \cdot Q_{st} \cdot \frac{(1,75 \cdot \Delta l_{st} - L - \Delta l_d)}{(2 \cdot \Delta l_{st} + L + 0,5 \cdot \Delta l_d)} \quad (2.28)$$

В загальному вигляді комплексна, біомеханічна модель взаємозв'язку статичних та динамічних навантажень запишеться як:

$$\frac{Q_d}{2 \cdot Q_{st}} = \frac{(1,75 \cdot a - c - b)}{(2 \cdot a + c + 0,5 \cdot b)} \quad (2.29)$$

де $a = \Delta l_s$; $b = \Delta l_d$; $c = L$.

В данному виразі, права частина виражає кількісну міру механічного перенавантаження стопи (2.8). Введемо коефіцієнт K_n , який буде описувати дане значення.

$$K_n = \frac{(1,75 \cdot a - c - b)}{(2 \cdot a + c + 0,5 \cdot b)} \quad (2.30)$$

Відповідно, комплексна біомеханічна математична модель дії навантажень на стопу, відносно коефіцієнта перенавантаження запишеться в наступному вигляді [63].

$$Q_d = 2 \cdot Q_{st} \cdot K_n \quad (2.31)$$

З наведеного математичного аналізу видно, що величина деформацій та напружень викликаних динамічними навантаженнями, залежить від

жорсткості та повздовжніх розмірів пружної системи. Таким чином, отримана узагальнена біомеханічна модель стопи, яка досить добре візуалізує чутливість до асиметричних навантажень, що призводить до неефективного використання опорно-ресорних властивостей та дає можливість комплексно оцінити вплив різновидів навантажень.

2.4 Аналіз пружних характеристик стопи

Здатність стопи протидіяти різноманітним навантаженням, обумовлена не тільки біомеханічною досконалістю, а й властивостями складових її тканин. Важливою конструктивною особливістю стопи людини є її склепінчаста конструкція. Дана будова підтримується та укріплюється м'язами стопи та гомілки, тому її демпфуючо-амортизаційні властивості визначаються не тільки анатомічними особливостями кісток, але і активною роботою прилеглих м'язів. Тому в нормі завдяки склепінчастій будові та опорно-ресорній функції, до 70% прискорення гаситься й амортизується [36].

Біомеханіка стопи та її функції в різних фазах циклу кроку різні. Якщо у фазі амортизації основне завдання стопи зменшення удару при контакті з поверхнею, то в період опори – перерозподіл енергії для ефективного виконання наступної фази. А так як під час руху, при опорі на п'яту та передню частину стопи змінюються величина і напрямок навантаження – то саме на рух, а не тільки на стояння необхідно звертати увагу при вивченні будови стопи та оцінки її функціональних параметрів [64].

В процесі ходьби виникають додаткові короткочасні 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). Пом'якшення інерційного навантаження при ході та бігу здійснюється складним комплексом суглобо-зв'язкового апарату. П'яткова, таранна та

кістки плюсни і передплюсни утворюють своєрідну арку – ресору, здатну скорочуватися та розправлятися під дією навантажень. Маса тіла, в нормі, розподіляється рівномірно на передній та задній відділи стопи. Ці відділи з'єднані в єдиний кінематичний ланцюг міжсуглобовими зв'язками, а також потужним еластичним сухожиллям – підшовним апоневрозом, який, подібно до пружини, повертає в нормальне положення розпластані під навантаженням склепіння стопи [57, 65, 66]. У випадку порушень симетричності розподілу навантаження, а також за рахунок зниження пружних характеристик – порушуються амортизаційні властивості стопи. 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. В таких випадках, стопа працює не як пружно-еластична система, а як пружно-пластична з властивою їй залишковою деформацією. Найбільш поширеною причиною виникнення останньої є перенавантаження, пов'язані з функціональною неповноцінністю склепінь стопи, тобто рекомпенсація склепінь виражається в тій чи іншій травмі [52].

Неруйнівним методам випробування відводиться особливе місце в дослідженнях механічних властивостей живих об'єктів. Одним з таких методів є визначення пружних (ресорних) характеристик стопи шляхом вимірювання її деформації при прикладанні різних видів навантаження [16]. Пружність стопи визначається індивідуальними анатомічними і функціональними особливостями, які визначені генетичними та статевими чинниками, що змінюються під впливом багатьох факторів.

Специфічна структура стоп служить амортизатором опорних реакцій та забезпечує симетричне навантаження на обидві кінцівки і визначає особливості біомеханіки руху [36, 64]. Розглянемо пружну деформацію стопи

в горизонтальній площині. Оскільки, стопа, за нормальних умов, піддається впливу пружних деформацій – скористаємося одновимірним варіантом закону Гука. Модуль пружності в даному випадку буде характеристикою ресорної (амортизуючої) функції стопи [52].

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (2.32)$$

де σ – напруження опорної поверхні, Н/м^2 ; ε – коефіцієнт деформації стопи.

Коефіцієнт деформації визначається за формулою [52].

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0} \quad (2.33)$$

При прикладенні навантаження по одній осі відбувається зміна лінійних розмірів стопи по інших осях. Тобто, при прикладенні вертикального навантаження відбувається її розпластання в фронтальній та сагітальній площинах. Характеристикою цієї деформації є коефіцієнт пружності, який розраховується за формулою [52].

$$k = \frac{Q}{\Delta l} \quad (2.34)$$

де Q – середнє значення опорної сили.

Модуль пружності, також можна записати в наступному вигляді.

$$E = k \cdot \frac{l_0}{S} \quad (2.35)$$

де S — площа опорної поверхні стопи, м^2 .

Враховуючи вище зазначене, запишемо вирази для обчислення статичного модуля пружності.

$$E_{st} = \frac{Q_{st}}{\varepsilon_{st} \cdot S_{st}} \quad (2.36)$$

Та динамічного модуля пружності.

$$E_d = \frac{Q_d}{\varepsilon_d \cdot S_d} \quad (2.37)$$

В більшості досліджень автори виділяють медіальне повздожне склепіння стопи, як основний амортизуючий комплекс. Схожі думки пояснюючи патологічні процеси і розвиток хвороб стопи висловлюють багато фахівців в області біомеханіки. В нормі амортизаційні властивості стопи досить сильні. Проте досить часто зустрічаються випадки вродженої або набутої повздожньої плоскостопості, зокрема останнє часто викликане довготривалими фізичними навантаженнями [67]. Крім того, не цілком зрозуміло, як висота медіального поздовжнього склепіння впливає на жорсткість стопи. Наприклад, люди з яскраво вираженою поздовжньою плоскостопістю, нерідко можуть цілком нормально ходити перекатом з п'яти на носок, тобто знижена жорсткість стопи на це ніяк не впливає. Грунтуючись на такі клінічні спостереження, з'явилося теоретичне припущення, що поперечне склепіння може частково забезпечувати необхідну жорсткість. Врахувавши вираз (2.18) та зробивши відповідні перетворення отримаємо формулу математичної залежності модуля пружності стопи від коефіцієнта опорних навантажень.

$$E_d = \frac{K_d}{t_o \cdot S_d^2 \cdot \varepsilon_d} \quad (2.38)$$

Врахувавши останнє та вище викладені формули, справедливим буде наступне співвідношення.

$$K_d = \sigma_d \cdot t_o \cdot S_d^2 \quad (2.39)$$

Неважко помітити, що права частина рівності відповідає значенню коефіцієнта динамічного навантаження (2.11) взятого в першій ітерації (I фаза циклу кроку). Таким чином, на основі вище викладених міркувань, можна зробити висновок, що максимальне значення навантажень припадає саме на фазу відштовхування, де основні зусилля спрямовані на передню область стопи, тому поперечне склепіння повинно мати значну жорсткість, щоб забезпечувати опорно-ресорну функцію стопи. Нещодавно проведені дослідження [68] підтверджують вище наведену гіпотезу і вказують на те, що 40% жорсткості стопи забезпечує саме її поперечне склепіння.

Висновки до розділу

1. Стопа є структурним сегментом опорно-рухового апарату, яка здійснює контакт з опорою, перерозподіляє силу реакції на розташовані вище сегменти (опорна функція), виконує важливу ресорну (амортизаційну) функцію та забезпечує стійкість нижньої кінцівки та зчеплення з опорною поверхнею (балансуюча функція). Біомеханіка стопи завжди розглядається з точки зору її опорної та ресорної функції.

2. Проаналізовано цикл кроку. Встановлено, що цикл кроку складається з повного періоду опори, який становить 58-61% ЦК та періоду переносу, який складає 39-42% ЦК. У здорових людей період одиночної

опори становить $t_o=0,37\pm0,016c$, період переносу $t_p=0,36\pm0,014c$, двохопорний період $t_d=0,135\pm0,01c$. В нормі, середній час циклу кроку наближається до однієї секунди. Загальний період опори складається з двох періодів подвійної опори і одного періоду опори на одну ногу, який включає в себе окремі фази перекату стопи. Загальний час подвійної опори становить від 16 до 22% ЦК.

3. Проведено аналіз опорних характеристик стопи. З метою підвищення точності дослідження біомеханічних параметрів стопи необхідно врахувати вплив динамічних навантажень, які відрізняються від статичних тим, що при визначенні напружень слід враховувати сили інерції. Розроблено методику визначення статичних та динамічних критеріїв опорних характеристик. Проаналізовано вплив навантажень на стопу, встановлено, що пік навантажень припадає на передній та задній відділи стопи, тому на ці області необхідно звернути особливу увагу при виборі методів профілактики, лікування та ортезування.

4. Запропоновано біомеханічну модель, яка досить добре візуалізує чутливість до асиметричних навантажень, що призводять до неефективного використання опорно-ресорних властивостей стопи. Встановлено, що під час руху змінюються величина і напрямок навантаження – тому саме на рух, а не тільки на стояння необхідно звертати увагу при вивченні будови стопи та оцінки її функціональних параметрів. За допомогою отриманої моделі можна комплексно оцінити вплив різновидів навантажень на функціональний стан стопи. З наведених рівнянь математичного аналізу (2.24, 2.28) видно, що величина деформацій та напружень викликаних динамічними навантаженнями, залежить від значень жорсткості та повздовжніх розмірів пружної системи.

5. Проаналізовано пружні характеристики стопи. Вперше запропоновано комплексну методику визначення статичного та динамічного

модуля пружності, який є основною характеристикою ресорної функції стопи. Встановлено, що максимальне значення навантажень припадає саме на фазу відштовхування, де основні зусилля спрямовані на передню область стопи, тому поперечне склепіння повинно мати значну жорсткість, щоб забезпечувати опорно-ресорну функцію стопи. Даний висновок підтверджується нещодавно проведеними дослідженнями, які зазначають, що 40% жорсткості стопи забезпечує її поперечне склепіння.

6. З наведеного біомеханічного аналізу, можна зробити висновок, що об'єктивні опорно-ресорні параметри стопи залежать від значень коефіцієнта механічного перенавантаження, напруження та розмірів пружної системи, які взаємопов'язані. Відповідно, можна зробити припущення, що існує певне значення (інтервал значень) коефіцієнта перенавантаження, при якому стопа переходить від пружно-еластичної системи до пружно-пластичної, з властивою їй залишковою деформацією, тобто відбувається порушення функцій стопи. Дане твердження прийнято за основну гіпотезу дисертаційного дослідження.

РОЗДІЛ 3. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ

БІОМЕХАНІЧНИХ ПАРАМЕТРІВ СТОПИ

Метою дослідження є розширення функціональних можливостей бароподометричного методу визначення біомеханічних параметрів стопи шляхом комбінованого вимірювання опорно-ресорних властивостей стопи та складових циклу кроку для підвищення інформативності вимірювань. Аналіз наукової літератури, присвяченої питанням корекційно-компенсуючої стратегії зміцнення стопи у осіб з різними рівнями деформацій, виявив розбіжність думок дослідників щодо термінів формування різних відділів стопи та інших аспектів, пов'язаних із її дисфункцією в різних вікових групах. Однак, більшість вчених, як у вітчизняних, так і в зарубіжних дослідженнях, згодні, що найбільш ефективним способом впливу на правильне формування склепінь стопи є використання профілактичних методів в дитячому віці [10, 69, 70]. Тому дуже важливо вчасно виявляти різноманітні деформації стопи саме у дитячому віці та своєчасно визначати ефективні засоби для їх корекції. Більшість вчених вважає, що період найбільшого ризику виникнення плоскостопості припадає на середній шкільний вік (12-14 років). Це пов'язано з активізацією процесу статевого дозрівання під час онтогенезу людини, збільшенням маси тіла через надлишкове жировідкладення та послабленням м'язово-зв'язкового апарату стопи під дією навантажень, що призводить до ущільнення її склепінь [70].

3.1 Аналітичні засади вдосконаленого бароподометричного методу визначення біомеханічних параметрів стопи

Бароподометричний метод є однією з ключових технологій у вивченні біомеханічних параметрів стопи людини. Цей метод ґрунтується на вимірюванні розподілу тиску між стопою та опорною поверхнею під час руху

або статичних вимірювань. Отримані дані про тиск можуть надати важливу інформацію про розподіл навантаження на різні частини стопи, що допомагає аналізувати біомеханіку руху, виявляти аномалії та сприяти вдосконаленню лікування та спортивної підготовки.

Основні етапи бароподометричного методу:

1. Інструментальне дослідження з використанням бароподометричних платформ, подосканерів, вставних взуттєвих пристосувань з вмонтованими датчиками тиску, тощо.
2. Збір та обробка даних отриманих після інструментального дослідження.
3. Аналіз отриманих біомеханічних параметрів.

До переваг даного методу можна віднести неінвазивність, проведення вимірювань в режимі реального часу, невідомість для досліджуваного об'єкта (стопа перебуває в природному стані), багатовимірність аналізу (можливість аналізувати розподіл тиску на різних ділянках стопи та в різних напрямках, що надає більше інформації для діагностики та аналізу), тощо.

Однак, не зважаючи на ряд переваг бароподометричний метод також має певні недоліки. Одним з найсуттєвіших недоліків є деяка невизначеність у взаємозв'язку між біомеханічними параметрами стопи, вимірюваними у статичних умовах, та їх поведінкою під час руху. Сучасні наукові дослідження [1, 2, 3, 4, 5, 6, 19, 20, 21, 22] підкреслюють потребу у подальшому розкритті зв'язку між статичними та динамічними біомеханічними параметрами стопи. Вони вказують на певні зв'язки та кореляції, але не надають повної карти механізмів цього взаємозв'язку.

З метою встановлення зв'язку між статичними та динамічними біомеханічними параметрами опорно-ресорної функції стопи запропоновано нову методику біомеханічного аналізу стопи, що ґрунтується на оцінці критеріїв пружних та опорних характеристик та дозволяє комплексно

оцінити опорно-ресорні параметри стопи. Вдосконалений бароподометричний метод визначення біомеханічних параметрів стопи з урахуванням статичних та динамічних складових базується на наступних аналітичних засадах:

1. Комплексний аналіз статичних та динамічних складових – метод враховує не лише статичний стан стопи при стоянні, але також динамічні процеси, пов'язані з циклом кроку під час ходи. Це дозволяє отримати більш повний огляд функціональних особливостей стопи.

2. Оцінка опорно-ресорних функцій стопи – метод дозволяє визначити співвідношення між опорною та ресорною функціями, що важливо для розуміння функціональних властивостей стопи під час навантаження.

3. Вивчення структури циклу кроку – метод аналізує розподіл навантаження та часові параметри різних фаз циклу кроку, такі як опорний період, період переносу та двоопорний період. Це дозволяє встановити типові характеристики стопи, які є важливими для діагностики та лікування.

4. Врахування короткочасних ударних навантажень – вдосконалений метод враховує короткочасні ударні навантаження, які можуть виникати під час ходи або бігу. Це важливо для визначення максимальних навантажень на стопу та їх впливу на функціональний стан.

5. Математичні моделі для автоматизації розрахунків біомеханічних параметрів стопи – вдосконалений метод включає математичні моделі, які дозволяють автоматизувати розрахунки біомеханічних параметрів стопи, враховуючи статичні та динамічні складові. Це робить метод більш точним та ефективним.

6. Контроль ефекту розвантаження стопи – метод може використовуватися для кількісної оцінки ефективності індивідуальних ортезів стопи. Він дозволяє визначити, наскільки змінилися біомеханічні параметри після використання ортезів.

Методика біомеханічного аналізу стопи, полягає у розрахунку наступних параметрів.

- визначення часових характеристик фаз циклу кроку (2.2 – 2.4);
- визначення коефіцієнту динамічної опороздатності – виявлення ведучої кінцівки, по якій необхідно вести розрахунок (2.9);
- визначення коефіцієнту динамічного навантаження для встановлення типу опори (2.11);
- визначення статичної та динамічної опорної сили (2.6; 2.17);
- визначення статичного та динамічного модуля пружності (2.36 – 2.38);
- визначення коефіцієнта перенавантаження (2.31);
- ідентифікація типу порушення функцій стопи.

Загалом, вдосконалений бароподометричний метод надає більш детальний та повний аналіз функціональних властивостей стопи, що має важливе значення для діагностики, лікування та розробки індивідуальних рішень у галузі протезування та ортезування.

3.2 Критерії опорних характеристик стопи

Для встановлення взаємозв'язку між статичними та динамічними параметрами опорно-ресорної функції стопи необхідно провести математичне моделювання, на основі експериментальних даних та з врахуванням вище наведеної біомеханічної моделі стопи. З цією метою, проведемо експериментальні дослідження критеріїв опорних та пружних характеристик стопи.

Розрізняють три основних типи стопи людини: нормальну, порожнисту та плоску. Вони відрізняються за анатомічними та функціональними характеристиками. Оптимальне функціонування стопи передбачає ефективну переносимість статичних та динамічних навантажень викликаних вагою

власного тіла протягом тривалого періоду. В нормі, стопа опирається на зовнішнє поздовжнє склепіння, водночас внутрішнє склепіння виконує роль ресори, надаючи ході еластичність. У випадку ослаблення м'язової підтримки поздовжнього склепіння стопи, всі навантаження переносяться на зв'язки, які розтягуються, змінюючи форму стопи. Однак, ураження м'язово-зв'язкового апарату може викликати не тільки плоскостопість. Поруч з цим стоїть патологія – порожниста стопа, де спостерігається збільшення кривизни поздовжнього склепіння, що веде до зростання його висоти. Насправді, точний механізм формування порожнистої стопи не зрозумілий повністю на даний час. Деякі припущення вказують на те, що ця патологія може виникати в результаті розбалансованої м'язової роботи через гіпертонус або паретичне ослаблення окремих м'язових груп гомілки та стопи [71]. Це призводить до того, що контакт з опорою в середній частині стопи відсутній, а всі навантаження спрямовуються на пальці та п'яту.

Для розкриття особливостей розподілу навантаження по плантарній поверхні стопи проведено експериментальні дослідження, в яких будуть задіяні 4 групи досліджуваних осіб. З цією метою використовувався описаний вище вимірювальний стенд (пункт 2.2) [28]. Контрольну групу склали 20 умовно здорових досліджуваних у віці від 12 до 14 років з вагою тіла близько 43 кг. Друга, експериментальна група, складається з 40 осіб тієї ж вікової категорії, з середньою масою тіла 47,5 кг, з різними рівнями порушень функцій стопи. Також, значний інтерес викликає дослідження біомеханічних характеристик стопи при анатомічних та функціональних вкороченнях нижніх кінцівок, які мають велике поширення. [72]. Тому, додатково було проведено дослідження третьої групи, до якої увійшли 20 осіб того ж вікового діапазону з середньою вагою тіла 40 кг. У цій групі були здійснені спеціалізовані медичні дослідження, зокрема рентген-панорама нижніх кінцівок з тазовими кістками, для вимірювання величини вкорочення.

Під час здійснених досліджень було встановлено тривалість періоду одиночної опори та значення навантаження на опорну поверхню кожної стопи. Для виявлення ведучої кінцівки запишемо співвідношення коефіцієнтів K_{ds} (2.10) для лівої та правої опор. Відповідно до цього, в межах кожної групи визначено ведучу кінцівку з найбільшим періодом опори, за якою проводились розрахунки. Відповідно до даних математичного аналізу періодичності циклу кроку (пункт 3.4), було розраховано період опори для кожної області стопи. З метою аналізу розподілу динамічного навантаження протягом ЦК, на основі отриманих даних, обчислено коефіцієнт динамічного навантаження для кожної області стопи. Під час проведення розрахунків було встановлено доцільність розділення основної експериментальної групи на дві підгрупи, в залежності від наявності або відсутності контакту з опорою в областях В та Е (згідно з Рис. 2.3, фаза перекату). Таким чином, в І експериментальну групу були включені особи з наявністю надмірного контакту у вказаних областях, що може вказувати на «плоску» деформацію стопи (згідно з Рис. 3.1).

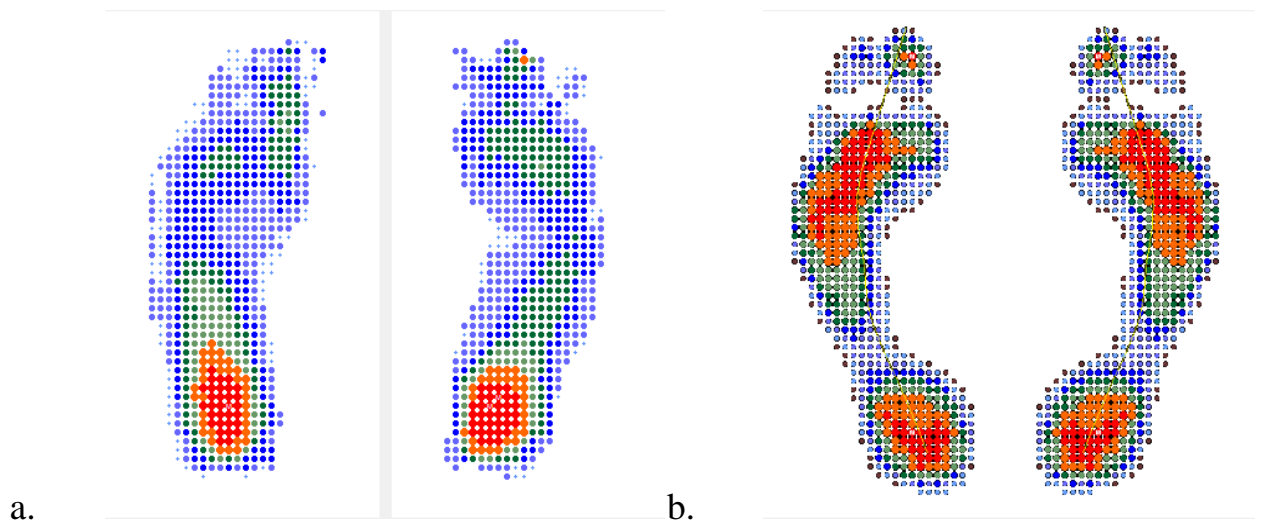


Рис. 3.1 Приклад розподілу динамічного навантаження по зонам стопи

а. І експериментальна група; б. Контрольна група

До II експериментальної групи були включені особи з відсутнім контактом в областях В та Е, що може вказувати на так звану «порожнисту» стопу (згідно з Рис. 3.2).

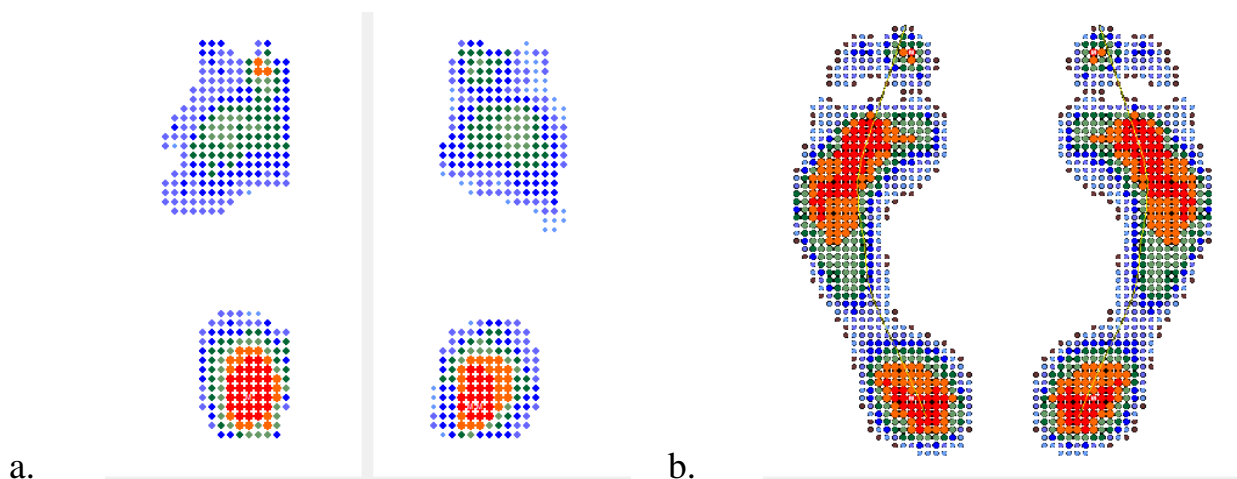


Рис. 3.2 Приклад розподілу динамічного навантаження по зонам стопи

а. II експериментальна група; б. Контрольна група

До III додаткової групи були включені досліджувані з різницею в довжині нижніх кінцівок (згідно з Рис. 3.3).

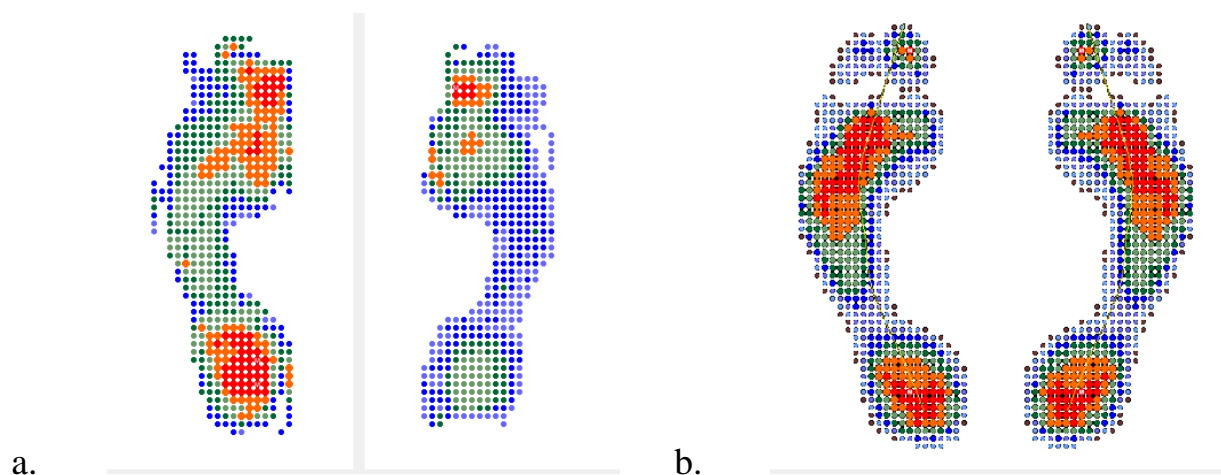


Рис. 3.3 Приклад розподілу динамічного навантаження по зонам стопи

а. III експериментальна група; б. Контрольна група

Таким чином, експериментальні групи складаються з двох груп, які мають протилежні патології (плоска/порожниста стопа), а також з третьою додатковою групою, де досліджувані мають вкорочення довжини нижньої кінцівки. Це створює значний науковий інтерес для дисертаційного дослідження.

Проведемо оцінювання закону розподілу, що є важливим етапом опрацювання експериментальних даних, оскільки від цього залежить значення довірчих границь випадкової похибки та подальша статистична обробка. Розглянемо методи перевірки гіпотез про закон розподілу експериментальних даних без попереднього групування, оскільки групування призводить до втрати статистичної інформації. Скористаємось складеним критерієм, оскільки кількість результатів спостережень $n < 50$. Результати розрахунків зведені в таблицю 3.1.

Таблиця 3.1 Результати розрахунку складеного критерію

Група	Параметри	Критерій 1		Критерій 2	
		Зсунена оцінка СКВ, s^*	Відношення, d	Оцінка СКВ, s	$z_{p/2} \cdot s$
Контрольна	Сер. з-ння тиску в статиці	0,667	0,817	0,684	1,591
	Сер. з-ння тиску в динаміці	0,96	0,757	0,986	2,293
I експериментальна	Сер. з-ння тиску в статиці	0,752	0,762	0,772	1,795
	Сер. з-ння тиску в динаміці	1,255	0,827	1,288	2,995
II експериментальна	Сер. з-ння тиску в статиці	0,596	0,758	0,612	1,422
	Сер. з-ння тиску в динаміці	0,91	0,818	0,932	2,169
III експериментальна	Сер. з-ння тиску в статиці	0,97	0,769	0,996	2,317
	Сер. з-ння тиску в динаміці	0,837	0,734	0,86	2

За 1 критерієм результати спостережень групи можна вважати розподіленими нормально, якщо:

$$d(1-\alpha_1, /2, n) < d < d(\alpha_1, /2, n) \quad (3.1)$$

де $d(1-\alpha_1, /2, n)$ і $d(\alpha_1, /2, n)$ – квантилі розподілу, отримані з довідникових джерел. Для $n=20$ для кожної групи та $\alpha_1=0,1$ (обраний рівень значущості критерію): $d(0,95;20)=0,7304$ і $d(0,05;20)=0,877$. Оскільки для кожної групи виконується умова $0,7304 < d < 0,877$, то гіпотеза H_0 про гауссівський закон розподілу не відхиляється і доцільно перевірити критерій 2.

За 2 критерієм можна вважати, що результати спостережень належать нормальному розподілу, якщо не більше m різниць $|x-x_i|$ перевищили значення $z_{p/2} \cdot s$, де s – оцінка СКВ, $z_{p/2}$ – верхній квантиль розподілу нормованої функції Лапласа, що відповідає імовірності $P/2$. Для рівня значущості $\alpha_1=0,1$ та $n=20$ з довідника маємо $P=0,98$; $m=1$. На основі цього визначаємо $z_{p/2}=2,326$. Розраховані значення $z_{p/2} \cdot s$ наведено в таблиці 3.1. Для аналізованого ряду значення $|x-x_i|$, відповідно до умови критерію може бути лише ($m=1$) одне значення $|x-x_i|$ більше за $z_{p/2} \cdot s$. Для кожної розглянутої групи дана умова виконується, а отже гіпотеза H_0 про гауссівський закон розподілу приймається для кожної досліджуваної групи.

Під час опрацювання результатів спостережень, як правило, першим етапом є перевірка належності індивідуальних спостережень до загальної сукупності експериментальних даних. Фактично перевіряють на наявність надмірної похибки в спостереженнях. Причинами грубих похибок можуть бути неконтрольовані зміни умов вимірювань, напруги живлення, несправність засобу вимірювальної техніки, помилки оператора та ін. Для вилучення результатів спостережень з надмірними похибками застосовують

апарат перевірки статистичних гіпотез та відповідні статистичні критерії. Оскільки маємо доведений гауссівський закон розподілу та кількість спостережень $n < 25$ скористаємось критерієм Діксона. Розраховані значення коефіцієнта r_{22} зведено в таблицю 3.2.

Таблиця 3.2 Результати розрахунку критерію Діксона

Група	Параметри	Коефіцієнт r_{22}	
		min	max
Контрольна	Сер. з-ння тиску в статиці	0,053	0,411
	Сер. з-ння тиску в динаміці	0,042	0,437
I експериментальна	Сер. з-ння тиску в статиці	0,152	0,337
	Сер. з-ння тиску в динаміці	0,145	0,145
II експериментальна	Сер. з-ння тиску в статиці	0,372	0,141
	Сер. з-ння тиску в динаміці	0,302	0,036
III експериментальна	Сер. з-ння тиску в статиці	0,309	0,398
	Сер. з-ння тиску в динаміці	0,182	0,349

Результат x_n (максимальний) містить надмірну похибку, якщо $r_{\max} > z_{\alpha}(n)$, результат x_l (мінімальний) містить надмірну похибку, якщо $r_{\min} > z_{\alpha}(n)$. Де $Z_{\alpha}(n)$ – коефіцієнт, значення якого вибирають, виходячи з обсягу ряду n і рівня значущості α . Для $n=20$ та $\alpha=0,05$ з довідника маємо $Z_{\alpha}(n)=0,45$. Відповідно, оскільки для жодної з груп не виконується умова $r_{22} > Z_{\alpha}(n)$ - результати експериментальних досліджень не містять надмірних похибок, та можуть бути використані для подальших розрахунків.

Виконано якісний аналіз отриманих результатів. Нормальні значення відносяться до загальної усередненої динамічної картини, яка відображає середні навантаження, проявлені на різних фазах опори. Вектор траєкторії

центру тиску стопи (рівнодіюча) вважається нормальним, якщо він починається з $1/3$ заднього відділу стопи, спрямований вперед у напрямку V, проходить через IV-II плюсне-фаланговий суглоб і завершується на великому пальці стопи (Рис. 3.16). Зазвичай точка максимального тиску розташовується в центрі заднього відділу стопи (фаза приземлення), а також може бути на великому пальці (фаза поштовху). Присутність її в інших зонах може вказувати на можливі відхилення, пов'язані з неправильним розподілом навантаження. В нормі навантаження рівномірно розподіляється між лівою та правою опорами. Опорна поверхня є однорідною та симетричною між лівою та правою стопами загалом, та передньо-задньою частинами обох опор, зокрема. Під час статичного та динамічного аналізу відсутність контакту медіальної області середнього відділу стопи є характерною для норми.

В першій експериментальній групі виявлено надлишковий контакт середнього відділу стопи, що свідчить про розпластаність стопи та наявність компенсаторних реакцій. Це призводить до інтеграції навантаження з переднього та заднього на середній відділ стопи. Як наслідок, енерговитрати на виконання кроку збільшуються, а сила поштовху в ключовій фазі відштовхування стає меншою порівняно з нормою. Статичний аналіз показав збільшення загальної опорної площі вище норми. Також було виявлено нерівномірний розподіл навантаження по стопі, де в деяких випадках максимальне навантаження спостерігалось на медіальній частині опорної поверхні стопи або на голівках центральних плюсневих кісток. Точка максимального навантаження спостерігалася на задньому відділі стопи та, в деяких випадках, в медіальній частині середнього відділу стопи. Під час динамічного дослідження було виявлено збільшення загальної опорної площі вище норми та значень статичного аналізу. Площа переднього і середнього

відділів стопи збільшувалася в порівнянні з нормальними значеннями і значеннями статичного дослідження.

В другій експериментальній групі майже відсутній контакт середнього відділу стопи, відповідно тиск інтегрується з середнього на передній та задній відділи стопи, що також призводить до зменшення сили поштовху. Крім того, в цій групі спостерігається збільшення кривизни повздожнього склепіння стопи. Не зафіксовано контакт в медіальній області середнього відділу стопи, і лише в окремих випадках спостерігався незначний контакт в латеральній області. Статичний аналіз показав збільшення загальної опорної площі вище норми, оскільки навантаження концентрується на передньому та задньому відділах стопи. Розподіл навантаження по стопі є нерівномірним, і точка максимального навантаження в основному спостерігалася на задньому відділі стопи. Під час динамічного дослідження було виявлено збільшення загальної опорної площі вище норми та значень статичного аналізу. Площа переднього та заднього відділів стопи збільшувалася в порівнянні з нормальними значеннями і значеннями статичного дослідження.

На рисунку 3.4 наведено графік розподілу опорних динамічних реакцій.

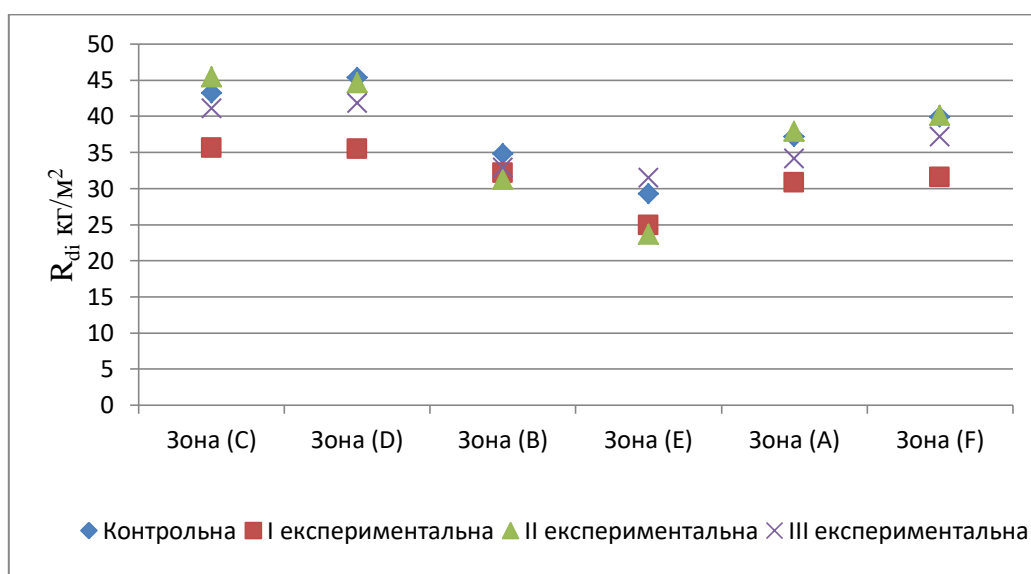


Рис. 3.4 Опорні динамічні реакції по зонам стопи

З даного графіку можна помітити, що в контрольній групі сила опорної реакції є найвищою порівняно з експериментальними групами. За спостереженнями Д.В. Скворцова, перший максимум реакції опори (вертикальна складова) спостерігається на початку одиночної опори, під час фази приземлення (зона C-D на Рис. 3.4), а другий максимум виникає в кінці, під час фази відштовхування (зона A-F на Рис. 3.4). Мінімум має місце між першим та другим «мах» (фаза перекачу (Рис. 3.4 зона B-E)). Порушення балансу призводять до спроби їх компенсації за допомогою додаткових зусиль, що призводить до зміщення амплітуд першого та другого максимумів реакції опори [73].

На рисунку 3.5 наведено графік розподілу коефіцієнта динамічного навантаження.

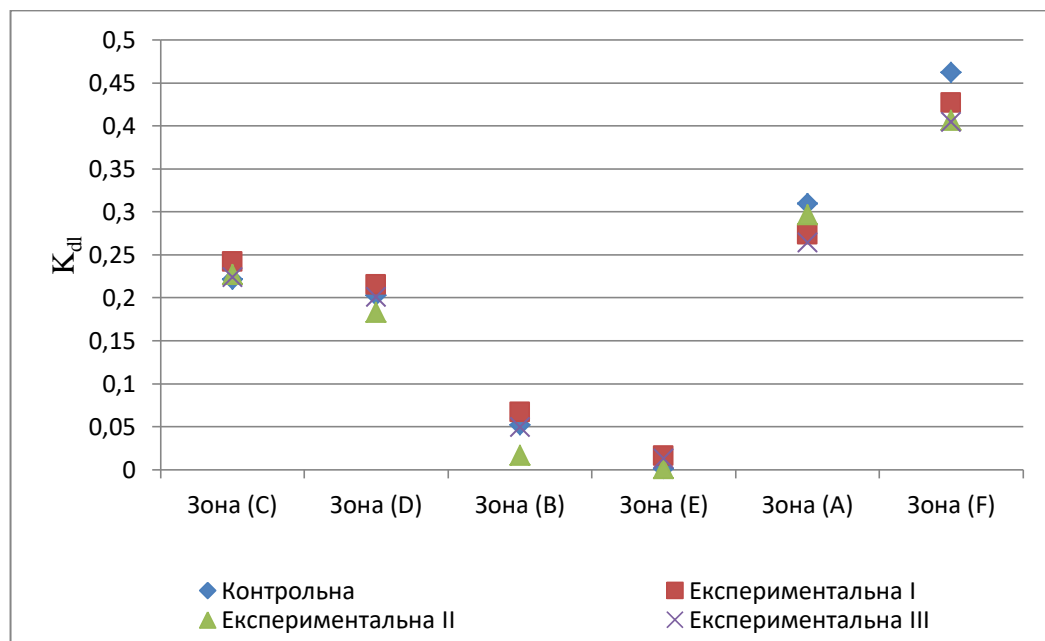


Рис 3.5 Коефіцієнт динамічного навантаження по зонам стопи

Коефіцієнт динамічного навантаження K_{dl} відображає комплексну дію сили протягом певного періоду часу – тобто, це показник роботи, яку виконує нижня кінцівка (енерговитрати). Важливою відзначити, що

максимальне значення даного коефіцієнта спостерігається під час фази відштовхування, тоді як мінімальне значення – під час фази перекату.

При аналізі третьої експериментальної групи важливо відзначити, що в переважній більшості випадків опорною з більшою кількістю точок опори була довша кінцівка, відповідно на неї припадало найбільше навантаження. В цьому контексті важливо підкреслити, що досліджувані, які мали вкорочену кінцівку, намагалися збалансувати навантаження, переважно навантажуючи передню частину протилежної кінцівки. Оцінюючи ходу у осіб з вкороченням однієї з нижніх кінцівок, були виявлені особливості, пов'язані зі зменшеною можливістю м'язів скорочуватися, компенсаційними реакціями викликаними різновисокістю нижніх кінцівок за рахунок перекосу тазу, а також тенденцією до еквінусної установки стопи. Підтримка параметрів ходи, таких як мінімальне відхилення траєкторії ЗЦМ від рівномірного і прямолінійного, та зменшення енерговитрат за рахунок оптимізації параметрів ходи, залишається складною задачею, особливо з віком та зі збільшенням маси тіла досліджуваних. Дослідження показали, що при збільшенні різниці в довжині нижніх кінцівок пікові значення сумарного навантаження на укороченій кінцівці плавно знижувалися. Під час ходіння зазвичай зменшувалася швидкість локомоції, а загальна тривалість циклу кроку виявилася в середньому на 10% більшою, ніж у контрольній групі. Також було зафіксовано збільшення тривалості опори на інтактну кінцівку, в середньому, на 7%, що призводило до асиметрії або кульгавості. В умовах відносної слабкості м'язів гомілки вкороченої кінцівки, досліджувані були обережні при здійсненні передніх і задніх поштовхів, які знижувалися в порівнянні з нормальними значеннями на 38% і 29% відповідно. Графік (Рис. 3.5) також підтверджує, що через надмірне навантаження опорної кінцівки спостерігалось її розпластування та зменшення сили переднього та заднього поштовхів. Таким чином, в обстежених осіб з вкороченням однієї з нижніх

кінцівок було зафіксоване збільшення часових параметрів ходи, що підтверджується графіком, та встановлено, що зі збільшенням величини укорочення навантаження на укорочену кінцівку при стоянні та ході зменшується. Це в свою чергу призводить до появи компенсаторних реакцій та нестабільності в суглобах нижніх кінцівок.

З метою оцінки відхилень середнього значення, для кожної групи розрахуємо довірчі інтервали [74, 75]. Важливим при визначенні вихідних величин, є встановлення відхилення істинного значення x_i від середнього арифметичного \bar{x} , для N вимірювань. Оскільки, в даному випадку, маємо безпосередні (прямі) вимірювання досліджуваних величин, середнє квадратичне відхилення (СКВ) результатів вимірювання можна визначити як [74]:

$$S_n = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}{N-1}}, \quad (3.2)$$

де N – кількість дослідів.

При значній кількості вимірювань можна вважати, що середнє арифметичне значення \bar{x} наближається до математичного очікування результатів вимірювання, а S_n наближена до сталого значення σ [75].

$$\sigma = \lim_{N \rightarrow \infty} S_n, \quad (3.3)$$

Тоді σ^2 є дисперсією вимірювань. За результатами вимірювань завжди обчислюють наближене значення S_n . З результатом вимірювання пов'язана його невизначеність, яка характеризує розсіювання значень, які на підставі інформації, що використовується можуть бути приписані величині, яка вимірюється. Для оцінки відхилення вибіркового середнього від істинного

значення вимірюваної величини вводиться поняття невизначеності середнього значення. Стандартні невизначеності вхідних величин поділяються на невизначеності типу А (U_A) або типу В (U_B). Теоретично, стандартна невизначеність по типу А середнього арифметичного S визначається як [76]:

$$U_A = S = \frac{S_n}{\sqrt{N}}, \quad (3.4)$$

З цієї формули видно, що точність знаходження середнього значення можна підвищити, збільшуючи число N , оскільки тоді значення S буде зменшуватися. Однак необхідно врахувати, що коли S стане меншим за сумарну систематичну похибку, подальше збільшення N не призведе до підвищення точності результату. В такому випадку точність вимірювань буде визначатися систематичними похибками. Тому на практиці число N невелике – від 3 до 10. Це відповідає фундаментальному закону зростання точності при зростанні кількості спостережень [77].

Оцінювання стандартної невизначеності типу А ґрунтується на статистичному розподілі ймовірності вибірки, типу В – на прийнятому законі розподілу ймовірності, яка оцінюється з впевненістю, що подія відбудеться. [77]. Стандартна невизначеність типу В залежить від апріорної інформації та знаходиться на основі аналізу всіх доступних даних. Для вимірювального приладу, який має клас точності, стандартну невизначеність за типом В розраховують за формулою [76]:

$$U_B = \frac{\Delta_{np}}{\sqrt{3}} \quad (3.5)$$

де Δ_{np} - границя основної допустимої (інструментальної) похибки, яка визначається за формулою [76]:

$$\Delta_{np} = \pm \frac{K \cdot X_N}{100} \quad (3.6)$$

де K – один із восьми класів точності, що вказується на приладі; X_N – значення нормуючої величини.

Сумарна стандартна невизначеність [76]:

$$U_c = \sqrt{U_A^2 + U_B^2} \quad (3.7)$$

Розширена невизначеність визначається як добуток коефіцієнта охоплення k_p (де p – ймовірність охоплення) і сумарної стандартної невизначеності [76]:

$$U = k_p \cdot U_c = 2 \cdot U_c \quad (3.8)$$

Оскільки маємо нормальний закон розподілу (коефіцієнт охоплення $k=2$ при $P \sim 0,95$) [77]. Результат вимірювання може бути записаний як: $x_i = \bar{x}_i \pm U$, $P \sim 0,95$ [76]. Основні біомеханічні параметри кроку для всіх досліджуваних груп наведені в таблиці 3.3.

Таблиця 3.3. Біомеханічні параметри циклу кроку дітей

Параметр	Контрольна	I група	II група	III група
Період опори, с	0,65±0,03	0,71±0,04	0,6±0,03	0,82±0,09
Довжина кроку, м	0,51±0,03	0,52±0,03	0,59±0,02	0,51±0,04
Швидкість, м/с	0,87±0,06	0,85±0,06	1,1±0,03	0,76±0,09
Площа опори в статиці, м ²	0,006±0,001	0,005±0,001	0,006±0,001	0,008±0,001
Площа опори в динаміці, м ²	0,007±0,001	0,008±0,001	0,008±0,002	0,009±0,001

Середнє значення тиску в статиці кН/м ²	3,21±0,04	4,28±0,05	3,43±0,04	4,58±0,05
Середнє значення тиску в динаміці кН/м ²	5,79±0,05	5,85±0,06	6,65±0,05	7,17±0,05
Коефіцієнт асиметрії, %	2,48±0,04	3,89±0,24	2,54±0,19	5,37±0,31

З метою встановлення рівноточності проведених вимірювань застосуємо критерій Кохрена, що дозволяє порівнювати дисперсії декількох груп даних. Для сукупності із p стандартних відхилень s_i , розрахованих за однією і тією ж кількістю результатів спостережень n у групах даних, тестова статистика Кохрена має вигляд:

$$C = \frac{s_{\max}^2}{\sum_{i=1}^p s_i^2} \quad (3.9)$$

де s_{\max} – найбільше значення стандартного відхилення в сукупності.

Розраховані значення критерію Кохрена для кожної з досліджуваних груп зведено в таблицю 3.4.

Таблиця 3.4. Значення критерію Кохрена

Параметр	Критерій Кохрена, С
Період опори	0,42
Довжина кроку	0,4
Швидкість	0,39
Площа опори в статиці	0,32
Площа опори в динаміці	0,37
Середнє значення тиску в статиці	0,35
Середнє значення тиску в динаміці	0,36

З довідника, для $p=4$ та $n=20$ граничне 5% значення критерію Кохрена становить $C_{5\%}=0,437$. Оскільки, для кожної досліджуваної групи $C < C_{5\%}$, гіпотеза про однорідність дисперсій отриманих вибірок приймається такою,

що не суперечить експериментальним даним. Відповідно, можна зробити висновок, що всі вимірювання в групах проведені з однаковою точністю.

На основі наведених даних, розрахуємо статичну (2.6) та динамічну (2.17) складову опорних характеристик стопи. Результати розрахунків наведено в таблиці 3.5.

Таблиця 3.5. Критерії опорних характеристик

Параметр	Контрольна	I група	II група	III група
Опорна сила статична, кН/м ²	3,21	4,28	3,43	4,58
Опорна сила динамічна, кН/м ²	7,78	6,91	12,2	10,4

Для визначення статистично значимих відмінностей між середніми значеннями показників опорних сил в нормі та в експериментальних групах, використовується метод однофакторного дисперсійного аналізу. Розрахунки виконані за допомогою програмного пакету MS Excel (Рис. 3.6).

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	P-Значення F критичне
Між групами	4,8E+08	3	1,6E+08	25,552054	1,5567E-11 4,0503
Усередині груп	4,7E+08	76	6249575		
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	P-Значення F критичне
Між групами	2,6E+07	3	8631703	11,875837	1,8435E-06 4,0503
Усередині груп	5,5E+07	76	726829		
Разом	8,1E+07	79			
Коеф. детермінації R ²	31,92%				

Рис. 3.6 Результати дисперсійного аналізу даних

Проведені розрахунки для динамічної складової показали співвідношення критеріїв $F_{розр.}(25,5) > F_{крит.}(4,05)$ при порозі ймовірності 0,95. Тобто, відмінності між групами є статистично значущими для динамічної складової. Аналогічно, при аналізі статичної складової визначені співвідношення критеріїв $F_{розр.}(11,9) > F_{крит.}(4,05)$ при порозі ймовірності 0,95. Це свідчить про статистичну значущість відмінностей між групами для

статичної складової [75]. Отже, можна зробити висновок, що фактор критеріїв опорної сили (статична та динамічна складова) може бути використаний як діагностичний критерій, який впливає на визначення стану деформації стопи. Для того щоб кількісно оцінити вплив значень статичної та динамічної складової, було розраховано коефіцієнти детермінації. Результати показали, що для статичної складової коефіцієнт детермінації R^2 становить 32%, а для динамічної складової – 50%.

Отже, на підставі отриманих результатів можна припустити, що наявність деформацій стопи залежить від фактору опорної сили, але не на 100%. Імовірно, існують додаткові фактори, які також впливають на ці деформації, і їх визначення потребує подальших наукових досліджень.

3.3 Критерії пружних характеристик стопи

Неруйнівним (нетравматичним) методам випробування відводиться особливе місце в дослідженнях механічних властивостей живих об'єктів. Одним з таких методів є визначення пружних (амортизуючих) характеристик стопи, шляхом вимірювання її деформації при прикладанні різних видів навантаження.

В нормі, завдяки склепінчастій будові та ресорній функції стопи, до 70% прискорення гаситься й амортизується. Біомеханіка і функції стопи в різних фазах кроку різні. Якщо у фазі приземлення основне завдання стопи – зменшення удару при контакті з поверхнею, то в період опори – перерозподіл енергії для ефективного виконання наступної фази – відштовхування. В процесі ходьби виникають додаткові короткочасні ударні навантаження переднього та заднього поштовху. Внаслідок опорної взаємодії виникають певні співвідношення сил пружності – внутрішнє силове поле, яке протидіє виникненню пластичних деформацій опори, викликаних масою тіла. Специфічна структура стоп служить амортизатором опорних реакцій та

забезпечує симетричне навантаження на обидві кінцівки і визначає особливості біомеханіки під час руху. Враховуючи вище наведену узагальнену біомеханічну модель (п. 3.3) та аналіз пружних характеристик стопи (п. 3.4), визначимо характеристики ресорної функції стопи. Аналогічно попередньому (п. 4.1) розрахуємо розширені невизначеності (оскільки в даному випадку маємо опосередковані вимірювані – розрахунок проводимо відповідно до міжнародних правил оцінювання невизначеності, які описані нижче). Результати розрахунків наведено в таблиці 3.6.

Таблиця 3.6 Пружні параметри стопи

Параметр	Контрольна	I група	II група	III група
Коефіцієнт пружності статичний, Н/м	$(1,09 \pm 0,02) \cdot 10^4$	$(0,61 \pm 0,01) \cdot 10^4$	$(1,73 \pm 0,03) \cdot 10^4$	$(2,61 \pm 0,05) \cdot 10^4$
Коефіцієнт пружності динамічний, Н/м	$(1,0 \pm 0,02) \cdot 10^4$	$(0,5 \pm 0,01) \cdot 10^4$	$(2,35 \pm 0,04) \cdot 10^4$	$(3,87 \pm 0,05) \cdot 10^4$
Коефіцієнт деформації статичний	$0,014 \pm 0,001$	$0,018 \pm 0,001$	$0,01 \pm 0,001$	$0,008 \pm 0,003$
Коефіцієнт деформації динамічний	$0,04 \pm 0,02$	$0,054 \pm 0,014$	$0,026 \pm 0,01$	$0,014 \pm 0,01$
Модуль пружності статичний, Па	$(0,43 \pm 0,02) \cdot 10^6$	$(0,27 \pm 0,01) \cdot 10^6$	$(0,58 \pm 0,03) \cdot 10^6$	$(0,88 \pm 0,03) \cdot 10^6$
Модуль пружності динамічний, Па	$(0,37 \pm 0,02) \cdot 10^6$	$(0,15 \pm 0,01) \cdot 10^6$	$(0,68 \pm 0,03) \cdot 10^6$	$(1,12 \pm 0,02) \cdot 10^6$
Коефіцієнт перенавантаження	$1,2 \pm 0,03$	$0,82 \pm 0,03$	$1,8 \pm 0,03$	$0,79 \pm 0,03$

На рисунках 3.7 – 3.10 представлено графіки розподілу статичного та динамічного модуля пружності в рамках кожної групи досліджуваних.

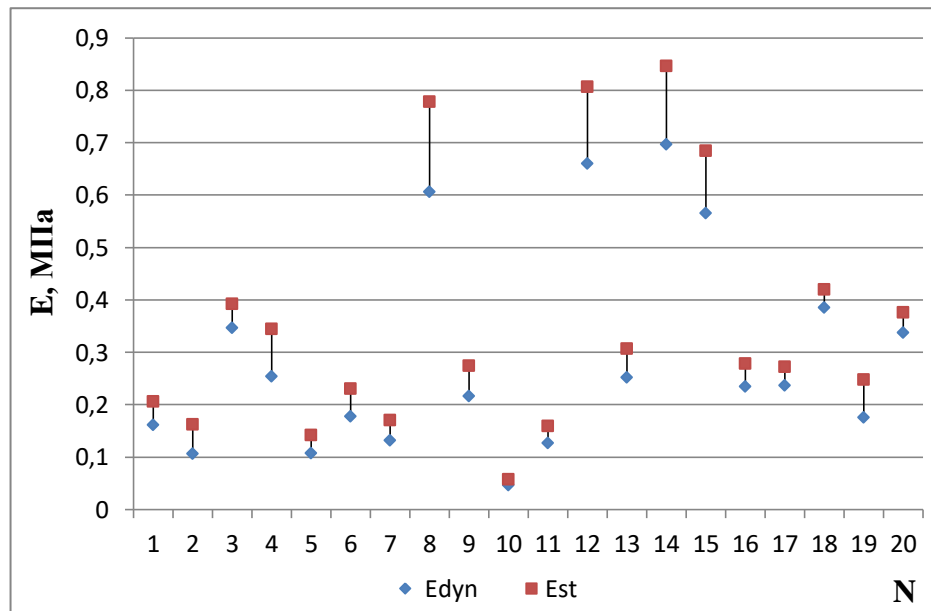


Рис 3.7 Графік розподілу модуля пружності в контрольній групі

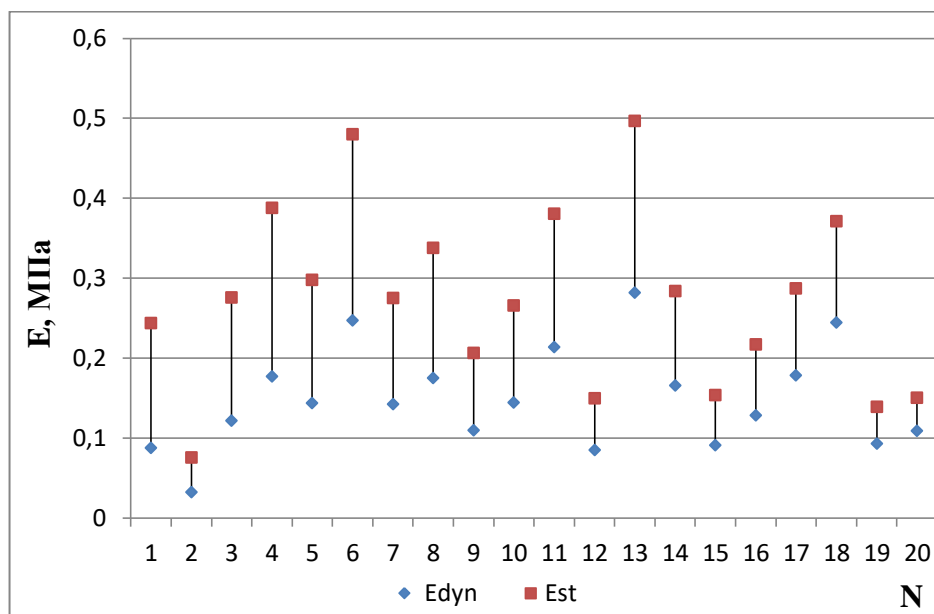


Рис. 3.8 Графік розподілу модуля пружності в I групі

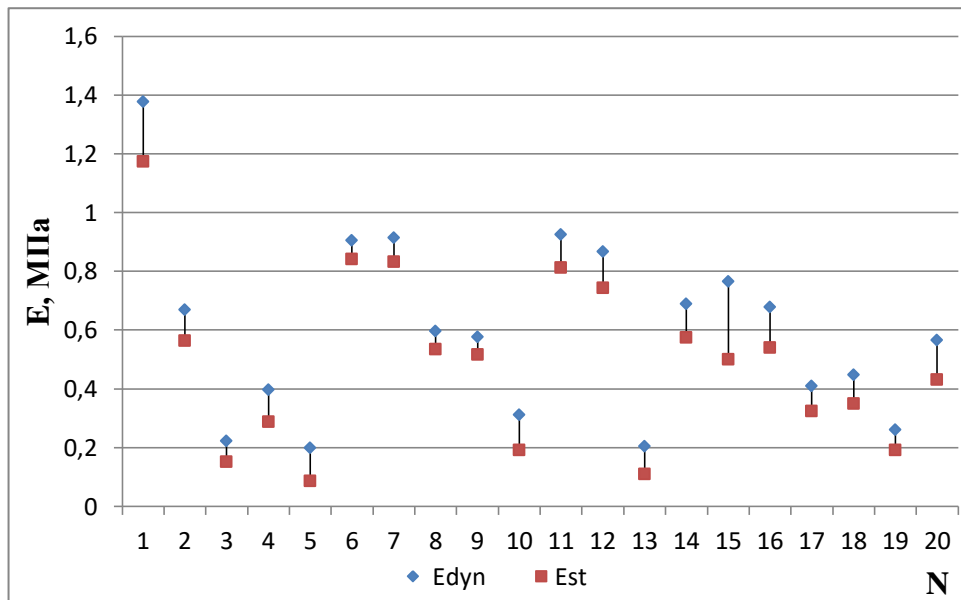


Рис 3.9 Графік розподілу модуля пружності в II групі

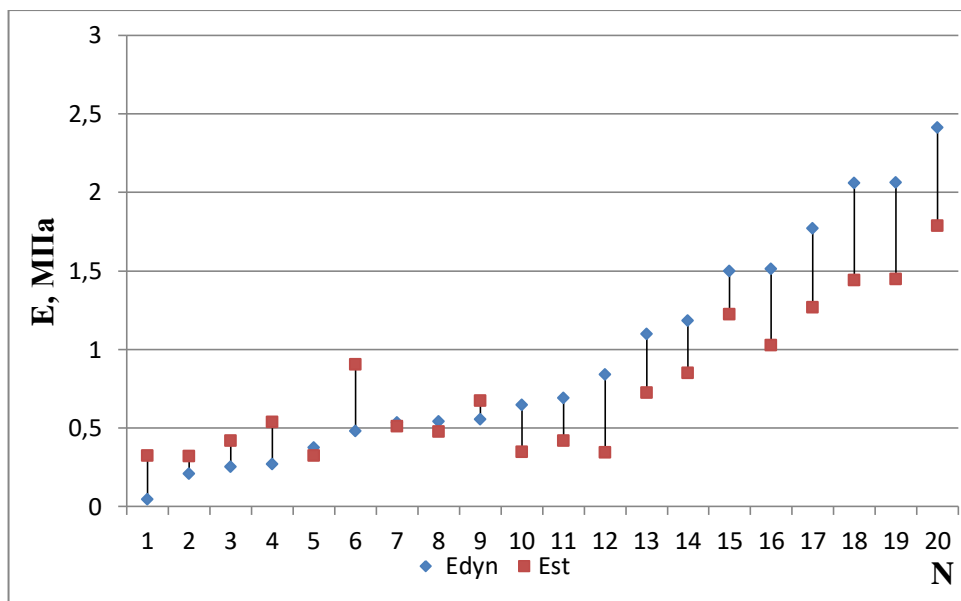


Рис. 3.10 Графік розподілу модуля пружності в III групі

Як видно з вище наведених графіків, статична та динамічна складова модуля пружності мають подібний закон розподілу в кожній розглянутій групі. З метою встановлення рівня залежності між згаданими вище величинами, виконаємо їх кореляційний аналіз [74]. В результаті розрахунків отримаємо наступні значення коефіцієнту кореляції (Таблиця 3.7).

Таблиця 3.7 Значення коефіцієнта кореляції між статичним та динамічним модулем пружності

Група	Коефіцієнт кореляції
Контрольна	0,97
I експериментальна	0,94
II експериментальна	0,99
III експериментальна	0,94

Таким чином, в результаті проведених розрахунків зафіксовано досить високий рівень взаємозалежності в кожній досліджуваній групі. Проаналізувавши вище зазначене, можна зробити припущення, що динамічна та статична складова модуля пружності відрізняються на певне значення коефіцієнту перенавантаження (2.32), в рамках кожної групи досліджуваних. Враховуючи вище наведену біомеханічну модель (п. 3.3), можна зробити припущення, що існує певне значення даного коефіцієнту (для кожної експериментальної групи), при якому стопа не функціонує як пружно-еластична система (відхилення від норми).

З метою, виявлення статистичної значимості між коефіцієнтами перенавантаження контрольної та кожної з експериментальних груп, скористаємось t-критерієм (Стюдента) [75]. Оскільки, дисперсії вибірок, в нашому випадку, різні скористаємось варіантом даного критерію для неоднакових дисперсій. Вибірки вилучені із сукупності, що має нормальний закон розподілу, дані незалежні, вибірки незалежні. Критеріальне значення розраховується за формулою [75]:

$$t = \frac{(\bar{X}_1 - \bar{X}_2)}{\sqrt{\frac{S_1^2}{N_1} + \frac{S_2^2}{N_2}}} \quad (3.10)$$

де N_1 та N_2 – розмір першої та другої вибірок; \overline{X}_1 та \overline{X}_2 – середні значення; S_1^2 та S_2^2 – емпіричні дисперсії.

Гіпотеза про рівність середніх приймається, якщо за абсолютною величиною критеріальне значення менше t -розподілення, взятого з V ступенями свободи ($V=N-1$) та рівнем значимості α [75]. Результати розрахунків представлені в таблиці 3.8.

Таблиця 3.8 Результати розрахунку t -критерію (Стьюдента)

Група	Розмір вибірки, N	Дисперсія, S ²	t-розрахункове	t-табличне
I експериментальна	20	0,132	9,167	2,093
II експериментальна	20	0,307	8,02	
III експериментальна	20	0,29	5,75	
*Рівень статистичної значимості 0,05				

Відповідно, для кожної розглянутої групи розрахункове значення t -критерію більше табличного – отже приймаємо альтернативну гіпотезу. Таким чином, з ймовірністю 95% можна стверджувати, що значення коефіцієнта перенавантаження статистично відрізняються між контрольною та кожною експериментальною групою.

3.4 Математична модель визначення опорно-ресорних властивостей

З метою встановлення комплексної залежності динамічної складової модуля пружності від статичної та коефіцієнта перенавантаження стопи застосуємо множинний регресійний аналіз. Таким чином, необхідно отримати залежності виду $E_d = f(E_{st}, K_n)$, для кожної досліджуваної групи.

Розрахунки проводимо з використанням програмного пакету Mathcad та Statistica (Рівень статистичної значимості 0,05). За отриманими експериментальними даними виконано аналіз форм залежності для кожної з груп вимірів.

Маємо наступні результати для контрольної групи (Рис. 3.11).

Summary Statistics; DV: E(dyn)	
Statistic	Value
Multiple R	0,979314134
Multiple R ²	0,959056173
Adjusted R ²	0,954239252
F(2,17)	199,1015
p	0,00000000000159809178
Std.Err. of Estimate	0,0807910352

Рис. 3.11 Результати регресійного аналізу для контрольної групи

Після визначення значень коефіцієнтів рівняння регресії необхідно перевірити їх значимість за t -критерієм Стюдента, розрахункове значення якого, обчислюється за формулою [74].

$$t_p = \frac{|b_i|}{S_b} \quad (3.11)$$

де t_p – визначене розрахункове значення критерію Стюдента, b_i – коефіцієнт регресії, S_b – середнє квадратичне відхилення.

Розрахункове значення t -критерію порівнюється з табличним, що взате з рівнем значущості α та кількістю степенів свободи $f=N-m-1$. Якщо виконується умова, що $t_p > t_{табл,\alpha,f}$, то вважається, що відповідний коефіцієнт рівняння регресії є статистично значимим і його можна використовувати в моделі, яка відповідає рівнянню регресії, інакше його не включають в отриману модель [74].

Таким чином, маємо математичну модель залежності динамічної складової модуля пружності від його статичної складової та коефіцієнта перенавантаження стопи, представлену у вигляді рівняння регресії.

$$E_d = 1,02 + 0,81 \cdot E_{st} + 1,07 \cdot K_n^2 - 2,14 \cdot K_n \quad (3.12)$$

На рисунку 3.12 представлено графік залежностей розрахованої та прогнозованої, на основі вище визначеної математичної залежності (3.12), динамічної складової модуля пружності для контрольної групи.

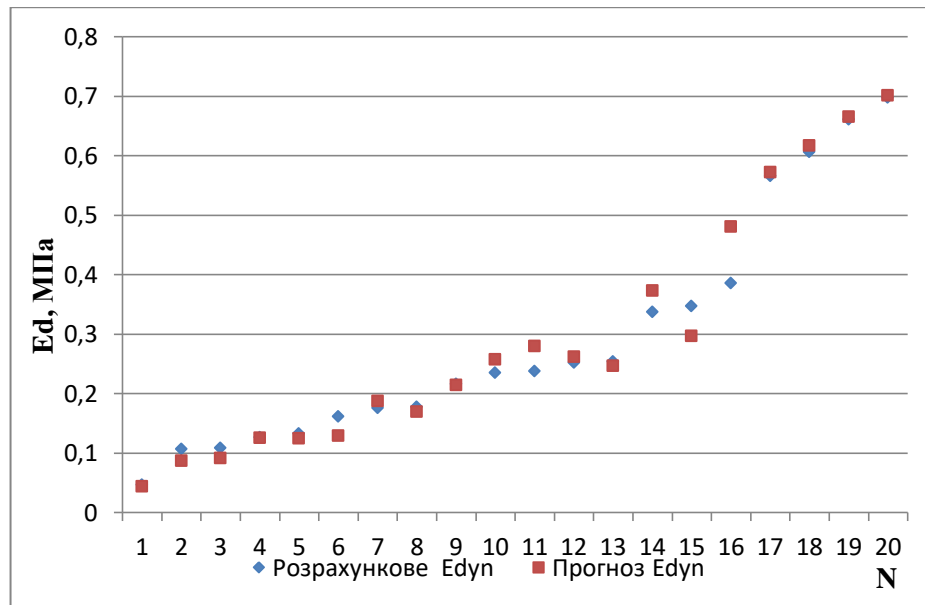


Рис. 3.12 Графік залежностей розрахованої та прогнозованої складової модуля пружності (контрольна група)

Якість отриманої регресійної моделі, окрім критерію Фішера (який буде розглянуто далі), можна оцінити, також, через коефіцієнт R-квадрат. Останній характеризує долю дисперсії однієї змінної, що обумовлена дією іншої змінної. Величина R-квадрат, що використовується в розрахунках, на практиці виявляється дещо завищеною. Зкорельована величина R-квадрат менш формальна і ближча до реальних результатів [78]. Так, для представленої математичної залежності зкорельований R-квадрат дорівнює 0,954. Це означає, що 95,4% дисперсії змінної E_d пояснюється впливом змінних E_{st} та K_n . Модель вважається якісною, якщо значення зкорельованого

коефіцієнта R- квадрат перевищує 0,65. Таким чином, отриману математичну залежність вважаємо якісною.

Для I експериментальної групи (Рис. 3.13).

Summary Statistics; DV: E(dyn)	
Statistic	Value
Multiple R	0,995460208
Multiple R ²	0,990941026
Adjusted R ²	0,986759962
F(6,13)	237,006863
p	0,0000000000165050851
Std. Err. of Estimate	0,00725487517

Рис. 3.13 Результати регресійного аналізу для I групи

Таким чином, маємо наступну математичну модель залежності динамічної складової модуля пружності від його статичної складової та коефіцієнта перенавантаження стопи.

$$E_d = 2,3 \cdot E_{st}^2 - 2,48 \cdot E_{st}^3 - 0,16 \cdot K_n + 0,67 \cdot K_n^4 - 0,49 \cdot K_n^5 \quad (3.13)$$

На рисунку 3.14 представлено графік залежностей розрахованої та прогнозованої, динамічної складової модуля пружності для I експериментальної групи.

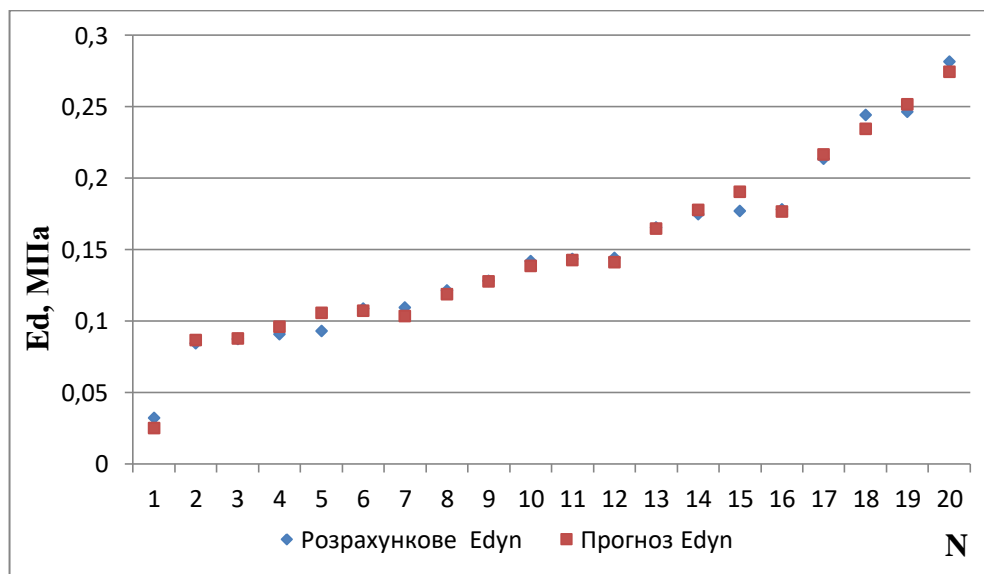


Рис. 3.14 Графік залежностей розрахованої та прогнозованої складової модуля пружності (I експериментальна група)

Аналогічно оцінюємо величину зкорельованого коефіцієнту R-квадрат. Так, для представленої математичної залежності зкорельований R-квадрат дорівнює 0,987. Це означає, що 98,7% дисперсії змінної E_d пояснюється впливом змінних E_{st} та K_n . Модель вважається якісною, якщо значення зкорельованого коефіцієнта R-квадрат перевищує 0,65. Таким чином, отриману математичну залежність вважаємо якісною.

Для II експериментальної групи (Рис. 3.15).

Summary Statistics; DV: Edyn	
Statistic	Value
Multiple R	0.99044301
Multiple R ²	0.980977356
Adjusted R ²	0.97741061
F(3,16)	275.034276
p	5.67559475E-14
Std. Err. of Estimate	0.0460170241

Рис. 3.15 Результати регресійного аналізу для II групи

Таким чином, маємо наступну математичну модель залежності динамічної складової модуля пружності від статичної та коефіцієнта перенавантаження стопи, представлену у вигляді рівняння регресії.

$$E_d = 0,92 \cdot E_{st} + 1,39 \cdot K_n - 0,31 \cdot K_n^2 - 1,39 \quad (3.14)$$

На рисунку 3.16 представлено графік залежностей розрахованих значень динамічної складової модуля пружності та прогнозованих, на основі вище визначеної математичної залежності (3.14) для II контрольної групи.

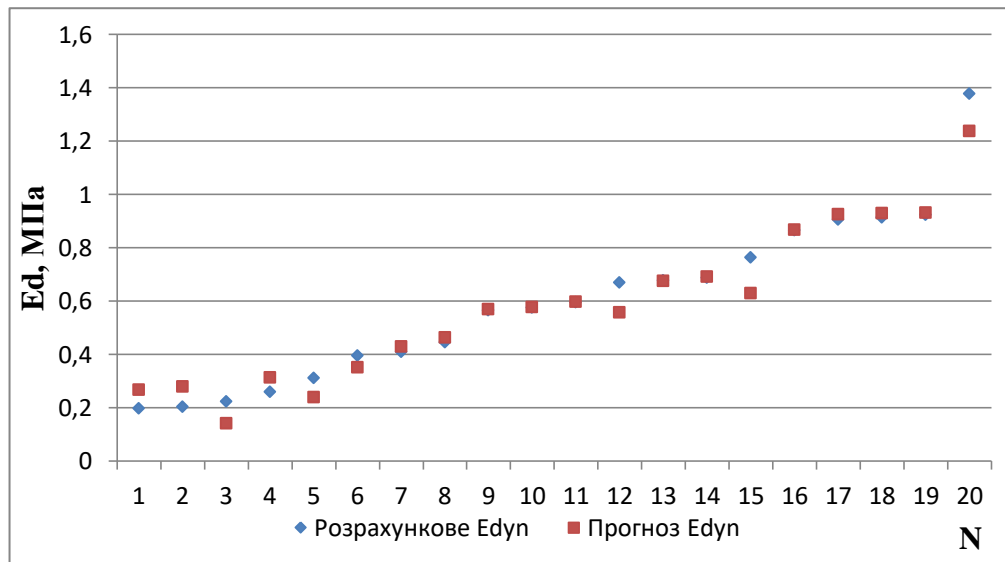


Рис. 3.16 Графік залежностей розрахованої та прогнозованої складової модуля пружності (II експериментальна група)

Аналогічно оцінюємо величину зкорельованого коефіцієнту R-квадрат. Так, для представленої математичної залежності зкорельований R-квадрат дорівнює 0,977. Це означає, що 97,7% дисперсії змінної E_d пояснюється впливом змінних E_{st} та K_n . Модель вважається якісною, якщо значення зкорельованого коефіцієнта R-квадрат перевищує 0,65. Таким чином, отриману математичну залежність вважаємо якісною.

Для III експериментальної групи (Рис. 3.17).

Summary Statistics; D	
Statistic	Value
Multiple R	0.933702333
Multiple R ²	0.871800046
Adjusted R ²	0.856717699
F(2,17)	57.802676
p	0.0000000261244306
Std. Err. of Estimate	0.267821391

Рис. 3.17 Результати регресійного аналізу для III групи

Таким чином, маємо наступну математичну модель залежності, представлену у вигляді рівняння регресії.

$$E_d = 1,76 \cdot E_{st} - 0,11 \cdot \frac{1}{K_n} - 0,83 \cdot \text{LOG}(E_{st}) - 0,42 \quad (3.15)$$

На рисунку 3.18 представлено графік залежностей розрахованої та прогнозованої, на основі вище визначеної математичної залежності (3.15), динамічної складової модуля пружності для III контрольної групи.

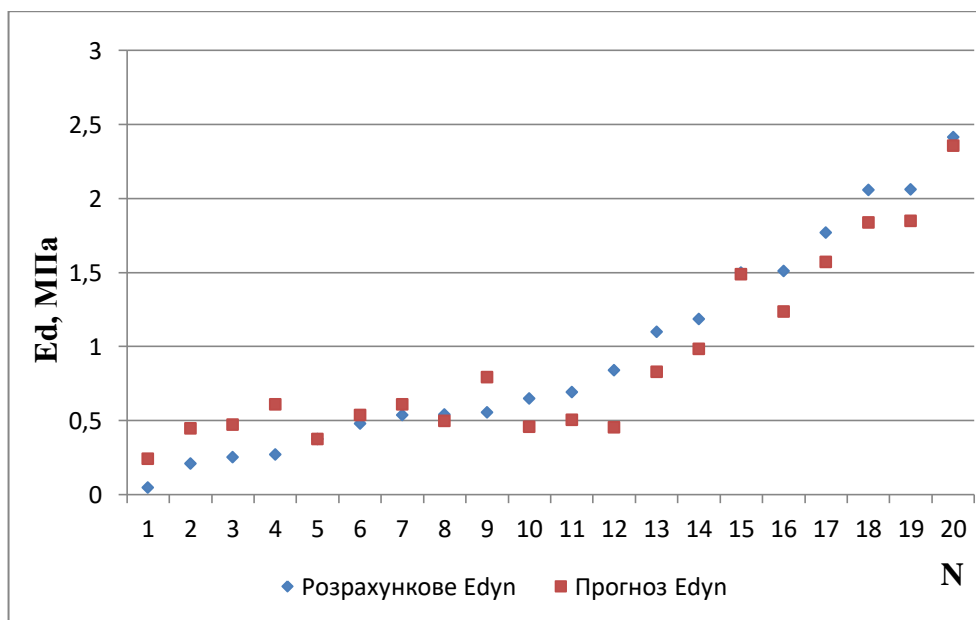


Рис. 3.18 Графік залежностей розрахованої та прогнозованої складової модуля пружності (III експериментальна група)

Аналогічно оцінюємо величину зкорельованого коефіцієнту R-квадрат. Так, для представленої математичної залежності зкорельований R-квадрат дорівнює 0,86. Це означає, що 86% дисперсії змінної E_d пояснюється впливом змінних E_{st} та K_n . Модель вважається якісною, якщо значення зкорельованого коефіцієнта R-квадрат перевищує 0,65. Таким чином, отриману математичну залежність вважаємо якісною.

Таким чином, отримані математичні залежності можуть використовуватись для моніторингу стану та виявлення деформацій стоп. Дані залежності динамічної складової модуля пружності від статичної та значення коефіцієнта перенавантаження стоп, дозволяє автоматизувати

розрахунки необхідних біомеханічних параметрів та разом з оцінкою характеристик циклу кроку можуть успішно використовуватися для моніторингу стану стопи, встановлення діагнозу та ефективності різноманітних методів лікування.

3.5 Перевірка адекватності математичних залежностей

На подальшому етапі аналізу експериментальних даних виконується перевірка адекватності математичної моделі, яка представлена у вигляді рівняння регресії. Метою аналізу є отримання деякої оцінки, за допомогою якої можна було б стверджувати, що при певному рівні значимості α отримане рівняння регресії – статистично надійно. Дана перевірка виконується за допомогою F-критерію Фішера, у якого розрахункове значення можна визначити за наступною формулою [75].

$$F_p = \frac{S_{ad}^2}{S_y^2} = \frac{\sum_{U=1}^N (\tilde{y}_U - \bar{y}_U)^2}{(N-m)} \cdot \frac{N}{\sum_{U=1}^N (y_U - \bar{y}_U)^2} \quad (3.16)$$

де m – число факторів в моделі; \tilde{y}_U - значення вихідної величини, які отримані за допомогою рівняння регресії; \bar{y}_U - середнє значення вихідної величини, отриманої за рівнянням регресії; y_U - значення вихідної величини, отриманої в результаті проведення експериментів

Математична модель за критерієм Фішера вважається адекватною з довірчою ймовірністю $P=1-\alpha$, якщо розрахункове значення критерію не перевищує табличне значення $F_{табл.\alpha, f_1, f_2}$, із рівнем значущості α та кількістю степенів свободи $f_1 = N - m$, $f_2 = N$. Тобто, за виконання умови $F_p < F_{табл.\alpha, f_1, f_2}$,

гіпотеза про адекватність опису досліджуваного об'єкта отриманою математичною моделлю приймається [75].

Обчислимо розрахункові значення критерію Фішера для кожної групи досліджуваних. Також, за допомогою довідникових таблиць, враховуючи $\alpha = 0,05$, знайдемо табличне значення даного критерію для кожної групи. Результати занесено до таблиці 3.9.

Таблиця 3.9 Результати розрахунку F-критерію Фішера

Група	F-розрахункове	F-табличне
Контрольна	1,37	2,2
I експериментальна	1,32	2,2
II експериментальна	1,09	2,2
III експериментальна	0,91	2,2

Наведені результати оцінки адекватності отриманих математичних моделей визначення динамічної складової модуля пружності, вказують на їх адекватність, для кожної групи досліджуваних з довірчою ймовірністю $P=0,95$.

3.6 Визначення довірчих інтервалів для прогнозованих значень математичних моделей

При побудові регресійних залежностей стверджується, що отримані співвідношення між змінними та притаманним йому розкидом фактичних значень має місце і при нових умовах. Розрахунок довірчих інтервалів дозволяє визначити область, в якій з заданою ймовірністю, буде значення величини, що прогнозується.

Довірчий інтервал – це інтервал, який при заданому рівні значущості α покриває істинне значення регресії (умовного математичного сподівання змінної). Інтервальна оцінка істинних значень регресії при фіксованих значеннях пояснюючих змінних x_u . В дисертаційному дослідженні

використовуємо довірчу ймовірність рівною 0,95; відповідно ризик помилки складає 5% ($\alpha=0,05$) [77].

Оцінюється СКВ стандартної невизначеності середнього значення \bar{y} та індивідуального значення y , визначених за отриманою математичною залежністю як функція від аргумента x . Оскільки в даному дослідженні визначаються індивідуальні значення залежної змінної, побудуємо довірчі інтервали для прогнозів індивідуальних значень y_U .

$$S_y(x) = S_y \cdot \sqrt{1 + \frac{1}{N} + \frac{(x_U - \bar{x})^2}{\sum_{U=1}^N (x_U - \bar{x})^2}} \quad (3.17)$$

де S_y - дисперсія залишків

$$S_y = \sqrt{\frac{1}{(N-2)} \cdot \sum_{U=1}^N (y_U - \bar{y})^2} \quad (3.18)$$

За отриманими значеннями $S_y(x)$ оцінюють довірчий інтервал $\Delta_y(x)$ розширеної невизначеності індивідуального значення y .

$$\Delta_y(x) = t_{\alpha/2}(v) \cdot S_y(x) \quad (3.19)$$

де $t_{\alpha/2}$ - квантиль розподілу Стюдента, для довірчої імовірності $P=1-\alpha$ та $v=N-2$ степеней свободи.

Отже, як видно з вище наведених формул, довірчі області, які із заданою імовірністю P містять індивідуальні значення y залежать від відстані аргументів x від середнього \bar{x} [77].

Виходячи з експериментальних даних, маємо $N = 20$; з довідникових таблиць квантиль розподілу Стюдента $t_{\alpha/2} = 2,101 (P=0,95; \nu=18)$ [78]. Розраховані дисперсії залишків для кожної групи відповідно: $S_{y1} = 0,031$; $S_{y2} = 0,006$; $S_{y3} = 0,063$; $S_{y4} = 0,22$.

Виходячи з вище наведеного, побудуємо графік довірчих інтервалів регресії для кожної експериментальної групи. Відповідно, для контрольної групи маємо (Рис. 3.19).

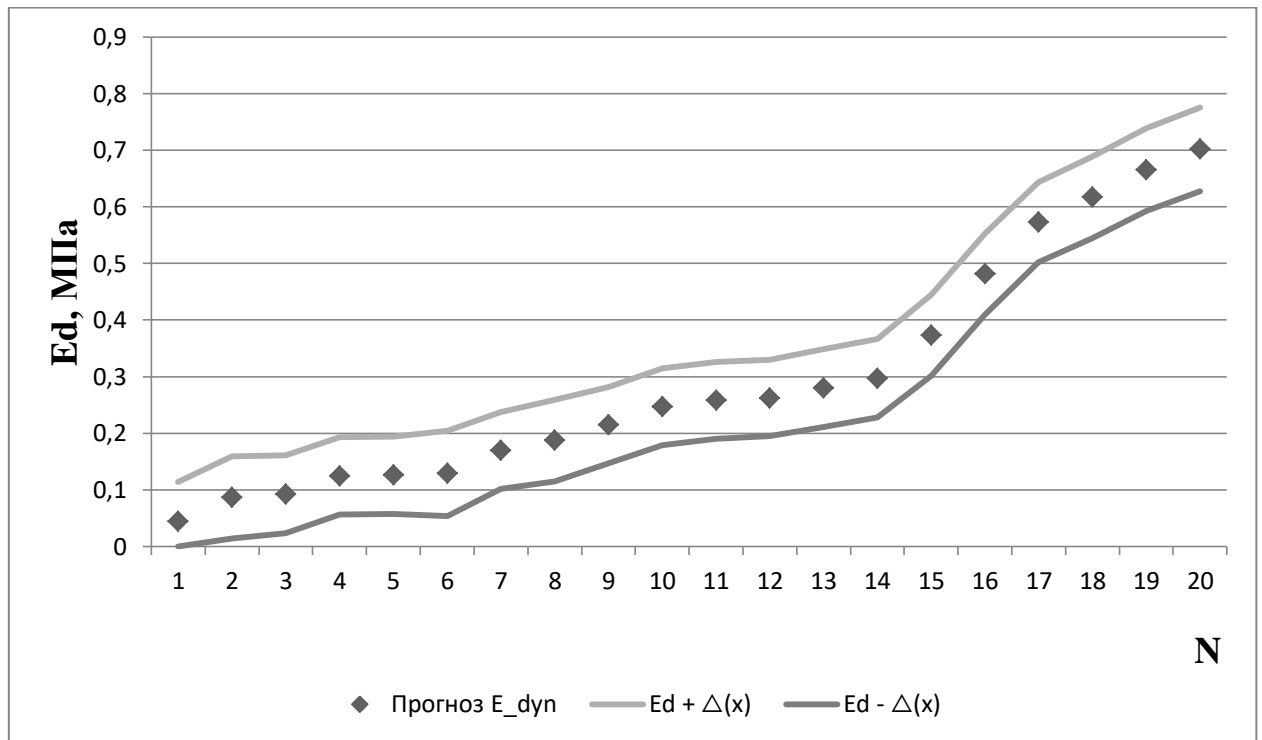


Рис. 3.19 Графік довірчих інтервалів регресії для контрольної групи

Для I експериментальної групи (Рис. 3.20).

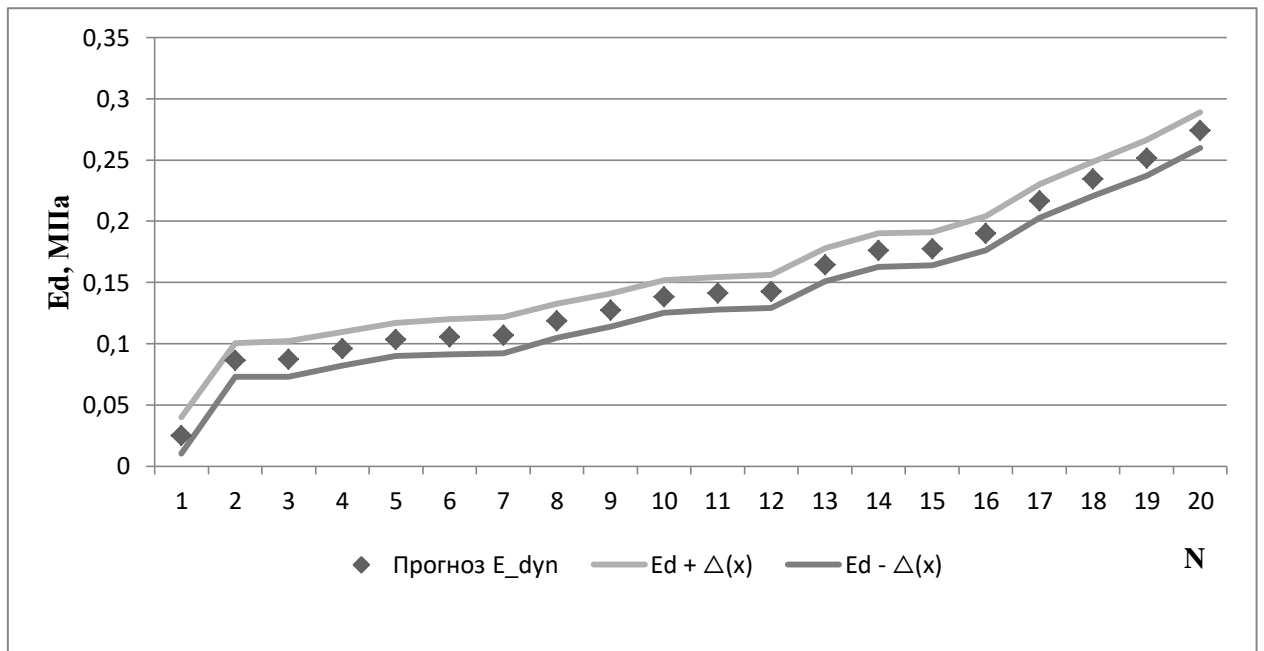


Рис. 3.20 Графік довірчих інтервалів регресії для I групи

Для II експериментальної групи (Рис. 3.21).

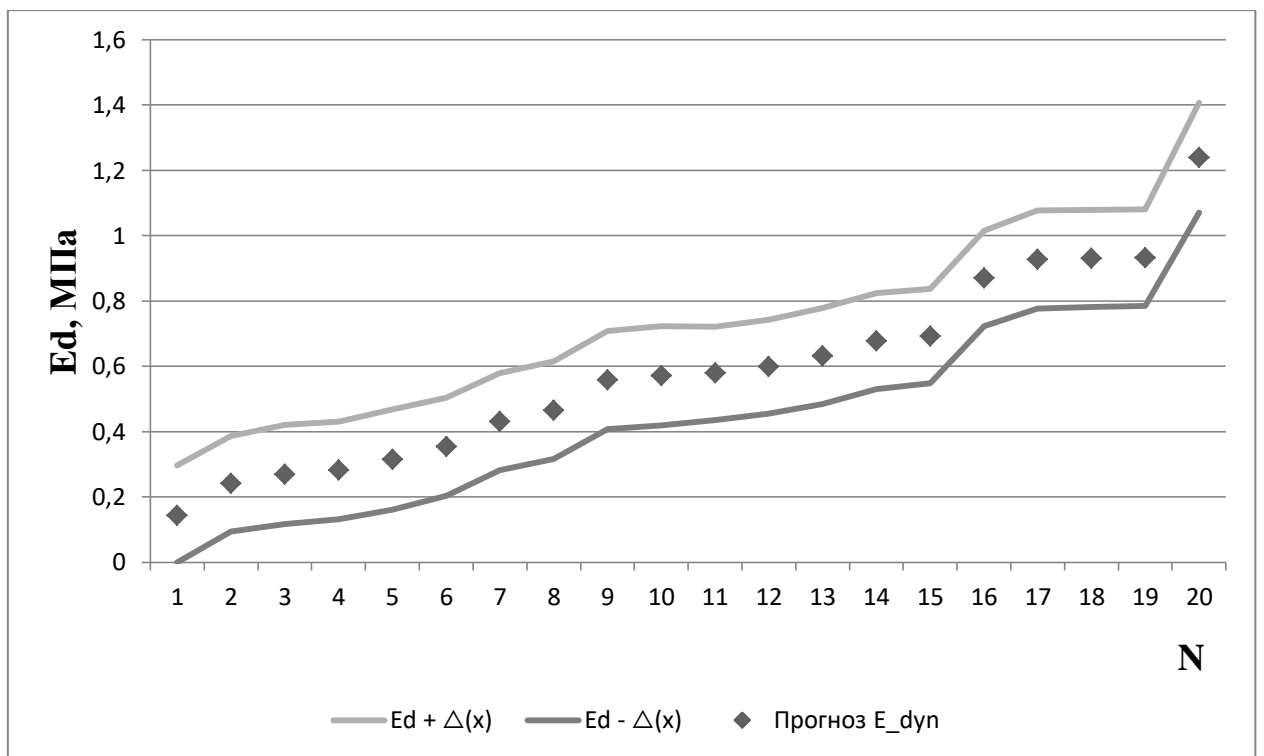


Рис. 3.21 Графік довірчих інтервалів регресії для II групи

Для III експериментальної групи (Рис. 3.22).

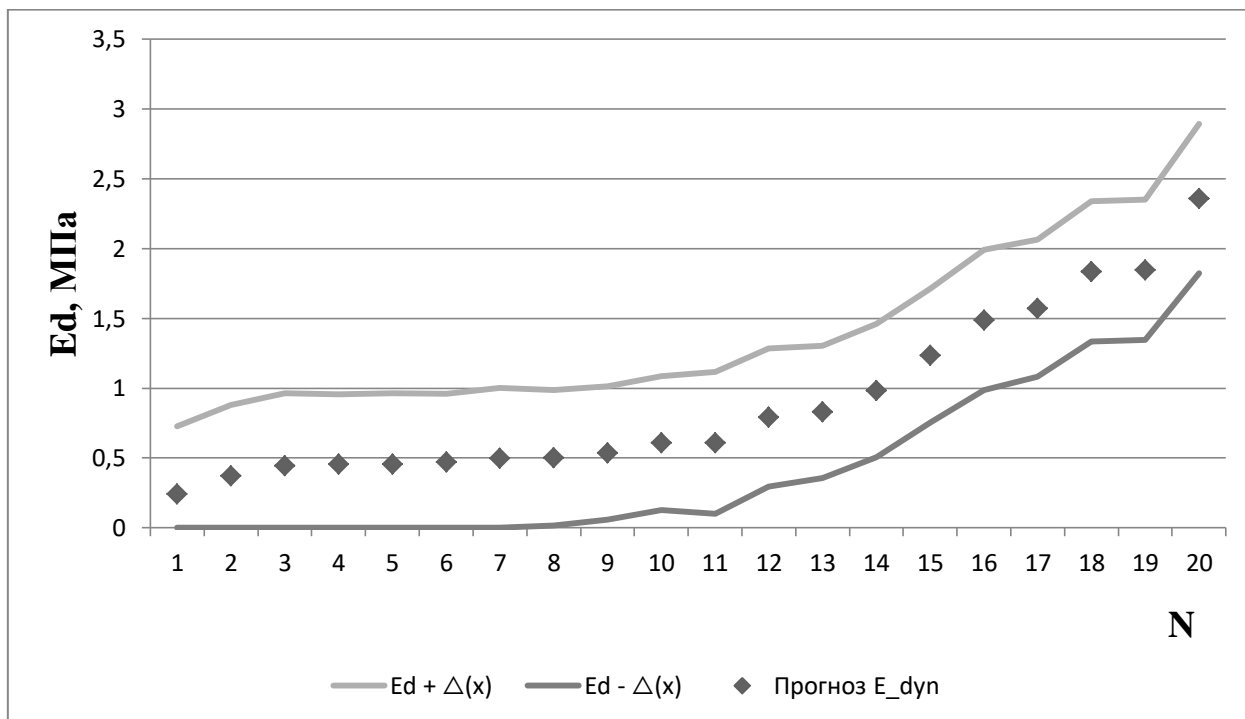


Рис. 3.22 Графік довірчих інтервалів регресії для III групи

Відносно інтервалів зображених на рисунках 3.19 - 3.22, з ймовірністю $P=0,95$ можна стверджувати, що вони містять фактичне значення залежної змінної Y_U , що відповідають одночасним спостереженням над пояснюючими змінними X_U , або в середньому 95% всіх можливих значень Y_U , що відповідають X_U , потраплять в наведені інтервали.

3.7 Оцінювання невизначеності вимірювання біомеханічних параметрів стопи

Невизначеність вимірювань – параметр пов’язаний із результатом вимірювання при певному дослідженні, який характеризує розкид значень, які на підставі інформації, що використовується можуть бути приписані величині, яка вимірюється. Результати вимірів ніколи не бувають точними, тобто абсолютно вільними від сумнівів. Тому невизначеність вимірювання є

часткою результату виміру і визначає його точність. Основними факторами, що впливають на точність вимірювання є: взаємодія об'єкта з засобом вимірювання, вплив зовнішніх чинників, методичний фактор (наближення, спрощення, невідповідність моделі), інструментальний, обчислювальний та інші. Результат вимірювання може мати незначну похибку, навіть якщо він має велику невизначеність [76].

За характером прояву невизначеності вимірювань поділяються на два типи: невизначеності за типом А і по типу В. При цьому пропонується два методи оцінювання невизначеностей А та В:

для невизначеності типу А - використання відомих статистичних оцінок, використовуючи результати вимірювання і опираючись, в основному, на нормальний закон розподілу отриманих величин;

для невизначеності типу В - використання апріорної нестатистичної інформації, опираючись, в основному, на рівномірний закон розподілу можливих значень величин в певних межах [76].

Оцінювання результату вимірювання та його невизначеності проводиться в наступній послідовності [77]:

- 1) складання модельного рівняння з вхідними та вихідними величинами;
- 2) визначення стандартних невизначеностей вхідних величин;
- 3) визначення вкладу невизначеності вхідних величин в невизначеність вимірюваної величини;
- 4) визначення сумарної стандартної невизначеності та розширеної невизначеності вимірюваної величини, при цьому стандартна невизначеність є числовою характеристикою, а розширена – інтервальною;
- 5) запис повного результату вимірювання;
- 6) складання бюджету невизначеності.

Значення вхідних величин знаходять шляхом одноразового або багаторазового вимірювання та оцінки з інших джерел. При проведенні багаторазових вимірювань x одержують n -ну кількість результатів спостережень та обраховують середнє арифметичне значення \bar{x} [76]:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n x_i \quad (3.20)$$

Стандартні невизначеності вхідних величин поділяються на невизначеності типу А (U_A) або типу В (U_B). Стандартну невизначеність типу А знаходять як наближену оцінку стандартного відхилення середнього арифметичного за формулою [76].

$$U_A(\bar{x}) = \sqrt{\frac{1}{n \cdot (n-1)} \cdot \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (3.21)$$

Оцінювання стандартної невизначеності типу А ґрунтується на статистичному розподілі ймовірності вибірки, типу В – на прийнятому законі розподілу ймовірності. [77]. Стандартна невизначеність типу В залежить від апріорної інформації та знаходиться на основі аналізу всіх доступних даних. Якщо вхідна величина з систематичною похибкою з межами $\pm x_i$ – то її невизначеність обчислюється за формулою $U_B = \pm x_i / \sqrt{\alpha_i}$, де α_i - коефіцієнт, що відповідає прийнятому закону розподілу. Для вимірювального приладу, який має клас точності, стандартну невизначеність розраховують за формулою [76]:

$$U_B = \frac{\Delta_{np}}{\sqrt{3}} \quad (3.22)$$

де Δ_{np} - границя основної допустимої (інструментальної) похибки, яка визначається за формулою:

$$\Delta_{np} = \pm \frac{K \cdot X_N}{100} \quad (3.23)$$

де K – один із восьми класів точності, що вказується на приладі; X_N – значення нормуючої величини [76]. З технічного паспорту вимірювальної системи маємо – клас точності приладу 0,05; нормуюча величина – 150 Н/см².

Для оцінювання зміни вихідної величини зі зміною оцінок вхідних величин розраховується коефіцієнт чутливості як часткова похідна для кожної вхідної величини $c_i = \frac{\partial F}{\partial x_i}$. Вклад невизначеності вхідних величин в невизначеність вимірюваної величини визначають як добуток стандартної невизначеності на коефіцієнт чутливості:

$$u_i(y) = |c_i| \cdot u(x_i) \quad (3.24)$$

Вплив основних параметрів на величину похибки результату вимірювання відповідного параметру можна оцінити проаналізувавши відповідні коефіцієнти чутливості, які є частковими похідними функції перетворення за відповідними параметрами [76]. При цьому коефіцієнти чутливості залежать від абсолютних величин відповідних параметрів, а ця залежність є нелінійною. Розраховані коефіцієнти чутливості для відповідних біомеханічних параметрів стопи, наведено у таблиці 3.10.

Таблиця 3.10 Значення коефіцієнтів чутливості

Модельне рівняння	Коефіцієнт чутливості	Результат обчислень			
Група дослідження		<i>K</i>	<i>I</i>	<i>II</i>	<i>III</i>
$Q_d = \frac{P_d \cdot v}{t_o}$	$\frac{\partial Q_d}{\partial t_o} = -\frac{P_d \cdot v}{t_o^2}$	-7,61	-6,984	-12,099	-6,695
	$\frac{\partial Q_d}{\partial P_d} = \frac{v}{t_o}$	1,315	1,193	1,818	0,934
	$\frac{\partial Q_d}{\partial P_d} = \frac{P_d}{t_o}$	8,712	8,231	11,054	8,768
$K_n = \frac{1,75 \cdot \Delta l_{st} - L - \Delta l_d}{2 \cdot \Delta l_{st} + L + 0,5 \cdot \Delta l_d}$	$\frac{\partial K_n}{\partial \Delta l_{st}} = \frac{1,75}{2 \cdot \Delta l_{st} + 0,5 \cdot \Delta l_d + L} - \frac{2 \cdot (1,75 \cdot \Delta l_{st} - \Delta l_d - L)}{(2 \cdot \Delta l_{st} + 0,5 \cdot \Delta l_d - L)^2}$	4,629	4,664	4,073	4,529
	$\frac{\partial K_n}{\partial \Delta l_d} = -\frac{0,5 \cdot (1,75 \cdot \Delta l_{st} - \Delta l_d - L)}{(2 \cdot \Delta l_{st} + 0,5 \cdot \Delta l_d + L)^2} - \frac{1}{(2 \cdot \Delta l_{st} + 0,5 \cdot \Delta l_d + L)}$	1,463	1,45	1,423	1,473
	$\frac{\partial K_n}{\partial L} = -\frac{1,75 \cdot \Delta l_{st} - \Delta l_d - L}{(2 \cdot \Delta l_{st} + 0,5 \cdot \Delta l_d + L)^2} - \frac{1}{(2 \cdot \Delta l_{st} + 0,5 \cdot \Delta l_d + L)}$	1,376	1,325	1,057	1,411
$E_{st} = \frac{Q_{st}}{\varepsilon_{st} \cdot S_{st}}$	$\frac{\partial E_{st}}{\partial Q_{st}} = \frac{1}{\varepsilon_{st} \cdot S_{st}}$	0,012	0,011	0,016	0,017
	$\frac{\partial E_{st}}{\partial \varepsilon_{st}} = -\frac{Q_{st}}{\varepsilon_{st}^2 \cdot S_{st}}$	-2,793	-2,558	-5,645	-9,865
	$\frac{\partial E_{st}}{\partial S_{st}} = -\frac{Q_{st}}{\varepsilon_{st} \cdot S_{st}^2}$	-6,354	-9,042	-8,414	-10,395
$E_d = \frac{Q_d}{\varepsilon_d \cdot S_d}$	$\frac{\partial E_d}{\partial Q_d} = \frac{1}{\varepsilon_d \cdot S_d}$	0,004	0,002	0,005	0,009
	$\frac{\partial E_d}{\partial \varepsilon_d} = -\frac{Q_d}{\varepsilon_d^2 \cdot S_d}$	-0,713	-0,302	-2,273	-6,546

	$\frac{\partial E_d}{\partial S_d} = -\frac{Q_d}{\varepsilon_d \cdot S_d^2}$	-4,242	-2,106	-7,54	-10,222
$K_r = \frac{K_{n1}}{K_{n0}} - 1$	$\frac{\partial K_r}{\partial K_{n1}} = \frac{1}{K_{n0}}$	-	1,282	0,562	0,893
	$\frac{\partial K_r}{\partial K_{n0}} = -\frac{K_{n1}}{K_{n0}^2}$	-	-1,693	-0,42	-0,789

Для опосередкованих вимірювань сумарна стандартна невизначеність типу А визначається за формулою:

$$U_{CA} = \sqrt{\sum_{i=1}^N \left(\frac{\partial F}{\partial x_i}\right)^2 \cdot U_A^2(x_i)} \quad (3.25)$$

Сумарна стандартна невизначеність типу В визначається за аналогічною формулою:

$$U_{CB} = \sqrt{\sum_{i=1}^N \left(\frac{\partial F}{\partial x_i}\right)^2 \cdot U_B^2(x_i)} \quad (3.26)$$

Сумарна стандартна невизначеність:

$$U_c = \sqrt{U_{CA}^2 + U_{CB}^2} \quad (3.27)$$

Розширена невизначеність визначається як добуток коефіцієнта охоплення k_p , де p – ймовірність охоплення, і сумарної стандартної невизначеності [76]:

$$U = k \cdot U_c \quad (3.28)$$

Оскільки маємо гауссівський закон розподілу приймаємо коефіцієнт охоплення $k=2$ (при $P \sim 0,95$), відповідно розширена невизначеність:

$$U = k \cdot U_c = 2 \cdot U_c \quad (3.29)$$

Результат вимірювання може бути записаний як: $X_i = \bar{X}_i \pm U$, $P \sim 0,95$ [76]. Результати розрахунків наведено в таблиці 3.11.

Таблиця 3.11 Результати дослідження біомеханічних параметрів стопи

Параметр	Контрольна	I група	II група	III група
Опорна сила статична, кН/м2	$3,21 \pm 0,04$	$4,28 \pm 0,05$	$3,43 \pm 0,04$	$4,58 \pm 0,05$
Опорна сила динамічна, кН/м2	$7,78 \pm 0,04$	$6,91 \pm 0,04$	$12,2 \pm 0,05$	$10,4 \pm 0,06$
Модуль пружності статичн., Па	$0,43 \pm 0,02$	$0,27 \pm 0,01$	$0,58 \pm 0,03$	$0,88 \pm 0,03$
Модуль пружності динам., Па	$0,37 \pm 0,02$	$0,15 \pm 0,01$	$0,68 \pm 0,03$	$1,12 \pm 0,02$
Коефіцієнт перенавантаження	$1,2 \pm 0,03$	$0,82 \pm 0,03$	$1,8 \pm 0,03$	$0,79 \pm 0,03$
Коефіцієнт розвантаження	-	$0,37 \pm 0,07$	$0,25 \pm 0,05$	$0,45 \pm 0,09$

Такий порядок оцінювання вимірювання відповідає міжнародним правилам оцінювання невизначеності.

3.8 Методика контролю ефекту розвантаження стопи в процесі ортезування

В сучасному ортезуванні, поява нових матеріалів зумовила поступове витіснення простих засобів (типу гіпсових пов'язок і шин) ортопедичними конструкціями нового типу – високотехнологічними ортезами. Останні дають можливість гнучкого підлаштування під конкретного пацієнта протягом всього періоду лікування, що дозволяє забезпечити кращу фіксацію і розвантаження проблемної при ортезуванні зони, зменшити терміни і поліпшити якість лікування. В загальному розумінні, ортез – це зовнішнє медичне пристосування, призначене для зміни структурних і функціональних характеристик нервово-м'язової та скелетної систем: розвантаження, фіксації, активізації і корекції функцій пошкодженого суглоба або кінцівки [79].

Однією з основних функцій ортезів є розвантаження сегментів опорно-рухового апарату людини. Повне навантаження кінцівки до настання консолидації може призвести до ускладнень і повторних пошкоджень проблемної ділянки, в той же час надмірне розвантаження стає причиною помітного ослаблення, атрофії кістково-м'язового апарату і подовження термінів реабілітації. Тому, очевидно, існує певне оптимальне значення розвантаження, при якому, з одного боку, знижена небезпека повторних ушкоджень, а з іншого - забезпечена можливість проведення динамічної корекції пошкодженого сегмента в функціонально правильному положенні, що сприяє відновленню локомоторної функції кінцівки та ранньої реабілітації в максимально комфортних умовах при різних локалізаціях та характерах пошкодження [80, 81, 82, 83]. Це визначає важливість і актуальність питання вивчення механізмів ефекту розвантаження стопи та можливостей його контролю, в процесі використання індивідуальних ортезів.

Ефект розвантаження при використанні ортеза пов'язаний з тим, що частина ваги тіла знімається з трубчастих кісток, переноситься на ортез і передається на опору через нього. В загальному сенсі, цей ефект полягає у зміні умов навантаження стопи, за рахунок збільшення/зменшення опорної

площі окремих зон (інтеграції навантаження), що спричинює перерозподіл опорного навантаження та викликає відповідні зміни пружних характеристик [83]. При цьому варто зауважити, що відповідно до математичних залежностей наведених в пункті 3.4, для кожної досліджуваної групи існують свої певні умови навантаження, які визначаються співвідношенням сил пружності та опори. Аналізуючи вище наведені узагальнену біомеханічну модель стопи та проведені експериментальні дослідження можна зробити висновок, що саме коефіцієнт перенавантаження визначає це співвідношення. Відповідно, використовуючи наведені математичні залежності можна дослідити область визначення функцій (наведених у вигляді рівняння регресії) відносно коефіцієнта перенавантаження стопи для кожної досліджуваної групи. Проаналізувавши області визначення даних функцій, можна знайти інтервали значень (найбільше та найменше значення функції в заданих точках), яких може набувати коефіцієнт перенавантаження в залежності від типу порушення функцій стопи. Результати даних міркувань зручно представити у вигляді наступного графіка (Рис. 3.23) [83].



Рис. 3.23 Інтервали значень коефіцієнта перенавантаження [83]

Відповідно, до наведених математичних моделей коефіцієнт перенавантаження, може набувати наступних значень:

I експериментальна група – 0,5..1;

контрольна група – 1..1,5;

II експериментальна група – 1,5..2,2.

Що стосується III експериментальної групи – глобальних екстремумів функції не виявлено, що може пояснюватись слабким впливом коефіцієнта

перенавантаження на умови опори, які визначаються іншими, додатковими факторами впливу, визначення яких потребує додаткових досліджень.

Для кількісної оцінки ступеня розвантаження стопи, з використанням ортезів, введемо коефіцієнт розвантаження [83].

$$K_r = \left| \frac{K_{ny}}{K_{no}} - 1 \right| \cdot 100\% \quad (3.30)$$

де $K_{ny/o}$ – значення коефіцієнта перенавантаження до та після використання індивідуальних устілок.

З метою оцінки ефективності розвантажувальної дії устілок, проведемо дослідження з залученням всіх експериментальних груп (І – ІІІ). Зважаючи на високу вартість виготовлення індивідуальних ортезів стопи, методом рандомізації вибрано по 5 людей з кожної експериментальної групи. Для кожного виготовлено по одній парі індивідуальних устілок з еластичного ЕВА матеріалу (щільністю 200 кг/см³, твердістю 55 Шор), які досліджуваний використовував кожного дня протягом 6 місяців. Час перебування в устілках, встановлювався індивідуально, відповідно до заданої лікарем схеми звикання, з метою не допускання травматизації суглобів та інших ланок ОРА.

Виготовлення індивідуальних ортезів повинно проводитися строго індивідуально, на основі поетапних статичних та динамічних досліджень біомеханічних параметрів стопи [83]. Критерієм коректності ортезів є нормалізація значень біомеханічних параметрів в процесі використання індивідуальних ортезів [80]. Індивідуальні ортези стопи виготовлялися з застосуванням технології виробництва CAD/CAM. 3D моделі ортезів створювалися за допомогою спеціалізованого програмного забезпечення (система моделювання ортезів Orthotech) (Рис. 3.24).

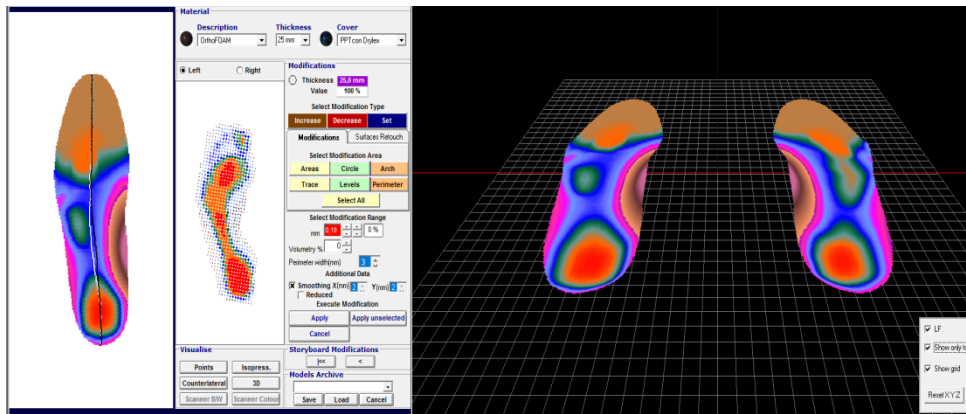


Рис. 3.24 Вікно спеціалізованого ПЗ для створення моделі ортезу

3D модель проектується на основі досліджень біомеханічних параметрів стопи [81]. Перевагою даної системи є можливість завантаження результатів подосканування стопи, за яким додатково контролюється розміщення необхідних коригуючих елементів з урахуванням особливостей анатомічної будови стопи (Рис. 3.25).

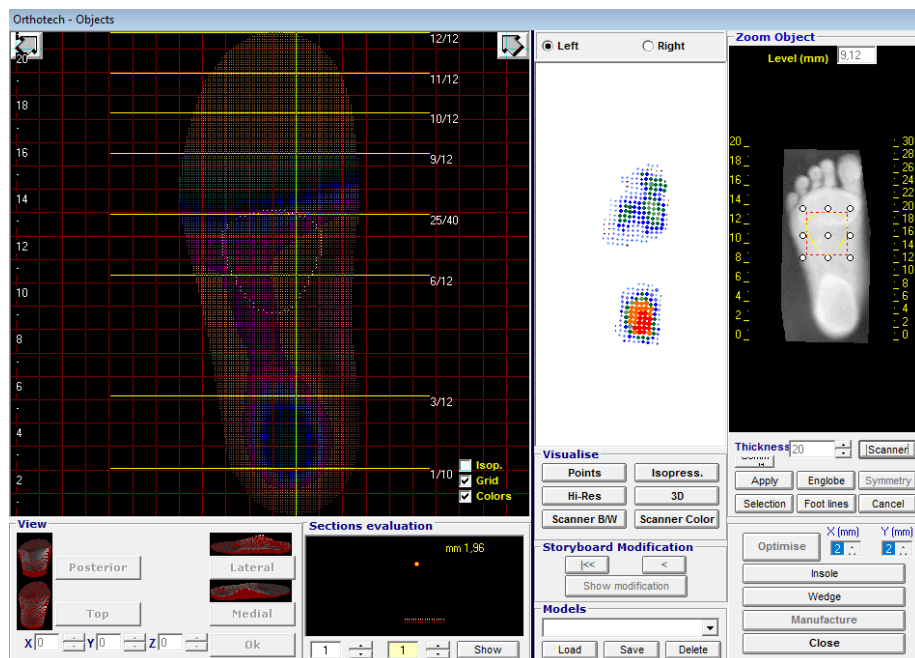


Рис. 3.25 Приклад встановлення метатарзальної подушки

Устілки виготовлялися на верстаті з числовим програмним управлінням, що не допускає втручання сторонніх чинників, в тому числі і помилок оператора.

Основні біомеханічні параметри зафіксовано до та після ортезування. Співставлення результатів наведено в таблиці 3.12.

Таблиця 3.12 Основні біомеханічні параметри стопи до та після ортезування

Параметр	До/після	I група (плоска стопа)	II група (порожниста)	III група (вкорочення кінцівки)
Опорна сила статична, кН/м ²	до ортезування	4,51 ± 0,2	2,98 ± 0,19	4,63 ± 0,29
	після	4,06 ± 0,1	3,42 ± 0,1	3,45 ± 0,15
Опорна сила динамічна, кН/м ²	до ортезування	6,7 ± 0,23	10,56 ± 0,26	8,15 ± 0,34
	після	8,09 ± 0,16	8,84 ± 0,31	6,83 ± 0,1
Модуль пружності статичний, Па	до ортезування	0,37 ± 0,05	0,52 ± 0,07	0,93 ± 0,09
	після	0,49 ± 0,04	0,48 ± 0,05	0,43 ± 0,06
Модуль пружності динамічний, Па	до ортезування	0,19 ± 0,06	0,67 ± 0,09	1,17 ± 0,05
	після	0,31 ± 0,07	0,35 ± 0,06	0,38 ± 0,08
Коефіцієнт перенавантаження	до ортезування	0,78 ± 0,12	1,78 ± 0,14	1,12 ± 0,12
	після	1,03 ± 0,2	1,33 ± 0,34	0,99 ± 0,15
Коефіцієнт розвантаження		0,37 ± 0,07	0,25 ± 0,05	0,45 ± 0,09

Як видно з таблиці, ефективність використання устілок становить від 25% до 45%, в залежності від досліджуваної групи. Також, варто зазначити, що значення основних біомеханічних параметрів стопи, після використання ортезів наближалися до нормальних значень, зафіксованих в контрольній групі.

З метою експериментальної перевірки наведених вище інтервалів значень, яких може набувати коефіцієнт перенавантаження, проаналізуємо варіацію його значень для кожної експериментальної групи, до та після використання ортезів. Результати наведено на рисунках 3.26 – 3.28.

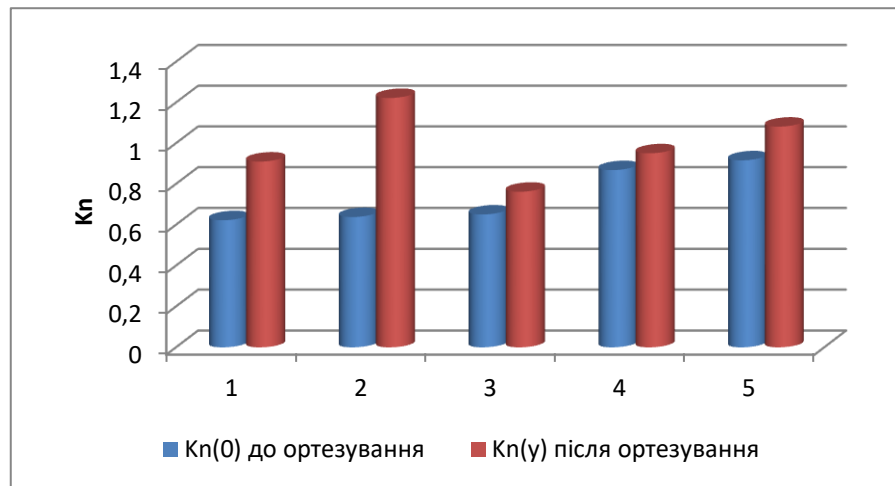


Рис. 3.26 Коефіцієнт перенавантаження в процесі ортезування (І група)

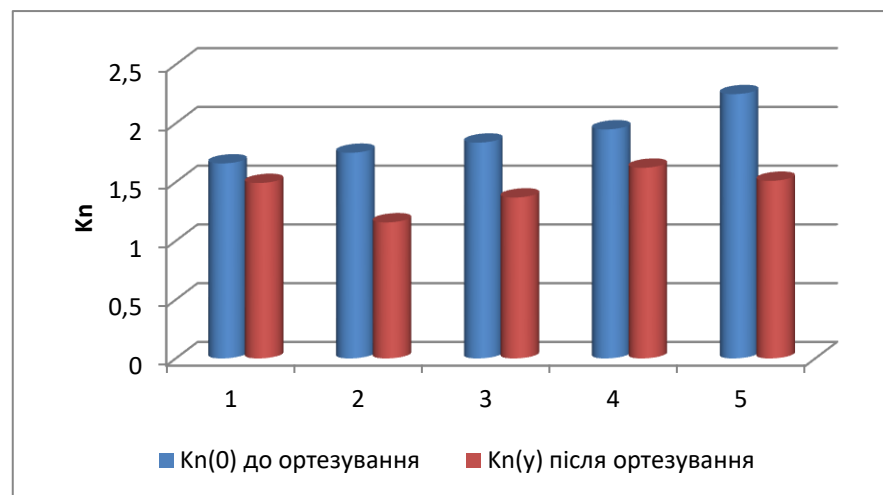


Рис. 3.27 Коефіцієнт перенавантаження в процесі ортезування (ІІ група)

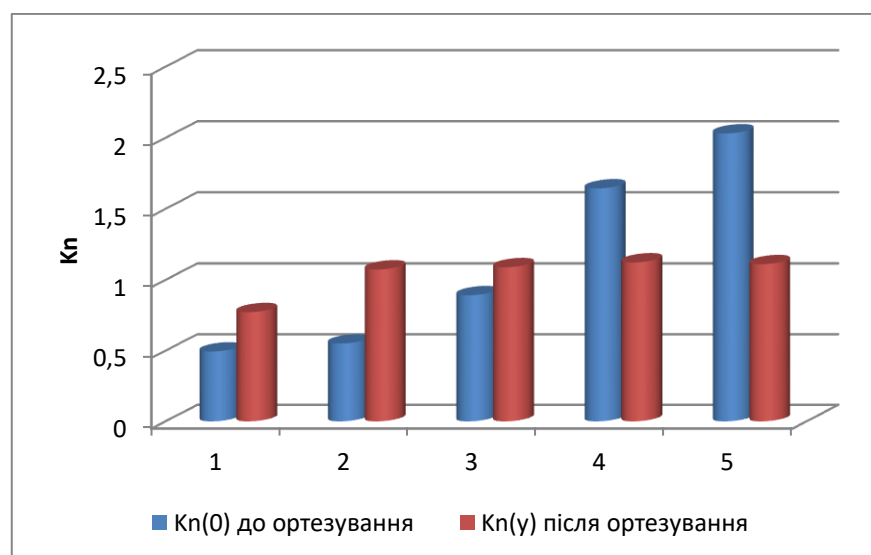


Рис. 3.28 Коефіцієнт перенавантаження в процесі ортезування (ІІІ група)

Як видно з наведених графіків, значення коефіцієнта перенавантаження до ортезування знаходиться в межах розрахованих вище інтервалів. Після використання устілок – значення коефіцієнту прямує до інтервалу нормальних значень (1..1,5). Відповідно, можемо зробити висновок, що розраховані, на основі математичних моделей, інтервали значень досить якісні та можуть використовуватися в подальших дослідженнях.

3.9 Перспективи застосування результатів дослідження

В даній роботі зроблена спроба комплексно оцінити опорну та ресорну функцію стопи, шляхом об'єднання методів та прийомів вітчизняної школи біомеханіки та європейської. У вітчизняній практиці, методи інструментального аналізу ходи, на жаль, ще не отримали широкого розповсюдження та впровадження в широку клінічну практику. Найчастіше оцінка біомеханічних функцій проводиться візуально і має велику частку суб'єктивізму. Однак, дослідниками проведено значну кількість досліджень та отримані достатньо цікаві результати (методики оцінки, схеми дослідження, тощо), що викликає значний науковий інтерес та використано в дисертаційному дослідженні. Європейська школа характеризується значним технологічним розвитком, застосовуються найсучасніші системи оцінки функцій стопи. Однак, в більшості випадків, проводиться лише якісна оцінка отриманих результатів, крім того не визначено параметрів, які здатні комплексно оцінити опорну та ресорну функції стопи. Також, значного поширення набуло питання ортезування стоп, однак його ефективність не достатньо визначена.

Наукову новизну даного дослідження становлять математичні залежності визначення опорно-ресорних властивостей стопи, а саме дослідження взаємозв'язку їх статичних і динамічних складових.

Практичну цінність даного дослідження складає, перш за все, розробка методики дослідження біомеханічних параметрів стопи та методику контролю ефекту розвантаження стопи, що оснований на оцінці критеріїв

пружних та опорних характеристик. Також новим практичним результатом є встановлення коефіцієнту перенавантаження, який визначає співвідношення сил пружності та опори, що забезпечує необхідне значення розвантаження та інтервалів значень, яких він може набувати в залежності від типу порушення функцій стопи.

Практичну реалізацію отриманих результатів, перш за все, можна застосовувати в розробці постуральних програмно-апаратних комплексів (зокрема, встановлені біомеханічні та функціональні залежності) [63]; в практичній діяльності протезно-ортопедичних підприємств (зокрема, оцінку ефективності ортезування) [80] та в наукових установах (в навчальних курсах, лабораторних практикумах, тощо). Зокрема, для наукової установи КПІ ім. Ігоря Сікорського (кафедра комп'ютерно-інтегровані технології виробництва приладів ПБФ) було розроблено протокол та відеоматеріал лабораторної роботи за темою «Біомеханіка стопи. Оцінка пружних характеристик стопи», де в ході виконання студентам пропонується ознайомитись з методикою оцінки пружних характеристик стопи [84]. Результати математичного моделювання та методика контролю ефекту розвантаження в процесі ортезування впровадженні в практичну діяльність ортопедичного підприємства ТОВ «ТД «Алком».

Таким чином, тематика та результати дослідження є актуальними та перспективними як в практичній діяльності так і в науковій.

Висновки до розділу

1. Проектування штучної стопи для ортезів та протезів неминуче пов'язане з вивченням біомеханічних параметрів стопи людини при ходьбі. Біомеханіка стопи завжди розглядається з точки зору її опорної та ресорної функції. Більшість дослідників сходяться на думці про те, що впливати на правильне формування склепіння стопи набагато ефективніше саме у дитячому віці. Тому дуже важливо своєчасно виявляти наявні відхилення деформацій стопи у дітей та вчасно визначати дієві засоби її корекції.

2. Проведено біомеханічний аналіз опорно-ресорних властивостей стопи, з використанням вимірювального стенду за запропонованим вдосконаленим методом з залученням 4 груп досліджуваних (середнього шкільного віку). Проведено статистичну обробку отриманих експериментальних даних та оцінені критерії опорного навантаження стопи. Проведено якісний аналіз отриманих результатів. Встановлено, що максимальний контакт за одиницю часу має передній відділ (фаза відштовхування) далі – задній відділ (фаза приземлення) і найменший – середній відділ стопи (фаза перекату). 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. Проаналізовано розподіл опорних динамічних реакцій по кожній зоні стопи, для контрольної та експериментальних груп досліджуваних. В кожній експериментальній групі зафіксовано зниження сили поштовху в порівнянні з контрольною, за рахунок неправильного перерозподілу навантаження.

3. 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 (в порівнянні 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 з збільшенням різниці в довжині, підвищується сумарне навантаження на опорну кінцівку. Зафіксоване зниження швидкості та темпу, збільшення тривалості періоду кроку та істотне зниження сили поштовху.

4. З метою оцінки значущості відмінностей між середніми значеннями показників опорних сил в нормі та в експериментальних групах проведено статистичний аналіз результатів дослідження з застосуванням методу дисперсійного аналізу даних. Встановлено, що фактор критеріїв опорної сили (статична та динамічна складова), 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 в повній мірі. Зроблено припущення про ймовірне існування додаткових факторів впливу.

5. Враховуючи розроблену узагальнену біомеханічну модель проведено дослідження пружних характеристик стопи. Встановлено, що статична та динамічна складова модуля пружності мають подібний закон розподілу в кожній розглянутій групі. З метою встановлення рівня взаємозв'язку між величинами, проведено кореляційний аналіз. Отримані коефіцієнти кореляції близькі одиниці, що вказує на високий рівень взаємозалежності складових модуля пружності в кожній досліджуваній групі.

6. Використовуючи t -критерій (Ст'юдента) було доведено (з довірчою ймовірністю $P=0,95$), що значення коефіцієнта перенавантаження статистично відрізняються між контрольною та кожною експериментальною групою. Зроблене припущення, що динамічна та статична складова модуля пружності відрізняються на певне значення коефіцієнту перенавантаження (для кожної експериментальної групи), при якому стопа не функціонує як пружно-еластична система (відхилення від норми).

7. З застосуванням методу множинного регресійного аналізу, розроблено математичні моделі визначення опорно-ресорних властивостей стопи, які пояснюють не встановлений раніше заємозв'язок опорної та ресорної функцій стопи, враховуючи їх статичні та динамічні компоненти. Запропоновані математичні залежності дозволяють автоматизувати розрахунки необхідних біомеханічних параметрів та разом з оцінкою

характеристик циклу кроку можуть успішно використовуватися для моніторингу стану стопи, встановлення діагнозу та ефективності різноманітних методів лікування. З використанням F -критерію Фішера здійснено перевірку адекватності отриманих математичних залежностей. Наведені результати оцінки адекватності отриманої моделі визначення динамічної складової модуля пружності, вказують на її адекватність для кожної групи досліджуваних з довірчою ймовірністю $P=0,95$. Визначено довірчі інтервали для прогнозованих значень математичних моделей. Розраховано невизначеності вимірювання основних біомеханічних параметрів стопи.

8. Встановлено, що коефіцієнт перенавантаження визначає співвідношення сил пружності та опори, які забезпечують необхідне значення розвантаження та виявлено інтервали значень, яких він може набувати в залежності від типу порушення функцій стопи.

9. Проведено експериментальні дослідження контролю ефекту розвантаження стопи в процесі ортезування. Оцінені графіки розподілу коефіцієнта перенавантаження до та після ортезування. Встановлено, що значення даного коефіцієнта до ортезування знаходиться в межах розрахованих інтервалів відповідно до типу порушення функцій стопи, після – прямує до інтервалу нормальних значень (1..1,5). Встановлена ефективність використання устілок від 25% до 45%, в залежності від типу функціонального порушення стопи. Значення основних біомеханічних параметрів стопи, в кожній експериментальній групі після ортезування, наближалися до нормальних значень, зафіксованих в контрольній групі.

10. Оцінені перспективи застосування результатів дослідження. Практичну реалізацію отриманих результатів, можна застосовувати в розробці постуральних програмно-апаратних комплексів; в практичній діяльності протезно-ортопедичних підприємств та в наукових установах.

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ ДО ДИСЕРТАЦІЙНОЇ РОБОТИ

В результаті виконання дисертаційного дослідження отримано нове вирішення актуальної науково-технічної задачі, що полягає у вдосконаленні бароподометричного методу визначення біомеханічних параметрів стопи людини, шляхом комбінованого оцінювання опорно-ресорних властивостей стопи та циклу кроку.

1. Проведений аналіз сучасного стану дослідження біомеханічних параметрів стопи показав, що існуючі методи не дозволяють повноцінно визначити розподіл навантаження по стопі протягом повного циклу кроку; не виявляють функціональних змін, що відбуваються при зміні навантаження в процесі перекату; також залишається невизначеним взаємозв'язок опорної та ресорної функцій у статиці та динаміці і їх вплив на параметри деформації стопи, а тому виникла актуальна потреба у подальшому вдосконаленні методів вимірювання біомеханічних параметрів стопи людини.

2. Аналіз біомеханічних параметрів стопи (включаючи статичні та динамічні складові) і циклу кроку показав, що в нормі опорний період кроку становить близько 64% від загального ЦК (при чому на фазу відштовхування припадає 45-51%, приземлення – 31-41% часу опори), а опорно-ресорні властивості залежать від коефіцієнта перенавантаження, що дозволило обґрунтувати критерії для оцінки опорної (враховуючи короткочасні ударні навантаження) та ресорної (з врахуванням статичного та динамічного модуля пружності) функцій стопи.

3. Розроблено нову біомеханічну модель комплексного оцінювання впливу різних видів навантажень на функціональний стан стопи та нову методику біомеханічного аналізу, що основана на оцінюванні критеріїв пружних та опорних характеристик і дозволила комплексно визначити опорно-ресорні параметри стопи за коефіцієнтом перенавантаження, а це дозволило визначити взаємозв'язок між статичними та динамічними біомеханічними параметрами стопи.

4. Вдосконалено бароподометричний метод визначення біомеханічних параметрів стопи, який на відміну від існуючих враховує взаємозв'язок опорної та ресорної функцій в статичному та динамічному положеннях і їх вплив на параметри деформації та розроблено його аналітичні засади, які полягають в комбінованому аналізі статичних та динамічних складових опорно-ресорних параметрів стопи з урахуванням короткочасних ударних навантажень; структури циклу кроку та контролю ефекту розвантаження стопи в процесі ортезування, що дозволило підвищити інформаційність вимірювання функціональних властивостей стопи, а це має важливе значення для діагностики, лікування та розробки індивідуальних рішень у галузі протезування та ортезування.

5. Експериментальні дослідження підтвердили важливість правильного розподілу навантаження під час ходи, зазначивши, що максимальний контакт з опорою відбувається під час фази відштовхування, а найменший - під час фази перекауту, що підкреслює необхідність урахування ударних навантажень у передній і задній областях стопи та розроблено математичні моделі, які пояснюють, не встановлений раніше, взаємозв'язок динамічного модуля пружності з коефіцієнтом перенавантаження та статичним модулем пружності, що дозволило ідентифікувати тип порушення функцій стопи. Оцінені невизначеності вимірювання біомеханічних параметрів стопи та визначені довірчі інтервали для прогнозованих значень математичних моделей показали високу точність отриманих результатів.

6. На основі встановлених математичних залежностей, розроблено методику контролю ефекту розвантаження стопи в процесі використання індивідуальних ортезів, яка на відміну від існуючих дозволяє кількісно оцінити ступінь розвантаження та вперше визначено інтервали значень коефіцієнта перенавантаження в залежності від типів порушення функцій стопи (в нормі його значення знаходиться в інтервалі 1-1,5).

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Jonely, H., Brismée, J., Sizer, P. Relationships between clinical measures of static foot posture and plantar pressure during static standing and walking. // *Clinical Biomechanics* (Bristol, Avon). – 2011. – №26.
2. The relationship between static and dynamic foot posture and running biomechanics: A systematic review and meta-analysis / K.Hollander, A. Zech, A. Rahlf, M. Orendurff. // *Gait & Posture*. – 2019. – №72. – С. 109–122.
3. Predicting Dynamic Foot Function From Static Foot Posture: Comparison Between Visual Assessment, Motion Analysis and a Commercially Available Depth Camera / K.Paterson, A. Mullins, R. Clark, A. Bryant. // *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. – 2015. – №45. – С. 1–34.
4. The relationship between foot posture and plantar pressure during walking in adults: A systematic review / A.Buldt, K. Landorf, J. Allan, H. Menz. // *Gait & Posture*. – 2018. – №62.
5. Static and dynamic plantar pressure distribution in amateur marathon runners / A.Hawrylak, A. Demidaś, K. Barczyk, P. Matner. // *The Journal of sports medicine and physical fitness*. – 2018. – №59.
6. Шевченко А.А., Губарик В.П., Григорук О.В. Використання стабілометрії в діагностиці та контролі динаміки опорно-рухового апарату // *Медична інформатика та інженерія*. – 2019. – Т. 1, № 45. – С. 57-63.
7. Андреева, Р. Біомеханіка і основи метрології: [монографія]. – Херсон, 2015. – 226 с.
8. Безрукова Л.О., Стригунова О.М., Іванов В.О. Аналіз методів діагностики рухової патології з використанням інструментальних засобів. *Здоров'я та фізична культура*. – 2020. – №2. – С. 56-63.
9. Дорошенко Е.Ю., Гуреева А.М., Черненко О.Є. Апаратурні комплекси та вимірювальні системи біомеханіки // *Біомеханіка і клінічна кінезіологія* / Дорошенко Е.Ю., Гуреева А.М., Черненко О.Є.. – Запоріжжя, 2019. – 21 с.

10. Лісовська Т. В. Особливості біомеханічного аналізу походки у дітей з різним рівнем фізичної активності. Фізичне виховання, спорт і культура здоров'я нації. – 2008. – №1. – С. 79-82. (18)
11. Богданович Р.С., Сидорова Н.Г., Жуковская В.В. Дослідження біомеханічних характеристик стопи при плоско-вальгусній деформації за допомогою динамічної педобарографії. Вісник фізіотерапії. – 2020. – №22. – С. 14-18.
12. Research Methods in Biomechanics. / D.Gordon, E. Robertson, G. Caldwell, J. Hamill. // Journal of Sports Science & Medicine. – 2014. – №1.
13. Kennedy, Paul M, and J Timothy Inglis. Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole // The Journal of physiology. – 2002. – № 538. – С. 995-1002. doi:10.1113/jphysiol.2001.013087
14. Johnson R.W., et al. Biomechanical Analysis of Lower Limb Pathology in Gait Disorders. Journal of Biomechanics Research. – 2022. – №10. – С. 123-138.(24)
15. Випасняк І.П., Юрчишин Ю.Ю. Основи біомеханіки руху: навчальний посібник / укл. А. В. Гакман. Чернівці : Чернівецький нац. ун-т, 2019. – 144 с.
16. Kashuba V. and Sergienko K. Technology of the biomechanical control of a condition of the human foot support-spring function, in Proc. I Int. Sci. Pract. Conf. Biomechanics of Human Foot, Grodno, Republic of Belarus, July 18 — 19, 2008, С. 32 — 34. (26)
17. Queen, R. M., Abbey, A. N., Wiegerinck, J. I., Yoder, J. C., & Denegar, C. R. Plantar loading during cutting while wearing a lateral wedge insole. Medical science in sports and exercise. – 2007. – №39. – С. 818-824.
18. Richards C. The evolution of human bipedalism: ecology and functional morphology. Journal of Anatomy. – 2011. – №218. – С. 144–176.
19. Static posturography with dynamic tests. Usefulness of Biomechanical Parameters in Assessing Vestibular Patients / R.García, J.

Bertomeu, S. Corresa, M. Suárez-Varela. // *Acta Otorrinolaringológica Española*. – 2012. – №63. – С. 332–338.

20. Осередок І. В., Мошкова І. А. Оцінка біомеханічних характеристик опорно-рухової системи людини за допомогою аналізу статичного та динамічного відбитку стопи. *Науковий вісник Національного університету біоресурсів і природокористування України. Серія: Технічні науки*. – 2020. – №256. – С. 41-48.

21. Цюкура О. О., Леган О. В., Танцюра О. В. Біомеханічні основи оцінки стану опорно-рухової системи людини за допомогою аналізу динамічних відбитків стопи. *Вісник Львівського національного університету імені Івана Франка. Серія фізична*. – 2021. – №60. – С. 103-108.

22. Кириченко О. Є., Морозова Г. В., Кучер А. В. Аналіз біомеханічних параметрів опорно-рухової системи людини за допомогою статичних відбитків стопи. *Науковий вісник Херсонського державного університету. Серія: Біологічні науки*. – 2019. – №2. – С. 67-70.

23. Zago M. Editorial: Machine Learning Approaches to Human Movement Analysis / M. Zago, A. Kleiner, P. Federolf. // *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. – 2021. – №8.

24. Phinyomark A. EMG Pattern Recognition in the Era of Big Data and Deep Learning / A. Phinyomark, E. Scheme. // *Institute of Biomedical Engineering, University of New Brunswick*. – 2018. – №2.

25. Коваленко О.В., Школьник А.В., Іваненко А.В. Використання педобарографії у діагностиці та корекції деформацій стопи. *Ортопедія, травматологія та протезування*. – 2018. – №1. – С. 38-42.

26. Deleu P.A., Naaim A., Leemrijse T., et al. Impact of foot modeling on the quantification of the effect of total ankle replacement: A pilot study // *Gait Posture*. – 2020. – №84. – С. 308–314. DOI:10.1016/j.gaitpost.2020.12.027

27. Brown L., et al. Functional Assessment of Foot Biomechanics in Clinical Practice: A Systematic Review. *Journal of Foot and Ankle Research*. – 2018. – №11.

28. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф. Цифрова біометрична система дослідження патологічних станів стопи // Актуальні проблеми автоматики та приладобудування: матеріали I Міжнарод. наук.-техн. конф. (Харків, 07-08 грудня 2017 р.). Харків: ФОП Мезіна В. – 2017. – С. 89-90.

29. 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.

30. Біомеханіка фізичних вправ: Навчально-методичний посібник /О.С. Козубенко, Ю.В. Тупєєв. – Миколаїв : МНУ імені В.О. Сухомлинського, 2015. – 215 с.

31. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф. Біофізичні методи дослідження нижніх кінцівок // Матеріали 13-ї Міжнарод. наук.-техн. конф. молодих вчених та студентів «Нові напрямки розвитку приладобудування», 15–17 квітня 2020 р. БНТУ. – Мінськ: БНТУ, 2020. – С. 38-39.

32. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф. Біофізичний метод дослідження стопи. Реовазографія // XIII Науково-практична конференція студентів, аспірантів та молодих вчених «Погляд у майбутнє приладобудування», 13-14 травня 2020 р., м. Київ, Україна: збірник праць конференції. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2020. – С. 240-243.

33. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф., Чухраєв М.В., Паньков С.Б., Терещенко К.М., Тарасюк І.Є., Яковенко І.О. Спосіб виміру і оцінки фізіологічного стану біологічних тканин // Патент України на КМ №123609 опубл. в бюл. № 4, 26.02.2018.

34. Терещенко М. Ф., Цапенко В. В., Чухраєв М. В. Дослідження електропровідності біологічних тканин // Вісник НТУУ «КПІ» серія Приладобудування. – 2017. – №53. – С. 87–94.

35. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф., Чухраєв М.В. Спосіб виміру електропровідності біологічних тканин // Патент України на КМ №117101 опубл. в бюл. №11, 12.06.2017.

36. Ортопедична профілактика та лікування ускладнень синдрому діабетичної стопи [Текст] : дис. канд. мед. наук: 14.01.21 / Якімов Дмитро Юрійович ; АМН України, Ін-т травматології та ортопедії. – К., 2007. – 134 с.
37. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф. Комплексний метод дослідження біомеханічних параметрів стопи людини // Приладобудування — 2018: матеріали 11 Міжнарод. наук.-техн. конфер. (Мінськ, 14-16 листопада 2018 р.). Мінськ: БНТУ. – 2018. – С. 193-195.
38. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф. Метод дослідження біомеханічних параметрів стопи людини // Вчені записки Таврійського національного університету імені В. І. Вернадського. – 2018. – №5. – С. 51–60.
39. Горбатюк О.П., Швець М.М., Мартиненко О.В. Застосування біомеханічних методів у вивченні і корекції патології опорно-рухової системи. Медичний журнал. – 2016. – №2. – С. 74-79.
40. Johnson R., et al. Biomechanical Approaches to Assessing and Correcting Musculoskeletal Pathology. Journal of Biomechanics. – 2017. – №50. – С. 123-130.
41. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф. Бароподометричний метод дослідження біомеханіки стопи // XVI Всеукраїнська науково-практична конференція студентів, аспірантів та молодих вчених «Ефективність та автоматизація інженерних рішень у приладобудуванні», 08-09 грудня 2020 р., м. Київ, Україна: збірник праць конференції. – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2020. – С. 341–344.
42. Архипов О. А. Біомеханічний аналіз статокінезіограм для оцінки факторів стійкості у студентів до і після рухових навантажень / О. А. Архипов // Вісник Чернігівського національного педагогічного університету. Серія : Педагогічні науки. Фізичне виховання та спорт. - 2016. - Вип. 139(1). - С. 211-221.
43. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф. Комплексний метод дослідження біомеханічних параметрів стопи людини // XII Всеукраїнська науково-

практична конференція студентів, аспірантів та молодих вчених «Погляд у майбутнє приладобудування», 15-16 травня 2019 р., м. Київ, Україна: збірник праць / КПП ім. Ігоря Сікорського, ПБФ. – Київ : КПП ім. Ігоря Сікорського, 2019. – С. 333–336.

44. Galasso P., Schiffer R., Cuccia A. M. Biomedica posturale e biometria digitalizzata a cura dell'equipe di biomedica posturale / Piero Galasso, Riccardo Schiffer, Antonino Marco Cuccia, Raffaele Gimiglia№ – Rome: Diasu, 2006. – 532 с.

45. Dotsenko V. and Titarenko N. Objective tool criteria assessment of the efficiency of the functional programmable electric imasances in walk in patients with orthopedic-neurological pathology // Journal «Modern Medicine». – 2019. – № 1 – С. 129-132.

46. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф. Плантаоскоп для дослідження просторових параметрів стопи // Патент України на КМ №131429 опубл. в бюл. № 1, 10.01.2019.

47. Fleiss, Joseph. The Design and Analysis of Clinical Experiments. NewYork: Jonh Wiley & Sons. – 2011.

48. Peña-Bolívar, C. F., Hernández-Contreras, E. H., Gutiérrez-Vargas, R., & Vásquez-Garibay, E. M. Analysis of plantar pressure distribution in obese individuals: A systematic review. Journal of the American Podiatric Medical Association. . – 2020. – №110. – С. 75-84.

49. Vaughan C. et al. Dynamics of Human Gait, 2nd ed. Cape Town, South Africa: Kiboho Publishers. – 1999. – 145 с.

50. Besser M.P., Kmiecjak K., Schwartz L., Snyderman M., Wasko J. & Selby-Silverstein L. Reliability of temporal spatial gait parameters means in adults without imparment. Annual Meeting of the Gait and Clinical Movement Analysis // Society Dallas, Texas. Gait & Posture. – 1999. – С. 9-14.

51. Qian Z. et al. A dynamic finite element analysis of human foot complex in the sagittal plane during level walking // Plos one. – 2013. – № 8 – С. 1-10. DOI:10.1371/journal.pone.0079424

52. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф., Тимчик Г.С. Моделі оцінювання біомеханічних параметрів нижніх кінцівок у дітей // KPI Science News. – 2019. – №1. – С. 67–75.
53. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф. Аналіз впливу різниці довжини нижніх кінцівок на біомеханічні параметри ходи // Вісник НТУУ «КПІ» серія Приладобудування: збірник наукових праць. – 2019. – №57. – С. 102-107.
54. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф. Метод комплексної діагностики вальгусної деформації стопи // XVIII Міжнародна науково-технічна конференція «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів»: матеріали конференції. – Кременчук: КрНУ, 2019. – С.89-90.
55. Krumka K. 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, 2014. – С. 1-22.
56. Tsapenko V., Tereshchenko M., Tymchik G., Matvienko S. and Shevchenko V. Analysis of Dynamic Load on Human Foot // 2020 IEEE 40th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO) – Kyiv, Ukraine. – 22-24 April, 2020. – С. 400-404.
57. Neumann, D. A., Kelly, E. R., Kiefer, C. L., Martens, K., and Grosz, C. M. Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundations for rehabilitation. St. Louis, MO: Elsevier. – 2016. – 784 с.
58. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф. Спосіб комплексної діагностики вальгусної деформації стопи // Патент України на КМ №133980 опубл. в бюл. № 8, 25.04.2019.
59. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф. Особливості розподілення підошовного тиску при плоско-вальгусній деформації стопи // Актуальні проблеми автоматики та приладобудування: матеріали II Міжнарод. наук.-техн. конф. (Харків, 06-07 грудня 2018 р.). Харків: ФОП Панов А.М., 2018. – С. 103-104.

60. Zhang, S., Zhao, Y., Shen, Y., & Wang, Y. Numerical analysis on biomechanical behavior of the foot with flat arch during walking. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. – 2019. – №22. – С. 147-157.
61. Tsapenko V., Tereshchenko M., Shevchenko V., Ivanenko R. Methodology for Calculating Shock Loads on the Human Foot // *Advances in Science, Technology and Engineering Systems Journal*. – 2021. – №2. – С. 58-64. DOI:10.25046/AJ060208
62. Taha Z. et al. A finite element analysis of a human foot model to simulate neutral standing on ground // 11th conference of the International Sports Engineering Association, ISEA. – 2016. – С. 240-245. DOI:10.1016/j.proeng.2016.06.240
63. Цапенко В. В., Терещенко М. Ф. Комплексна біомеханічна модель стопи // XXI Міжнародна науково-технічна конференція “Приладобудування: стан і перспективи”, 17 – 18 травня 2022 р., Київ, Україна: збірник матеріалів конференції. – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2022. – С. 163–166.
64. Дем’ян Ю.Ю. Гнучка плоска стопа та її ортопедичне лікування у дітей з гіпермобільністю суглобів: дис. канд. мед. наук: 14.01.21. – Київ, 2019. – 129 с.
65. Holowka NB, Lieberman DE. Rethinking the evolution of the human foot: insights from experimental research // *J Exp Biol*, Sep 6, 2018. – С. 17-18. DOI: 10.1242/jeb.174425.
66. Farris D. J., Kelly L. A., Cresswell A. G., and Lichtwark G. A. The functional importance of human foot muscles for bipedal locomotion // *Proceedings of the National Academy of Sciences*. – 2019. – № 116 – С. 1645-1650. DOI:10.1073/pnas.1812820116
67. Takahashi, K. Z., Gross, M. T., Werkhoven, H. V., Piazza, S. J., and Sawicki, G. S. Adding stiffness to the foot modulates soleus force-velocity

behaviour during human walking // Scientific Reports. – 2016. – №1.
DOI:10.1038/srep29870

68. Venkadesan M., Yawar A., Eng C. M., Dias M. A. Stiffness of the human foot and evolution of the transverse arch // Nature. – 2020. – №579. – С. 97–100. DOI: 10.1038/s41586-020-2053-y

69. Perepelkin A. I., Mandrikov V. B., Krayushkin A. I. Individual and typological characteristics of the human foot in the age aspect // Raleigh, North Carolina, USA: Lulu Press, Inc, 2015. – 140 с.

70. Максименко О.В., Школьник А.В., Іваненко А.В. Особливості біомеханічних параметрів походки у підлітків залежно від рівня спортивної активності // Молода спортивна наука України: збірник наукових праць. – 2019. – № 23. – С. 180-186.

71. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф. Критерії опорних характеристик стопи людини // Вісник Київського політехнічного інституту. Серія Приладобудування. – 2022. – №63. – С. 89-99.

72. Yan S., Li H., Smith A. W. Influence of heel height and heel shape on plantar pressure distribution and comfort perception during walking. Applied Ergonomics. – 2019. – №78. – С. 202-209.

73. Цапенко В. В., Терещенко М. Ф. Біомеханічні параметри стопи // XV Всеукраїнська науково-практична конференція студентів, аспірантів та молодих вчених «Ефективність інженерних рішень у приладобудуванні», 10-11 грудня 2019 року, м. Київ, Україна: збірник праць конференції / КПІ ім. Ігоря Сікорського, ПБФ, ФММ. – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського; Центр учбової літератури, 2019. – С. 410–413.

74. Володарський Є. Т., Кошева Л. О. Статистична обробка даних [Текст]: навч. посіб. для студ. вищ. навч. закл. / Є. Т. Володарський, Л. О. Кошева. – К. : Кн. вид-во НАУ, 2008. – 307 с. ISBN 978-966-598-406-1

75. Вислоух С.П., Барандич К.С., Волошко О.В. Біометрія: Методичні вказівки до виконання комп'ютерного практикуму з дисципліни «Біометрія» для студентів спеціальності 152 «Метрологія та інформаційно-

вимірювальна техніка» усіх форм навчання [Електронне видання] / Уклад.: С.П. Вислоух, К.С. Барандич, Волошко О.В.. – К.: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2017. – 106 с.

76. О. М. Васілевський, В. Ю. Кучерук і Є. Т. Володарський. Основи теорії невизначеності вимірювань, Вінниця : ВНТУ, 2015.

77. М. Дорожовець, Опрацювання результатів вимірювань: Навч. посібник. Львів: Видавництво Національного університету "Львівська політехніка", 2007.

78. Гасюк І.М., Кайкан Л.С. Статистичні методи обробки результатів фізичного експерименту: курс лекцій: [навчальний посібник] / Івано-Франківськ: Видавництво Прикарпатського національного університету імені Василя Стефаника, 2011.- 159 с.

79. Tsegaw, Gashaw. The role of biomechanical applications in musculoskeletal and neurological rehabilitation: Review article. Abhinav National Monthly Refereed Journal of Research in Science & Technology. – 2014. – № 3. – С. 18-23.

80. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф., Іваненко Р.О. Біомеханічний метод оцінки ефективності використання індивідуальних ортезів стопи // ТНУ ім. В.І. Вернадського. – 2021. – Том 32 (71) № 2. – С. 47-59.

81. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф. Кількісні показники біомеханічних параметрів стопи // Інтегровані інтелектуальні робототехнічні комплекси (ІРТК-2019): матеріали 12 Міжнарод. наук.-практ. конф. (Київ, 21-22 травня 2019р.). Київ: НАУ, 2019. – С. 120-122.

82. Цапенко В.В., Терещенко М.Ф. Методика оцінки біомеханічних параметрів стопи // Матеріали 13-ї Міжнарод. наук.-техн. конф. «Приладобудування - 2020», 18–20 листопада 2020 р. БНТУ. – Мінськ: БНТУ, 2020. – С. 167-169.

83. Цапенко В. В., Терещенко М. Ф. Оцінка ефективності використання індивідуальних ортезів стопи // XX Міжнародна науково-технічна конференція “Приладобудування: стан і перспективи”, 18 – 19

травня 2021 р., Київ, Україна : збірник матеріалів конференції. – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2021. – С. 115–117.

84. Терещенко М. Ф., Тимчик Г. С., Яковенко І. О. Біофізика: практикум. Київ, Україна: КПІ ім. Ігоря Сікорського, Політехніка, 2019. – 288 с. ISBN: 978-966-622-952-9

Додаток А. Облікова картка НДДКР

Облікова картка НДДКР

Державний обліковий номер: 0221U105205

Державний реєстраційний номер: 0118U004676

Відкрита

Дата реєстрації: 14-06-2021



1. Етапи виконання

Номер етапу: 1

Назва етапу: Комплексна біометрична система вимірювання та контролю біомеханічних параметрів стопи

Початок етапу: 04-2018

Закінчення етапу: 04-2021

Вид звітнього документа: Остаточний звіт

2. Виконавець

Назва організації: Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського"

Код ЄДРПОУ/ПН: 02070921

Підпорядкованість: Міністерство освіти і науки України

Адреса: проспект Перемоги, буд. 37, м. Київ, 03056, Україна

Телефон: 380442367989

Телефон: 380442044862

E-mail: mail@kpi.ua

WWW: <https://kpi.ua/>

3. Власник результатів НДДКР (продукції)

Назва організації: Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського"

Код ЄДРПОУ/ПН: 02070921

Адреса: проспект Перемоги, буд. 37, м. Київ, 03056, Україна

Підпорядкованість: Міністерство освіти і науки України

Телефон: 380442367989

Телефон: 380442044862

E-mail: mail@kpi.ua

WWW: <https://kpi.ua/>

4. Джерела та напрями фінансування

Підстава для проведення робіт: 43 - власна ініціатива (якщо робота виконується з власної ініціативи за кошти виконавця НДР або безкоштовно)

КПКВК:

Напрямок фінансування: 2.2 - прикладні дослідження і розробки

Джерела фінансування

Джерело фінансування: 7706 - безплатно (договір про науково-технічне співробітництво, тощо)

Фактичний обсяг фінансування за звітний етап: 0.000 тис. грн.

5. Науково-технічна робота

Назва роботи (укр)

Комплексна біометрична система вимірювання та контролю біомеханічних параметрів стопи

Назва роботи (англ)

Integrated biometric system for measuring and controlling foot biomechanical parameters

Реферат (укр)

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. 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). 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. 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. В динаміці, порівнюючи з статикою, де в положенні стоячи на кожен кінецьк приходится близько 50% маси тіла людини, - ця складова збільшується в середньому в 4 рази. Аналіз літературних джерел вказує на недостатню кількість комплексних досліджень, які характеризують стан, розвиток і підготованість сегментів опорно-рухового апарату, зокрема стопи, до різноманітних навантажень різних інтенсивностей, з метою встановлення границь динаміки змін склепін стопи, як компенсаторно-приспосувальних. Дослідження розподілу навантаження по стопі протягом повного циклу кроку в динаміці, вивчене не в повній мірі. Відомі способи не дозволяють діагностувати функціональні зміни стопи, що відбуваються при зміні навантаження, а також визначати індивідуальні фізіологічні особливості нижніх кінцівок. У зв'язку з цим морфофункціональна діагностика стану стоп є істотним елементом профілактики ряду порушень опорно-рухового апарату, а прикладний аспект аналізу локомоцій людини, в сучасній біомедичній інженерії, є дуже актуальним та перспективним.

Реферат (англ)

In medical instrument making, the applied aspect of human locomotion analysis is very relevant. Today, the most informative methods of movement analysis are podocontourmetry (analysis of the morphological structure of the foot), stabilometry (quantitative assessment of motor abilities) and baropodometry (assessment of foot functions in dynamic and static positions). The information obtained with the help of specialized equipment can be used at all stages of the treatment process - from diagnosis of the disease with the detection of the leading pathological link to assess the correctness of treatment, study of expected and long-term rehabilitation results, etc. Known methods of diagnosis and correction of the feet combine the fact that they take into account only static and kinetostatic deformations, in a sitting-standing position, stepping from foot to foot. In the dynamics, compared with statics, where in the standing position on each limb accounts for about 50% of human body weight - this component increases by an average of 4 times. Analysis of the literature indicates a lack of comprehensive studies that characterize the condition, development and readiness of segments of the musculoskeletal system, including the foot, to various loads of different intensities, in order to establish the dynamics of changes in the arches of the foot as compensatory and adaptive. The study of the distribution of load on the foot during the full cycle of the step in the dynamics, not fully studied. Known methods do not allow to diagnose functional changes in the foot that occur when the load changes, as well as to determine the individual physiological characteristics of the lower extremities. In this regard, morphofunctional diagnosis of the

foot is an essential element in the prevention of a number of disorders of the musculoskeletal system, and the applied aspect of the analysis of human locomotion, in modern biomedical engineering, is very relevant and promising.

Індекс УДК: 617.3; 616-089.23; 616-001; 615.477.2; 616-089.28/.29, 617.3

Коди тематичних рубрик НТІ: 76.29.41

6. Науково-технічна продукція (НТП)

НТП 1

Назва продукції (укр): Комплексний біомеханічний метод дослідження динамічних параметрів стопи

Назва продукції (англ): The complex biomechanical research method of dynamic parameters feet

Очікувані результати: Методи, теорії

Галузь застосування: 76.29.41 Ортопедія і травматологія. Медичні аспекти протезування

Опис продукції (укр): 1. Вдосконалено метод дослідження біомеханічних параметрів стопи людини, шляхом комплексного оцінювання особливостей стояння та ходи, циклу кроку та опорно-ресорних властивостей стопи. 2. Встановлено функціональну залежність коефіцієнта пружності від коефіцієнта деформації стоп. 3. Вперше встановлено залежність між величиною різниці в довжині нижніх кінцівок та появою компенсаторних реакцій, що призводить до нестабільності в суглобах нижніх кінцівок. Практичне значення одержаних результатів полягає в наступному. 1. Розроблено метод дослідження пружних характеристик стопи, на його основі отримано патент України № 133980. 2. Розроблено новий комплексний метод аналізу статодинамічного навантаження на стопу. 3. Спроектовано та розроблено дослідний зразок пристрою для сканування плантарної поверхні стоп, на його основі отримано патент України №131429.

Соціально-економічна спрямованість НТП: Поліпшення якості життя та здоров'я населення, ефективності діагностики та лікування хворих, Підвищення автоматизації виробничих процесів

Стадія завершеності НТП: Звіт по НДДКР

Впровадження НТП: Впроваджено

Строки впровадження: 04.2018-04.2021

Виробник продукції: Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського"

Споживачі продукції:

Перспективні ринки:

Права інтелектуальної власності: Отримано патент

Форми та умови передачі продукції: Спільні НДДКР

7. Бібліографічний опис

Цапенко В.В., Терещенко М.Ф. Метод дослідження біомеханічних параметрів стопи людини // Вчені записки Таврійського національного університету імені В. І. Вернадського. – 2018. – №5. – С. 51–60.

Терещенко М. Ф., Цапенко В. В., Чухраєв М. В. Дослідження електропровідності біологічних тканин // Вісник НТУУ «КПІ» серія Приладобудування. – 2017. – №53. – С. 87–94.

Цапенко В.В., Терещенко М.Ф., Тимчик Г.С. Моделі оцінювання біомеханічних параметрів нижніх кінцівок у дітей // KPI Science News. – 2019/1. – №1. – С. 67–75.

Цапенко В.В., Терещенко М.Ф. Комплексний метод дослідження біомеханічних параметрів стопи людини // XII Всеукраїнська науково-практична конференція студентів, аспірантів та молодих вчених «Погляд у майбутнє приладобудування», 15-16 травня 2019 р., м. Київ, Україна : збірник праць / КПІ ім. Ігоря Сікорського, ПБФ. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2019. – С. 333–336.

Цапенко В. В., Терещенко М. Ф. Біомеханічні параметри стопи // XV Всеукраїнська науково-практична конференція

студентів, аспірантів та молодих вчених «Ефективність інженерних рішень у приладобудуванні», 10-11 грудня 2019 року, м. Київ, Україна: збірник праць конференції / КПІ ім. Ігоря Сікорського, ПБФ, ФММ. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського; Центр учбової літератури, 2019. – С. 410–413.

Цапенко В.В., Терещенко М.Ф. Аналіз впливу різниці довжини нижніх кінцівок на біомеханічні параметри ходи // Вісник НТУУ «КПІ» серія Приладобудування: збірник наукових праць. – 2019. – №57. – С. 102–107.

Цапенко В.В., Терещенко М.Ф. Біофізичний метод дослідження стопи. Реовазографія // XIII Науково-практична конференція студентів, аспірантів та молодих вчених «Погляд у майбутнє приладобудування», 13-14 травня 2020 р., м. Київ, Україна: збірник праць конференції. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2020. – С. 240–243.

Цапенко В.В., Терещенко М.Ф. Бароподометричний метод дослідження біомеханіки стопи // XVI Всеукраїнської науково-практичної конференції студентів, аспірантів та молодих вчених «Ефективність та автоматизація інженерних рішень у приладобудуванні», 08-09 грудня 2020 р., м. Київ, Україна: збірник праць конференції. – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2020. – С. 341–344.

Tsapenko V., Tereshchenko M., Tymchik G., Matvienko S. and Shevchenko V. Analysis of Dynamic Load on Human Foot // 2020 IEEE 40th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO), Kyiv, Ukraine, 2020, pp. 400–404.

8. Звітна документація

Кількість сторінок в звіті: 100

Мова звіту: Українська

Умови поширення в Україні: Не заборонено

Умови передачі іншим країнам: Не заборонено

Кількість файлів у звіті: 3

9. Заключні відомості

Перелік осіб-виконавців

Терещенко Микола Федорович

Цапенко Валентин Валентинович (к. т. н., доц.)

Керівник організації:

Тимчик Григорій Семенович

Керівники роботи:

Терещенко Микола Федорович

Цапенко Валентин Валентинович (к. т. н., доц.)

Керівник відділу реєстрації наукової діяльності
УкрІНТЕІ



Юрченко Т.А.

Додаток Б. Акт впровадження в навчальний процес на кафедрі КІТВП ПБФ

«ЗАТВЕРДЖУЮ»
Проректор з навчальної роботи
Національного технічного
університету України
«Київський політехнічний інститут
імені Ігоря Сікорського»

А.А. Мельниченко
2023 р.



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

результатів дисертаційної роботи аспіранта Цапенка В.В. у навчальний процес кафедри комп'ютерно-інтегрованих технологій виробництва приладів КІП ім. Ігоря Сікорського

Ми, що нижче підписалися, декан ПБФ Г.С. Тимчик, заступник декана з наукової роботи ПБФ В.І. Микитенко, голова методичної комісії ПБФ М.В. Філіппова, завідувач кафедри комп'ютерно-інтегрованих технологій виробництва приладів М.О. Безуглий склали цей акт про те, що результати наукових досліджень за темою дисертаційної роботи на здобуття наукового ступеня доктора філософії Цапенка Валентина Валентиновича на тему «Вдосконалення бароподометричного методу визначення біомеханічних параметрів стопи» використовуються у навчальному процесі кафедри комп'ютерно-інтегрованих технологій виробництва приладів приладобудівного факультету КІП ім. Ігоря Сікорського.

Найменування впровадженого результату	Форма впровадження та досягнутий фактичний ефект
Методика визначення пружних характеристик стопи людини, яка включає оцінку статичних та динамічних складових параметрів пружності.	Впроваджена у вигляді лабораторної роботи на тему «Біомеханіка стопи. Оцінка пружних характеристик стопи», яка проводиться при вивченні дисципліни «Біофізика» студентами спеціальностей 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології» і 174 «Автоматизація, комп'ютерно-інтегровані технології та робототехніка».

Декан ПБФ,
д.т.н., професор



Г.С. Тимчик

Заступник декана ПБФ з наукової роботи,
д.т.н., професор



В.І. Микитенко

Голова методичної комісії ПБФ,
к.т.н., доцент



М.В. Філіппова

Завідувач кафедри комп'ютерно-
інтегрованих технологій виробництва
приладів, д.т.н., професор



М.О. Безуглий

Додаток В. Акт впровадження ТОВ «ТД Алком»



О.І. Шелковський

“01” 09 2023 р.

АКТ № 09/23
про практичне використання та впровадження у виробничі процеси
підприємства ТОВ «Торговий дім «Алком» (м. Київ) результатів
дисертаційної роботи на здобуття наукового ступеня доктора філософії
Цапенка Валентина Валентиновича

Результати досліджень, які представлено у дисертаційній роботі В.В. Цапенка, спрямовані на оптимізацію процесу дослідження функціонального стану стопи людини та встановлення ефективності застосовуваних індивідуальних ортопедичних ортезів (устілок) з метою вдосконалення методу дослідження біомеханічних параметрів та контролю проведеної реабілітації. Новизна та успішна апробація запропонованих у ході дисертаційної роботи методик дослідження біомеханічних параметрів стопи, мають важливе значення для практичної діяльності нашого підприємства, зокрема використовуються для проведення комплексної діагностики стопи, виготовлення індивідуальних ортезів та оцінки їх розвантажувальної дії.

Суттєве науково-прикладне значення мають також:

- біомеханічний метод оцінки ефективності використання індивідуальних ортезів стопи;
- встановлені діапазони значень, яких може набувати коефіцієнт перенавантаження в нормі, та в залежності від типів порушення функцій стопи;
- функціональні залежності опорної та ресорної функцій стопи, що ґрунтуються на дослідженні їх статичних та динамічних складових;
- комплексна біомеханічна модель стопи, яка дозволяє інтегрально оцінити вплив різновидів навантажень на функціональний стан стопи.