

УДК 617.3

ОЦІНКА РОЗВАНТАЖЕННЯ СТОПИ В ПРОЦЕСІ ОРТЕЗУВАННЯ

Цапенко В. В.

Національний технічний університет України

Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського, Київ, Україна

E-mail: capenko.valik@ukr.net

Процес ортезування стопи спрямований на зменшення навантаження на пошкоджені або патологічно змінені ділянки опорно-рухового апарату (ОРА) з метою зниження больового синдрому, профілактики деформацій, а також поліпшення функціонального стану пацієнта. Для забезпечення ефективності ортезування необхідним є не лише правильний підбір ортезу, але й об'єктивна оцінка ступеня розвантаження стопи, яку він забезпечує. З цією метою доцільно застосовувати інструментальні методи дослідження, зокрема бароподометрію, яка дозволяє визначити просторово-часові параметри ходи, розподіл тиску на підошовну поверхню стопи та оцінити динаміку змін навантаження під час фаз перекату. Комплексне поєднання клінічного аналізу з кількісною оцінкою біомеханічних параметрів дає змогу не лише оптимізувати процес виготовлення індивідуальних ортезів, а й контролювати ефективність лікувального процесу в динаміці, забезпечуючи більш точне відновлення опорно-ресорної функції стопи [1].

У сучасному ортезуванні поява нових матеріалів сприяла поступовому витісненню простих іммобілізаційних засобів, таких як гіпсові пов'язки та шини, високотехнологічними ортопедичними конструкціями нового покоління – індивідуально адаптованими ортезами. Такі пристрої забезпечують можливість гнучкого підлаштування під морфологічні та функціональні особливості конкретного пацієнта впродовж усього періоду лікування, що дозволяє досягти більш надійної фіксації, ефективного розвантаження проблемної зони, зменшити тривалість терапії та покращити її результати [2]. Однією з провідних функцій ортезів є саме розвантаження сегментів ОРА. Надмірне навантаження на ушкоджену ділянку може призводити до ускладнень і повторних травм, а надмірне розвантаження — до зниження м'язової активності, атрофії м'язово-зв'язкового апарату та подовження періоду функціонального відновлення. Таким чином, важливо досягти оптимального рівня розвантаження, який з одного боку мінімізує ризик повторної травматизації, а з іншого — дозволяє зберегти функціональну активність сегмента, сприяючи динамічній корекції положення і відновленню локомоторної функції. Це особливо актуально під час ранньої реабілітації, коли необхідно збалансувати стабілізацію й збереження рухливості незалежно від характеру та локалізації ушкодження [3].

Ефект розвантаження при застосуванні ортезів досягається за рахунок часткового перенесення маси тіла з пошкоджених ділянок на конструктивні елементи ортеза, які, у свою чергу, передають навантаження на опору [4]. У широкому розумінні це означає зміну умов розподілу навантаження на стопу за

рахунок регуляції площі опори, залучення додаткових зон контакту та перерозподілу тиску між ними, що змінює пружні характеристики й опорно-ресорну реакцію сегмента [5]. Кількісним параметром, що визначає оптимальне співвідношення сил пружності й опори, є коефіцієнт перенавантаження, який обчислюється за формулою [2]:

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

де a - статична деформація стопи, мм; b - динамічна деформація стопи, мм; c - довжина кроку, мм.

Для оцінки ступеня розвантаження стопи введено коефіцієнт розвантаження [2]

$$K_r = \left| \frac{K_{ny}}{K_{no}} - 1 \right| \cdot 100\%, \quad (2)$$

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

З метою оцінки ефективності дії ортезів було проведено експериментальні дослідження за участю трьох груп осіб:

- I група — 5 підлітків віком 12–14 років з вагою тіла ~ 43 кг із плоско-вальгусною деформацією стопи;
- II група — 5 осіб того ж віку з середньою масою тіла ~ 47 кг з ознаками порожнистої стопи;
- III група — 5 осіб із середньою масою тіла ~ 40 кг, які мають асиметрію довжини нижніх кінцівок.

Виготовлення індивідуальних ортезів здійснювалося на основі поетапного аналізу біомеханічних параметрів стопи в умовах статичних та динамічних навантажень [3]. Такий підхід дозволяє врахувати індивідуальні анатомо-функціональні особливості й створити ортопедичну конструкцію, максимально адаптовану до клінічних потреб пацієнта. Основним критерієм ефективності ортеза є нормалізація біомеханічних показників у процесі його використання [1]. Індивідуальні ортези стопи виготовлялися із застосуванням CAD/CAM-технологій. 3D-моделі створювалися у спеціалізованому програмному забезпеченні OrthoDynamo на основі результатів попередніх досліджень біомеханічних параметрів стопи (рис. 1).

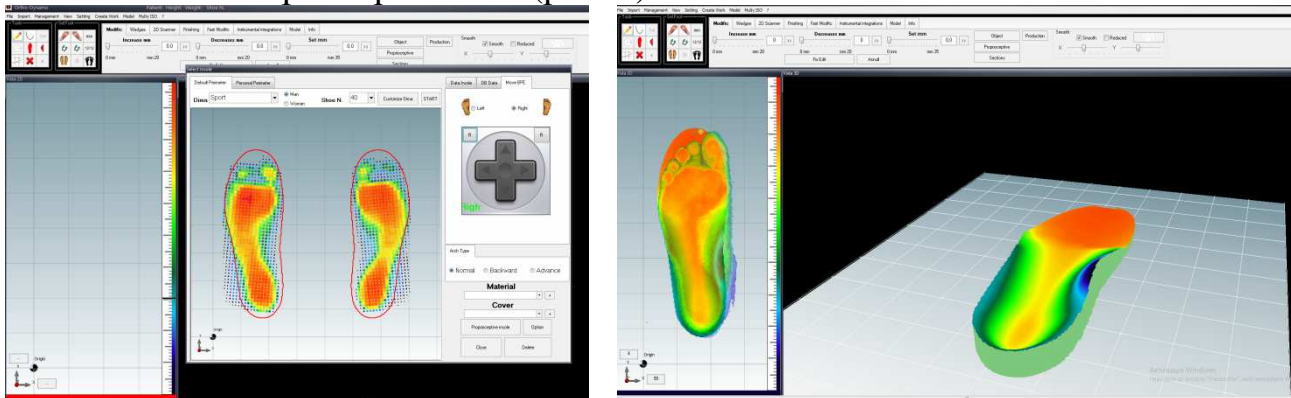


Рис. 1. Вигляд вікна ПЗ OrthoDynamo

Однією з ключових переваг системи є можливість імпорту даних планшетного сканування стопи, що дозволяє точно розмістити коригувальні елементи з урахуванням анатомічних особливостей (рис. 2).

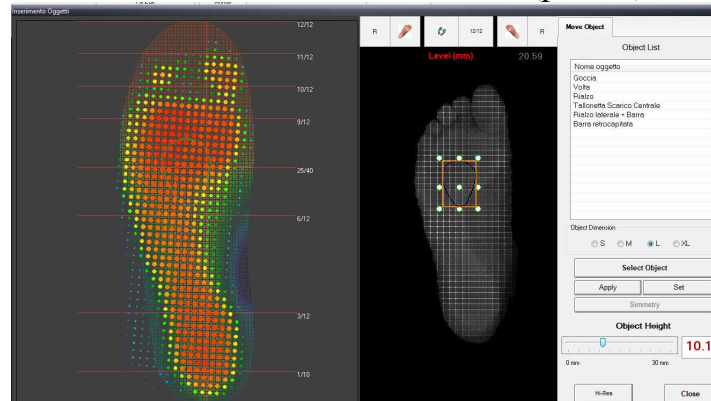


Рис. 2. Приклад встановлення коригуючого елемента

Основні біомеханічні параметри зафіксовано до та після ортезування. Співставлення результатів наведено в таблиці 1 [2].

Таблиця 1 Основні біомеханічні параметри стопи до та після ортезування [2]

Параметр	До/після	I група	II група	III група
Опорна сила статична, кН/м2	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/м2	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 становила 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.

Висновки

Запропонована методика кількісної оцінки ефекту розвантаження стопи дозволяє об'єктивно визначати ефективність ортезування з урахуванням індивідуальних анатомо-біомеханічних особливостей пацієнтів. Використання бароподометрії разом із розрахунком необхідних коефіцієнтів формує надійну методологічну основу для кількісного контролю перерозподілу навантаження на підшовну поверхню стопи в процесі ортезування. Залучення CAD/CAM технологій і цифрового моделювання 3D-ортезів забезпечує високий рівень індивідуалізації та функціональності ортопедичних конструкцій.

Результати експериментальних досліджень демонструють позитивну динаміку нормалізації біомеханічних параметрів, що підтверджує доцільність застосування інструментального підходу у процесі клінічного ортезування. Такий підхід сприяє скороченню термінів реабілітації, покращенню функціонального стану пацієнтів і зменшенню ризику повторних ушкоджень.

Ключові слова: ортезування, навантаження, стопа, коефіцієнт розвантаження, цикл кроку.

Література

- [1] Nemeth B. The diagnosis and management of common childhood orthopedic disorders. Current Problems in Pediatric and Adolescent Health Care. Vol. 41. № 1, Jan. 2011. P. 2–28. DOI: 10.1016/j.cppeds.2010.10.004.
- [2] Цапенко В. Вдосконалення бароподометричного методу визначення біомеханічних параметрів стопи : дис. д-ра філософії / Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського". Київ, 2024. 165 с.
- [3] Pauk J, Ihnatouski M, Najafi B. Assessing plantar pressure distribution in children with flatfoot arch: application of the Clarke angle. Journal of the American Podiatric Medical Association. 2014. Vol. 104. № 6. P. 1–12. DOI:10.7547/8750-7315-104.6.622.
- [4] V. Tsapenko, M. Tereshchenko, G. Tymchik, S. Matvienko and V. Shevchenko, «Analysis of Dynamic Load on Human Foot», in 2020 IEEE 40th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO), Kyiv, Ukraine, 2020, pp. 400-404. DOI: 10.1109/ELNANO50318.2020.9088788.
- [5] V. Tsapenko, M. Tereshchenko, V. Shevchenko, R. Ivanenko, «Methodology for calculating shock loads on the human foot», Advances in Science, Technology and Engineering Systems Journal, vol. 6, no. 2, 2021, pp. 58-64. DOI: 10.25046/aj060208

UDC 621:611:617.3:531.8

OPTIMIZATION OF THE CONTROL SYSTEM OF AN AUTOMATED TRANSFEMORAL PROSTHESIS FOR PEOPLE WITH GAIT DEFECTS

Krynytskyi P. K., Klotchko T.R.

National Technical University of Ukraine

“Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”, Kyiv, Ukraine

E-mail: t.klochko@kpi.ua

Introduction

Modern realities make the problem of restoring the functionality of the musculoskeletal system for people who have lost it due to diseases, injuries and limb amputations very relevant [1].

One of the most important parts of the musculoskeletal system are the legs. The working lower limbs play an important role in human health and ensure their self activity. Sufficient motor activity of the legs improves the functioning of the cardiovascular system and maintains the tone of the entire musculoskeletal system. Therefore, in prosthetics, restoring their functionality is one of the priority tasks. There are five types of lower limb amputation, and among them, transfemoral amputation is one of the most common and severe.