

МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ
ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

**Кафедра екстреної та невідкладної медичної допомоги, ортопедії,
травматології та протезування**
Магістерська робота

на тему: «Використання ортезів при лікуванні хворих з переломами кісток
гомілки на тлі надмірної ваги».

Рівень вищої освіти **другий (магістерський)**

Галузь знань	22 «Охорона здоров'я» (шифр і назва)
Спеціальність	224 «Технологія медичної діагностики та лікування»,
Спеціалізація	224.02 «Протезування-ортезування» (шифр і назва)
Освітня програма	<u>«Протезування – ортезування»</u> (назва освітньої програми)

Виконав:

Здобувач гр 4-24-281

(підпис)

**Максим Юрійович
СТРОЄВ**

Керівник роботи:

к.мед.н., доц.

(підпис)

**Вікторія
Володимирівна
ГРИГОРУК**

Рецензент роботи:

(підпис)

Засвідчую, що у цій
роботі немає цитат та
вилучень з праць інших
авторів без відповідних
посилань здобувач

Харків – 2026

ABSTRACT

Topic: “The Use of Orthoses in the Treatment of Patients with Tibial Fractures Associated with Excess Body Weight”. The qualification thesis contains 8 figures, 13 tables, and 60 references. Total volume of the thesis: 65 pages.

The aim of the study was to improve orthotic support for patients with tibial fractures associated with excess body weight through clinical and functional justification for the selection of appropriate orthoses.

Object of the study: patients with tibial fractures and concomitant excess body weight who underwent treatment at the traumatology department of the Municipal Non-Commercial Enterprise of Kharkiv Regional Council “Regional Clinical Hospital”.

Subject of the study: the effectiveness of adaptive orthotic external fixation devices in the comprehensive treatment and rehabilitation of patients with tibial fractures associated with excess body weight.

The following tasks were accomplished in the study:

- analysis of available data regarding the anatomical, functional, and biomechanical features of the lower leg affecting the course of tibial fractures and decision-making in the selection of orthotic support for overweight patients.
- finite element modeling of tibial fractures under conditions of normal and excess body weight.
- investigation of clinical and anatomical features of tibial fractures in overweight patients determining the choice of orthotic support.
- analysis of the clinical and functional effectiveness of orthoses in patients with tibial fractures associated with excess body weight during treatment and rehabilitation;
- development of practical recommendations for the treatment of overweight patients with tibial fractures.

The scientific novelty of the study lies in improving approaches to the use of orthotic devices in patients with tibial fractures associated with excess body weight through individualization of the structural and functional parameters of the orthosis according to the patient's clinical condition, body weight, treatment stage, and permissible load on the injured limb.

The practical significance of the obtained results consists in the possibility of using the proposed approaches to adaptive orthotic support in the комплексному

treatment and rehabilitation of patients with tibial fractures associated with excess body weight.

Keywords: orthotics, excess body weight, obesity, fibula, tibia, rehabilitation, biomechanics, modeling, fractures.

АНОТАЦІЯ

Тема: «Використання ортезів при лікуванні хворих з переломами кісток гомілки на тлі надмірної ваги».. Кваліфікаційна робота містить: 8 рисунків, 13 таблиць, 60 джерел. Загальний обсяг роботи: 65 сторінок.

Мета роботи полягає у покращенні ортезного забезпечення пацієнтів із переломами кісток гомілки на фоні надмірної ваги через клініко-функціональне обґрунтування вибору відповідних ортезів.

Об'єкт дослідження: пацієнти з переломами кісток гомілки та супутньою надмірною вагою, які проходили лікування на базі травматологічного відділення КНП ХОР «ОКЛ».

Предмет дослідження: ефективність застосування адаптивних ортезних засобів зовнішньої фіксації у комплексному лікуванні та реабілітації пацієнтів із переломами кісток гомілки на тлі супутньої надмірної ваги

У роботі вирішені наступні завдання:

- проведено аналіз наявних даних щодо анатомо-функціональних та біомеханічних особливостей гомілки, які впливають на характер перебігу переломів кісток гомілки та прийняття рішень стосовно вибору ортезного забезпечення у пацієнтів із надмірною вагою, спираючись на доступні джерела інформації.
- проведено моделювання методом кінцевих елементів переломів кісток гомілки в умовах нормальної та надмірної ваги.
- досліджено клініко-анатомічні особливості переломів кісток гомілки у пацієнтів із надмірною вагою, які визначають вибір ортезного забезпечення.
- проаналізовано клініко-функціональну ефективність використання ортезів у пацієнтів із переломами кісток гомілки, що супроводжуються надмірною вагою, під час лікування та реабілітаційного періоду.
- розроблено практичні рекомендації, що до лікування травмованих з надмірною вагою та переломами кісток гомілки.

Наукова новизна полягає в удосконаленні підходів до застосування ортезних виробів у пацієнтів із переломами кісток гомілки та супутньою надмірною вагою шляхом індивідуалізації конструктивних і функціональних параметрів ортеза відповідно до клінічного стану пацієнта, маси тіла, етапу лікування та рівня допустимого навантаження на ушкоджену кінцівку.

Практичне значення одержаних результатів дослідження полягає в можливості використання запропонованих підходів до адаптивного ортезування в

комплексному лікуванні та реабілітації пацієнтів із переломами кісток гомілки та супутньою надмірною вагою.

Ключові слова: ортезування, надмірна вага, ожиріння, малогомілкova кістка, великогомілкova кістка, реабілітація, біомеханіка, моделювання, переломи.

ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

(повне найменування вищого навчального закладу)

Факультет(інститут) IV медичний
Кафедра екстреної та невідкладної медичної допомоги, ортопедії,
травматології та протезування
Рівень вищої освіти другий (магістерський)
Галузь знань 22 «Охорона здоров'я»
(шифр і назва)
Спеціальність 224 «Технологія медичної діагностики та лікування»,
Спеціалізація 224.02 «Протезування-ортезування»
(шифр і назва)
Освітня програма «Протезування – ортезування»
(назва освітньої програми)

ЗАТВЕРДЖУЮ

В.о завідувача кафедри екстреної та невідкладної медичної допомоги, ортопедії, травматології та протезування

проф. Голка Г.Г.
(підпис) (ПІБ)
«21» листопада 2025 року

ЗАВДАННЯ

НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ(МАГІСТЕРСЬКУ) РОБОТУ СТУДЕНТУ

Строєв Максим Юрійович

(прізвище, ім'я, по батькові)

- Тема роботи «Використання ортезів при лікуванні хворих з переломами кісток гомілки на тлі надмірної ваги».
Керівник: доцент кафедри екстреної та невідкладної медичної допомоги, ортопедії, травматології та протезування, к.мед.н, доц. Григорук В.В.
- Строк подання студентом роботи травень 2026 року *(орієнтовно, відповідно до графіку проведення атестації ЕК)*.
- Вихідні дані до роботи: матеріали вітчизняних і зарубіжних публікацій за проблемою ампутації стегна , дані клінічних обстежень пацієнтів, результати анкетування щодо якості життя, результати оцінки біомеханіки.
- Зміст пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити)
Вступ.
1. Огляд літератури за темою та вибір напрямів досліджень.
2. Виклад загальної методики й основних методів досліджень.
3. Експериментальна частина й методика досліджень.
4. Аналіз та узагальнення результатів власних досліджень впливу конструкції протеза на якість життя.
Висновки.
Список використаних джерел.
5. Перелік досліджень (з точним зазначенням обов'язкових досліджень):
Бібліографічно-пошуковий аналіз, збір та аналіз клінічних даних пацієнтів, анкетування/опитування (визначення якості життя), оцінка біомеханіки та функціональності різних конструкцій протезів, статистична обробка результатів.

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв

7. Дата видачі завдання 21.11.2025

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів магістерської роботи	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	Отримання завдання, вибір напрямів досліджень та підбір літератури	Листопад – Грудень 2025	
2	Огляд літератури за темою, написання 1-го розділу	Січень – Лютий 2026	
3	Проведення практичних/експериментальних досліджень, збір та аналіз даних	Лютий – Березень 2026	
4	Узагальнення результатів, формулювання висновків, оформлення роботи згідно вимог	Квітень 2026	
5	Перевірка на академічну доброчесність та попередній захист на кафедрі	Не пізніше ніж за 4 тижні до захисту	
6	Подання повністю готової, зшитої роботи до Екзаменаційної комісії	За 1 день до захисту	

Студент

_____ Стрось М.Ю.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Керівник роботи

к.мед.н, доц. кафедри
екстреної та невідкладної
медичної допомоги, ортопедії,
травматології та протезування,
к.мед.н, доц.

_____ Григорук В.В.
(підпис) (прізвище та ініціали)

ЗМІСТ

СПИСОК СКОРОЧЕНЬ	9
ВСТУП.....	10
РОЗДІЛ I. АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ	14
1.1. Анатомо-фізіологічні особливості гомілки	14
1.2. Надмірна вага тіла та її вплив на біомеханіку опорно-рухової системи.	18
1.3. Переломи кісток гомілки	21
1.4. Ортезування при переломах кісток гомілки	25
Висновки до першого розділу	28
РОЗДІЛ II. МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ.....	30
2.1. Загальна характеристика дослідження	30
2.2. Загальна характеристика пацієнтів	32
2.3. Методи дослідження	33
2.4. Методика індивідуального виготовлення ортеза	39
2.5. Методи статистичної обробки даних	46
Висновки до другого розділу	47
РОЗДІЛ III. РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ	48
3.1. Анатомічна та клінічна характеристика переломів кісток гомілки у пацієнтів із надмірною масою тіла.	48
3.2. Результати біомеханічних досліджень	51
3.3. Динаміка клінічних показників у процесі лікування та реабілітації	55
3.4 Динаміка відновлення ходи після травми.....	60
3.5 Оцінка якості ортезування у пацієнтів із переломами кісток гомілки на фоні надмірної ваги.	60
3.5 Узагальнення результатів	61
Висновки до третього розділу	62
ВИСНОВКИ	63
СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ.....	67

СПИСОК СКОРОЧЕНЬ

ВАШ – візуальна аналогова шкала болю

ІМТ– індекс маси тіла

ОРС – опорно-рухова система

КНП ХОР «ОКЛ»– комунальне некомерційне підприємство, харківської обласної ради «Обласна клінічна лікарня».

БСМ – базово-скінчена модель

ВСТУП

Однією з ключових структур, відповідальних за розподіл біомеханічних навантажень в опорно-руховій системі людини, є гомілка. Вона відіграє важливу роль у забезпеченні статички, динаміки та пересування тіла у просторі [1,4]. Переломи гомілкових кісток належать до тяжких травм, які здатні значно обмежити здатність ходити протягом тривалого часу, а в разі ускладнень можуть призводити до тривалої або навіть стійкої втрати працездатності. Структурні й функціональні особливості великогомілкової та малогомілкової кісток, високе навантаження на гомілковий сегмент, а також відносна обмеженість м'якотканинного покриття, особливо в ділянці передньо-медіальної поверхні великогомілкової кістки, суттєво ускладнюють процес загоєння переломів [4,5,27]. Особливо проблематичними ці травми стають для пацієнтів із надмірною вагою, що створює додаткові бар'єри для успішної реабілітації. Протягом останніх п'яти років спостерігається помітне збільшення кількості пацієнтів із переломами гомілкових кісток, викликаними високоенергетичними травмами, як у бойових, так і цивільних умовах [2, 3, 23, 27].

Це питання набуває особливої ваги серед осіб із надмірною масою тіла, оскільки зайва вага чинить додаткове навантаження не лише на нижні кінцівки, а й на всю опорно-рухову систему. У таких випадках частіше виникають проблеми з репаративним остеогенезом, можливі вторинні зміщення фрагментів кістки, підвищується ризик перевантаження травмованого сегмента, що уповільнює відновлення функціональності та підвищує ймовірність незворотних порушень [13, 12]. Попри досягнення в сучасній травматології та ортопедії, зокрема розвиток новітніх технологій хірургічного лікування та методів реабілітації, проблема переломів гомілкових кісток у пацієнтів із надмірною масою тіла залишається складною для клінічного вирішення.

Традиційні методи іммобілізації часто не гарантують достатньої стабільності перелому, адекватного розвантаження ушкодженої кінцівки і не

забезпечують необхідного комфорту для пацієнта. Враховуючи ці труднощі, особливого значення набуває використання методів зовнішньої фіксації. Вони дозволяють поєднати стабілізацію перелому з поступовим дозованим функціональним навантаженням на ушкоджену ділянку. Це сприяє створенню сприятливих умов для зниження ризику ускладнень і забезпеченню поступового відновлення мобільності пацієнта [25, 27, 34].

Сучасна терапія переломів гомілкових кісток не обмежується тільки хірургічними технологіями. Розвиток адаптивних засобів зовнішньої фіксації, таких як ортези, відкрив нові можливості у підтримці і реабілітації. Замість традиційних жорстких конструкцій все частіше використовуються більш мобільні, біомеханічно обґрунтовані вироби, що враховують індивідуальні потреби пацієнта. Ортези стали важливим компонентом як консервативного лікування, так і післяопераційного відновлення. Вони забезпечують додаткову стабілізацію пошкодженого сегмента, контролюють його положення і знижують надмірне навантаження на місце травми, збільшуючи комфортність лікувального процесу [24, 38, 42].

У наявній літературі недостатньо приділено уваги питанням диференційованого використання ортезів у пацієнтів з переломами кісток гомілки, які страждають на надмірну вагу. До цього часу не повною мірою систематизовані показання до вибору конкретного типу ортезування, його вплив на терміни зрощення переломів, функціональні результати лікування, частоту ускладнень та якість життя пацієнтів. Відсутність уніфікованого підходу до застосування ортезів у цій категорії хворих, а також необхідність патогенетично та клінічно обґрунтованої лікувальної тактики підкреслюють важливість подальших досліджень у цьому напрямку. Висока поширеність переломів кісток гомілки, комплексність їх лікування у пацієнтів із надмірною вагою та значний потенціал ортезів як засобу для стабілізації і функціональної підтримки ушкоджених сегментів визначають наукову та практичну значущість дослідження, присвяченого застосуванню таких пристроїв у лікуванні даної групи хворих.

Мета дослідження:

- Покращення ортезного забезпечення пацієнтів із переломами кісток гомілки на фоні надмірної ваги через клініко-функціональне обґрунтування вибору відповідних ортезів.

Завдання дослідження:

1. Провести аналіз наявних даних щодо анатомо-функціональних та біомеханічних особливостей гомілки, які впливають на характер перебігу переломів кісток гомілки та прийняття рішень стосовно вибору ортезного забезпечення у пацієнтів із надмірною вагою, спираючись на доступні джерела інформації.

2. Провести моделювання методом кінцевих елементів переломів кісток гомілки в умовах нормальної та надмірної ваги.

3. Дослідити клініко-анатомічні особливості переломів кісток гомілки у пацієнтів із надмірною вагою, які визначають вибір ортезного забезпечення.

4. Проаналізувати клініко-функціональну ефективність використання ортезів у пацієнтів із переломами кісток гомілки, що супроводжуються надмірною вагою, під час лікування та реабілітаційного періоду.

5. Розробити практичні рекомендації, що до лікування травмованих з надмірною вагою та переломами кісток гомілки.

Об'єкт дослідження: пацієнти з переломами кісток гомілки та супутньою надмірною вагою, які проходили лікування на базі травматологічного відділення КНП ХОР «ОКЛ».

Предмет дослідження: ефективність застосування адаптивних ортезних засобів зовнішньої фіксації у комплексному лікуванні та реабілітації пацієнтів із переломами кісток гомілки на тлі супутньої надмірної ваги

Методи дослідження: були використані клінічні, інструментальні, антропометричні, функціональні та статистичні методи дослідження.

Наукова новизна. Полягає в удосконаленні підходів до застосування ортезних виробів у пацієнтів із переломами кісток гомілки та супутньою надмірною вагою шляхом індивідуалізації конструктивних і функціональних

параметрів ортеза відповідно до клінічного стану пацієнта, маси тіла, етапу лікування та рівня допустимого навантаження на ушкоджену кінцівку.

Практичне значення отриманих результатів. Полягає в можливості використання запропонованих підходів до адаптивного ортезування в комплексному лікуванні та реабілітації пацієнтів із переломами кісток гомілки та супутньою надмірною вагою.

Апробація результатів роботи: Строев МЮ, Литвиненко МІ, Мокрякова МІ, Марченко ІА. Лікування та реабілітація пацієнта з множинними переломами гомілок та стоп після вибухової травми: клінічний випадок Медицина сьогодні і завтра. 2025;94(3):131-142с. <https://doi.org/10.35339/msz.2025.94.3.slm>

Структура та обсяг кваліфікаційної роботи наступний: вступ, три розділи (аналітичний огляд літератури, матеріали та методи, результати дослідження) (60 літературних джерел, з них 20 – національних, 40 – зарубіжних). Кваліфікаційна робота містить: 8 рисунків, 13 таблиць, 60 джерел. Загальний обсяг роботи: 65 сторінок.

РОЗДІЛ I

АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ

Теоретичні основи лікування діафізарних переломів кісток гомілки.

1.1 Анатомо-фізіологічні особливості гомілки

Гомілка (*crus*), як анатомічна структура, є частиною вільної нижньої кінцівки та знаходиться між стегном та стопою та має складну анатомо-морфологічну будову [1]. Пошкодження гомілки були досить поширені і в мирний час, а з початком бойових дій частка переломів та поранень зазначеного сегменту опорно-рухової системи значно збільшилася, серед розподілу поранень всіх сегментів, пошкодження гомілки складають 19,5–42,1% [2,3]. Що до анатомічної будови гомілки, остання складається із двох кісток (великогомілкової - *tibia* та малогомілкової - *fibula*), які з'єднані між собою за допомогою міжкісткової мембрани (*membrana interossea cruris*), а також м'язів, кровоносних судин, нервів та сухожилків. Верхній полюс гомілки обмежений суглобовою щілиною колінного суглоба, а нижній полюс гомілки обмежений початком надп'яtkово-гомілкового суглоба.

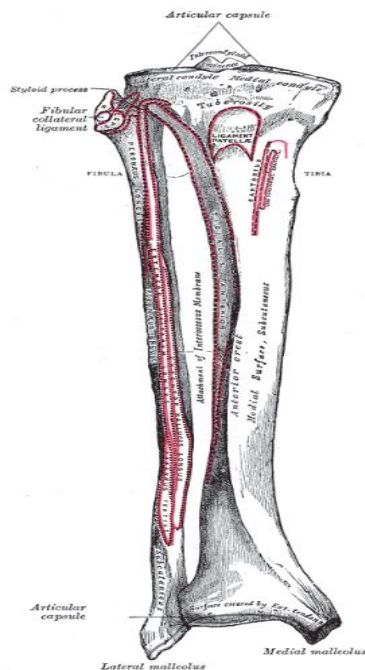


Рисунок 1.1. Загальна кісткова структура гомілки

Кістковий каркас гомілки оточений м'язами із всіх сторін, виключенням є тільки передньо-медіальна поверхня гомілки, де передній контур великогомілкової кістки, інтимно пов'язаний із підшкірною клітковиною та шкірою.

Великогомілкова кістка є типовою трубчатою кісткою, яка розташована медіально по відношенню до малогомілкової та відіграє провідну роль у розподіленні та передачі механічного навантаження на стопу, її називають, ще основною опорною кісткою гомілки. Як люба трубчата кістка, складається із трьох відділів – епіфіз, метафаз та діафіз. Епіфізарні частини цієї кістки розташовані у проксимальному та дистальному відділах гомілки, своїм масивом приймають участь у формуванні колінного та надп'яtkово-гомілкового суглобів. Проксимальний епіфіз складається із двох виростків – медіального та латерального, які умовно відокремлені один від одного між виростковим підвищенням, по передній поверхні епіфіза гарно контурується горбистість великогомілкової кістки. Що до підвищення, що до горбистості, що до обох виростків, кріпляться зв'язки, які приймають участь у формуванні колінного суглоба. Діафіз – тіло великогомілкової кістки, має тригранну форму із трьома краями – латеральний, медіальний та передній. Звертає на себе увагу гостроподібність переднього краю великогомілкової кістки, котрий гарно пальпується в передніх відділах сегмента від верхньої третини діафіза вздовж всієї передньої поверхні кістки. Медіальний край діафіза, має дещо опуклу форму, а латеральний край – є оберненим до малогомілкової кістки. М'язовий каркас гомілки є достатньо вираженим у всіх її відділах, окрім переднього краю, де кісткова тканина є інтимно спаяна із шкірою та слабко вираженою підшкірною клітковиною.

Що до м'язів гомілки, виділяють три групи м'язів, а саме - передні м'язи гомілки, задні м'язи гомілки та латеральна група м'язів гомілки.

До передньої групи м'язів відносять: Передній великогомілковий м'яз гомілки (*musculus tibialis anterior*) – зазначений м'яз відповідає за приведення та розгинання стопи, а також її підйом. Він розпочинається від латерального

надвиростка великогомілкової кістки та йде по зовнішній поверхні цієї ж кістки та по переду від медіальної кісточки надп'ястково-гомількового суглоба переходить на стопу де знаходить своє кріплення на I- клиноподібній кістці та I- плесновій кістці стопи. Довгий розгинач пальців (*musculus extensor digitorum longus*) – виконує функцію розгинання пальців стопи та супінацію стопи. Довгий розгинач великого пальця стопи (*musculus extensor hallucis longus*). Бере початок від нижньої третини малогомілкової кістки та прикріплюється до дистальної фаланги великого пальця стопи, при цьому приймає участь у тильному згинанні стопи та її інверсії. Бічна, вона ж латеральна група м'язів гомілки складається всього із двох м'язів, довгого та короткого малогомілкових м'язів, останні розташовані поверхнево. Довгий малогомілковий м'яз починається від голівки та верхньої третини малогомілкової кістки на її зовнішній поверхні проходить дистально та формує тонкий сухожилок, який гарно палькується позаду латеральної кісточки гомілковостопного суглоба, місцем кріплення м'язу слугує основи другої та третьої плесновий кісток на плантарній поверхні стопи. Як що розглянути короткий малогомілковий м'яз то він бере свій початок від нижньої третини малогомілкової кістки на її латеральній поверхні, при цьому волокна м'язу розташовуються під довгим малогомілковим м'язом, місцем кріплення слугує основа п'ятої плеснової кістки на плантарній поверхні стопи. Функцією цих м'язів є підшовне згинання стопи та її пронація, ці м'язи також приймають участь у формуванні склепінь і амортизуючій функції стопи [1,4].

Остання група м'язів гомілки – задня. Ця група має два шари – поверхневий та глибокий і розташовується позаду від малогомілкової та великогомілкової кісток. До поверхневого шару відносять два м'язи – триголовий м'яз гомілки та підшвовий м'яз. Триголовий м'яз – збірний термін, оскільки складається із декількох м'язів і формує основний об'єм литки, філогенетично досить розвинений у людини і досить потужний. Більш поверхнево розташовується литковий м'яз (*m. Gastrocnemius*), складається із двох головок, які беруть свій початок від задньої поверхні стегнової кістки в ділянці колінного суглоба, а в нижній третині гомілки влітаються в загальний сухожилок. Під литковим м'язом

знаходиться камбалоподібний м'яз (*m. Soleus*), від же бере свій початок від задньої поверхні малогомілкової та великогомілкової кісток у їх верхній третині, а в дистальних відділах гомілки вплітається в загальний сухожилок триголового м'яза, цей сухожилок є найбільшим в тілі людини, ще носить назву ахілового чи п'яtkового сухожилку. В свою чергу, цей сухожилок біомеханічно поєднує ці м'язи між собою та інтимно кріпиться до горба п'яtkової кістки. Функціонально триголовий м'яз гомілки приймає важливу участь у локомоції людини та слугує основним рушійним важелем згинання стопи в надп'яtkово-гомілковому суглобі та стабілізує тіло людини у вертикальному положенні в процесі еквілібрації.

Кровоносні судини гомілки включають в себе артерії, а саме передню та задню великогомілкові артерії, які беруть свій початок від підколінної артерії та малогомілкову артерію, яка бере свій початок від задньої великогомілкової артерії. Останні розгалужуються на менш дрібні судини та забезпечують кровопостачання всіх тканин сегмента вздовж свого ходу . Венозний відтік реалізується системою глибоких та поверхневих вен. До поверхневих вен відносять малу та велику підшкірну вену (*v. saphena parva et magna*). Велика підшкірна вена розташована по внутрішній поверхні гомілки та продовжує свій рух вище на стегно до рівня кульшового суглоба. Мала підшкірна вена, проходить по задній поверхні гомілки та впадає в підколінну вену. Глибокі вени анатомічно знаходяться в м'язах гомілки та грають провідну роль у виведенні дезоксигенованої крові від нижньої кінцівки до серця. До основних глибоких вен гомілки відносять – задні та передні великогомілкові вени, малогомілкові та литкові вени і підколінну вену. Що до передніх великогомілкових вен, вони є парними, беруть свій початок на тильній поверхні стопи від однойменних вен і розташовуються на передній поверхні гомілки передньому ложі м'язового масиву гомілки, супроводжують однойменну артерію і підіймаються проксимально, впадаючи в підколінну вену. Задні великогомілкові вени, починаються на тильній поверхні стопи від підошових вен і також супроводжують однойменну артерію у глибокому м'язовому футлярі гомілки. В проксимальному відділі гомілки формують основний масив підколінної вени. Що передні, що задні

великогомілкові вени в більшості випадків є парними. Малоогомілкові вени – глибокі парні вени заднього футляра гомілки, розташовуються по латеральній поверхні гомілки і беруть свій початок від венозного сплетення в ділянці латеральної поверхні стопи біля п'яткової кістки та латеральної кісточки надп'ятково-гомілкового суглоба, вздовж свого шляху супроводжують однойменну артерію і відводять кров від структур, які знаходяться у латеральному відділі гомілки та однойменному відділі стопи. В більшості випадків впадають у задні великогомілкові вени. Литкові вени, також відносяться до глибоких і розташовуються у масиві однойменних м'язів, де формують венозні синуси та виводять кров у систему підколінної вени [5,6,7].

Розглянувши гомілку, як цілісну ланку опорно-рухової системи, можна зробити висновок, що вона має складну анатомічну будову та тісні функціональні взаємозв'язки між усіма структурами, які її утворюють. Саме ці особливості її будови, мають істотний вплив на стабільність і функціональність у виконанні її ролі в біомеханіці нижніх кінцівок і тіла загалом.

1.2 Надмірна вага тіла та її вплив на біомеханіку опорно-рухової системи.

Надмірна вага та ожиріння – пандемія сучасності. За останніми даними, у 2022 році надмірну вагу мали близько 2,5 млрд дорослих у світі, з них приблизно 890 млн мали ожиріння; серед дорослих віком від 18 років 43% мали надмірну вагу, а 16% — ожиріння. Відповідно до визначення Всесвітньої організації охорони здоров'я, надмірною вагою слід вважати стан, при якому, виникає патологічне, або ж надмірне накопичення жирової тканини, яке з часом негативно впливає на здоров'я людини [8]. Виникнення надмірної ваги та ожиріння пов'язують із багатьма факторами, такими, як надмірне надходження енергетичних ресурсів із їжею, підвищення рівня стресу, низька фізична активність, спадкова схильність, психоемоційні розлади, порушення біоритмів та тривалий прийом лікарських препаратів, зокрема глюкокортикостероїдів [9,10]. Проте більшість науковців схиляються до того, що провідним етіологічним

чинником виникнення ожиріння, слід вважати саме поєднання цих факторів. Провідним патофізіологічним механізмом виникнення цього стану вважають створення дисбалансу між надходженням енергетичних ресурсів до тіла та їх витратою. Як що виникає стан, при якому кількість спожитої енергії, починає перевищувати енергетичні потреби організму, залишковий надлишок цієї енергії, акумулюється у вигляді жирової тканини, яка в свою чергу слугує не тільки енергетичною батареєю організму, а ще є активним ендокринним органом, який за умов надмірної ваги виділяє більшу кількість біологічно активних речовин в кров, тим самим стимулює постійний рівень низько інтенсивного запалення в тканинах. Цей фактор зумовлює метаболічні зміни сталості внутрішнього середовища організму та сприяє розвитку багатьох супутніх хвороб всіх систем організму людини, проте в контексті цієї роботи, більш цікавими слід вважати вплив збільшення маси тіла на опорно-рухову систему людини та її біомеханіку [8, 11].

Надмірна вага – важливий фактор впливу на біомеханіку тіла людини, в більшому ступені, це стосується саме нижніх кінцівок. У сучасній літературі зазначається, що надмірна вага і ожиріння створюють умови для виникнення змін у кінематичних та кінетичних параметрах ходи людини. Це пояснюється тим, що із збільшенням маси тіла, виникає лінійне збільшення кількості напруг в біомеханічній ланці (кульшовий→колінний→надп'яtkово-гомільковий суглоби), яка приймає участь у безпосередній підтримці положення тіла у вертикальному положенні [12, 13, 14, 15]. У пацієнтів із переломами кісток гомілки, це може мати сакральне значення, оскільки збільшення навантаження на сегмент, впливає на його стабільність, вибір методу лікування, вибір режиму осьових навантажень на всіх етапах лікування та створює певні особливості і виклики для спеціалістів ортезистів-протезистів, які повинні шукати технічні рішення в процесі створення індивідуального ортеза. В свою чергу також для пацієнтів із надмірною вагою характерно зменшення амплітуди рухів в суглобах нижніх кінцівок та зменшення швидкості ходи [12, 16]. Ці зміни можна пояснити з точки зору адаптивних змін, які виникають в опорно-руховому апараті, мета котрих збільшити стійкість тіла у

просторі та покращення параметрів еквілібрації. Водночас, такий тип компенсації може призводити до диспропорції навантажень на нижні кінцівки та створювати зміни в лінійності навантаження на кожен суглоб, який формує біомеханічну вісь. Біомеханічні огляди людей із ожирінням описують зміни параметрів акту ходи, а саме відмічаються коротші та ширші кроки, при цьому, подовжується фаза опори, збільшується кут повороту стопи назовні у порівнянні із людьми, які мають нормальну масу тіла [12, 16, 17]. Надмірна маса тіла також впливає на параметри величини реакції опори та внутрішньосуглобові напруги на всіх рівнях, оскільки збільшуються абсолютні сили, які діють на нижні кінцівки у всіх видах діяльності людини – стояння, хода, зміна положень. Багато уваги надано змінам механічних напруг, які виникають в колінному та гомілковостопному суглобах за умов надмірної ваги. Збільшення напруги в біоланці нижньої кінцівки, збільшує вимоги до м'язової компенсації цих напруг, які певний час можуть нівелювати цей вплив на суглобовий хрящ, окремо розглядаються питання «втомлюваності» зв'язкового апарату суглобів, в якому за умов тривалого впливу надмірного диспропорціонального навантаження, виникають дистрофічні зміни із поступовим розвитком стану нестабільності суглоба та явищ первинного остеоартрозу [18, 19].

Окрему увагу науковці приділяють змінам постурального контролю тіла. Збільшення розмірів тіла та диспропорція розподілу підшкірного жиру, створюють вплив на загальний центр маси тіла, тим самим рухи в кінцівках стають більш інерційними, погіршується здатність адаптації тіла під час вимоги до швидкої зміни пози тіла у просторі. [12]. Під час вивчення впливу індексу маси тіла на рівновагу людини, було визначено, що є взаємозв'язок між збільшенням показника індексу та порушенням всіх видів рівноваги, при цьому відмічалось збільшення кількості постуральних коливань [20, 21, 22]. Це також має своє значення в поєднанні ожиріння із переломами кісток гомілки, оскільки в під час лікування, пацієнт змушений змінювати свої сталі рухові стереотипи та використовувати допоміжні засоби опори. За умов надмірної ваги, ці зміни перебігають більш агресивно, створюються завдання у посиленні м'язового

контролю, але ризик втрати рівноваги все ж більший, ніж у людей із нормальною масою тіла. [20, 21, 23] В контексті ортезування, надмірна вага у пацієнтів із переломами кісток гомілки розглядається, як виклик для спеціаліста та критерій вибору конструкції ортеза. Ортезний виріб при цьому повинен відповідати критеріям міцності, лінійної та ротаційної стабільності, а також сприяти безпечності контрольованого осьового навантаження [24, 25].

Таким чином, надмірна маса тіла є вагомим чинником впливу на біомеханічні ланки нижніх кінцівок. За її наявності виникає збільшення навантаження на всі анатомічні сегменти тіла, при цьому змінюються поступальний статус, акт ходьби та ергономіка всього тіла людини, це суттєво ускладнює лікувальний та реабілітаційний процеси відновлення пацієнтів із переломами кісток гомілки, подовжує терміни відновлення працездатності і повернення до активного способу життя.

1.3 Переломи кісток гомілки

Переломом слід вважати порушення цілісності кістки. Переломи кісток гомілки вважаються поширеними пошкодженнями. Лікування останніх має важливе клінічне, соціальне та економічне значення для нашої держави. З біомеханічної точки зору, гомілка бере на себе значні механічні напруги під час ходи, за умов виникнення перелому, вибір методу лікування та вдалої іммобілізації, є ключовим завданням для медичних спеціалістів, залучених до надання допомоги таким постраждалим [26, 27]. Разом з тим в структурі пошкоджень кісток гомілки, особливе значення приділяють переломам тіла великогомілкової кістки та переломи обох кісток гомілки в різних комбінаціях та на різних рівнях. Окремим стовпом стоять переломи проксимального епіметафіза великогомілкової кістки із включенням в зону перелому плато великогомілкової кістки. Переломи дистального епіметафізу великогомілкової кістки, часто поєднуються із пошкодженнями гомілково-стопного суглоба. Розпіл та структурація переломів кісток гомілки має важливе значення, як в сучасній

ортопедії та травматології, реабілітації та працівників ортезно-протезних виробництв [26, 28, 29]. Переломи кісток гомілки розподіляють за такими критеріями, як локалізація та рівень зламу кістки, механізмом травми, характером лінії зламу кістки, ступінь зміщення уламків, станом шкірного покриву над зоною перелому.

Беручи до уваги ступень зміщення уламків, переломи кісток гомілки можна розподілити наступним чином: переломи із зміщенням та без зміщення уламків. Як, що враховувати стан м'яких тканин та шкіри над рівнем перелому, останні можна розподілити на два типи, відкриті та закриті переломи. Закритим перелом вважають при відсутності пошкодження цілісності шкіри над рівнем зламу кістки, при цьому у відкритих переломів таке пошкодження наявне і при цьому зона перелому стає умовно інфікованою, оскільки сполучена із зовнішнім середовищем рановим каналом. Такі пошкодження мають особливо тяжкий перебіг у людей із наявною надмірною вагою та ожирінням, тому що вони сприятливі до розвитку вторинних інфекційних ускладнень травм [26, 30, 31]

За анатомічною локалізацією, переломи кісток гомілки розподіляють відповідно до рівня пошкодження кістки, проксимальний рівень, тіло кістки, дистальний рівень та кісточки гомілковостопного суглоба (Табл 1.).

Таблиця 1.1

Класифікація переломів кісток гомілки за анатомічною класифікацією.

Локалізація	Характеристика
Проксимальні переломи	Переломи верхнього кінця великогомілкової кістки, наприклад виростки, суглобове плато, проксимальний епіметафіз.
Діафізарні переломи	Переломи тіла великогомілкової чи малогомілкової кістки у різних її третинах.
Дистальні переломи	Переломи нижньої третини

	великогомілкової кістки в ділянці її епіфізу та метафазу, в тому числі із виходом на суглобову поверхню гомілково-стопного суглоба.
Переломи кісточок	Переломи зовнішньої, або внутрішньої кісточки гомілково-стопного суглоба, або їх поєднання.

Одним із основних критеріїв розподілу переломів кісток гомілки є тип лінії зламу, оскільки саме цей критерій дає чітку інформацію про механізм травми та вектор дії механічної сили, яка спричинила травмування. В клінічній практиці, саме тип лінії зламу в більшості випадків, враховується при визначенні подальшої тактики лікування і вибору методу іммобілізації. Прогнозування ризику вторинного зміщення, оцінка термінів остаточної консолідації та режиму осьових навантажень під час реабілітаційного лікування, також залежить від характеру лінії зламу. Відповідно до цього критерію переломи кісток гомілки умовно поділяють на такі типи – поперечні, косі, гвинтоподібні та осколкові. Для кожного із цих типів переломів, характерні свої клінічні та біомеханічні особливості.

При поперечних переломах, лінія зламу проходить перпендикулярно до вісі кістки. В більшості випадків, механізм травми при таких переломах – прямий.. Характеризуються чіткою площиною зламу кістки, проте при недостатній лікувальній фіксації, може виникати вторинне зміщення фрагментів перелому. Такі переломи вважають умовно стабільними.

При косих переломах, лінія зламу йде під кутом до поздовжньої вісі кістки. Механізм травми – прямий, виникають за умов поєднання дії сил згинання та компресії. На відміну від поперечних переломів, такий тип перелому більш схильний до зміщення фрагментів, особливо за умов недостатньої чи неправильної іммобілізації сегмента. Через похилий напрямок площини лінії

зламу, такі переломи вважаються нестабільними і це має суттєвий вплив на вибір способу хірургічної чи зовнішньої іммобілізації фрагментів.

При ротаційному механізмі травми, виникають гвинтоподібні переломи кісток гомілки. Сутність цього механізму полягає в тому, що один сегмент кістки, як правило, дистальний, фіксований на площині, а проксимальний сегмент кістки зазнає надмірного скручувального навантаження, при цьому формується спіральний тип лінії зламу. Такі типи пошкоджень вважаються абсолютно нестабільними, оскільки для них характерна велика площа зламу із інтерпозицією м'яких тканин в ділянку міжкістця, що унеможливорює консервативну методику лікування у таких постраждалих.

Для уламкових переломів кісток гомілки характерно утворення одного чи більше, додаткових кісткових фрагментів в ділянці міжзламья. Такі типи пошкоджень виникають під час дії високо інтенсивної механічної сили, наприклад – падіння з висоти чи дорожньо-транспортні пригоди, бойова хірургічна травма. Уламкові переломи відносять до тяжких пошкоджень, які є клінічно нестабільними. Також тяжкість цих пошкоджень зумовлена порушенням регіонарного кровообігу та прямої енергетичної підтримки дрібних уламків, що без винятків буде негативно впливати на процеси репаративної регенерації та подальше функціональне відновлення людей, які зазнали такий тип травми. [26, 28, 32, 33].

В контексті ортезування, розподіл переломів кісток гомілки за типом лінії зламу є основним в більшості випадків. Він прямо впливає на конструктивні особливості ортеза та строки переходу до дозованих динамічних навантажень за зростаючою схемою. У випадках нестабільних типів переломів, ортезування повинно забезпечувати лаконічну на надійну підтримку всього пошкодженого сегмента та двох суміжних пошкодженню суглобів. Також правильно сконструйований виріб, дозволяє відновити та статично зберегти вісь пошкодженої кістки, протягом всього терміну лікування та реабілітації. При цьому має бути забезпечена відсутність патологічної рухливості в ділянці

перелому для оптимізації процесів зрощення та поступового функціонального відновлення [34, 35].

Сумуючи вищезазначене, можна зробити висновок, що переломи кісток гомілки мають складний перебіг і суттєво впливають на всі три біомеханічні функції сегмента. Саме тому, правильна оцінка типу перелому, його локалізації, характеру зміщення фрагментів, є вирішальними критеріями під час вибору вектора лікувальних дій.

1.4. Ортезування при переломах кісток гомілки

Важливою складовою в лікуванні та реабілітації пацієнтів із переломами кісток гомілки є використання ортезних виробів різних конструкцій та спрямувань. Лікувальна іммобілізація за допомогою ортезів, дозволяє забезпечити контроль положення вісі гомілки у випадках стабільних переломів, як заключний метод фіксації, а у випадках нестабільних, як додатковий чи тимчасовий метод фіксації. При цьому, гомілковий ортез обмежує патологічні рухи та коливання в ділянці зламу, створює оптимальні умови для безпечного та контрольованого навантаження в під час фізичної реабілітації. У пацієнтів із переломами кісток гомілки, яким була виконана хірургічна фіксація уламків за допомогою металевих імплантів, ортези використовують, як засіб додаткового шинування зони пошкодження з метою протекції зони хірургічного втручання. Це сприяє зменшенню напруг на ділянку «імплант-кістка» та зменшує м'язові скорочення в ділянці зони хірургічного втручання, що відповідно має позитивний клінічний вплив на перебіг раннього післяопераційного періоду, знижує рівень болю в оперованому сегменті, створює оптимальні патерни для ранньої функціональної реабілітації травмованих [36]. Розглядаючи використання ортезів, як основний і заключний метод іммобілізації при стабільних переломах кісток гомілки, до них встановлені такі клінічні завдання, як: підтримка вісі кінцівки, усунення патологічної рухомості в ділянці перелому, розвантаження іммобілізованого сегмента, зменшення рівня болю в кінцівці, профілактика контрактур суглобів,

доступність ранньої мобілізації сегмента із можливістю контрольованого навантаження [25].

Вибір конструкції ортеза, як вже було зазначено, залежить в першу чергу від характеру лінії зламу, проте беруть до уваги, ще такі критерії як: ступень стабільності перелому, характер положення кісткових фрагментів та рівень їх зміщення, стан м'яких тканин пацієнта над переломом, а також маси тіла пацієнта та етапу лікування в якому застосовується цей метод. При стабільних пошкодженнях, або в періоді реабілітаційного лікування, повинні використовуватися функціональні типи ортезів, які за своїми технічними характеристиками дозволяють контрольоване навантаження на пошкоджений сегмент, це реалізує концепцію механічних умов зрощення, а саме фактор помірної міжфрагментарної компресії. Ще одним плюсом використання функціональних конструкцій є збереження рухів в суміжних пошкодженню суглобах, це реалізує профілактику виникнення контрактур, скорочує терміни відновлення. При нестабільних пошкодженнях, вимоги до конструкції ортеза зростають, оскільки такі типи пошкоджень вимагають більш жорсткої фіксації. Такі конструкції повинні забезпечувати більший контроль небажаних рухів, більш жорстко підтримувати вісь кінцівки з метою профілактики вторинного зміщення фрагментів перелому [37].

В ідеалі ортезування має бути персоналізованим та динамічним, цей підхід набуває особливого значення у пацієнтів із надмірною вагою та ожирінням. Оскільки переломи кісток гомілки супроводжуються вираженим набряком м'яких тканин, змінами тонусу м'язів в сегменті та більшим ступенем виразності запальної реакції в м'яких тканинах, діаметр пошкодженого сегмента на ранніх строках лікування може динамічно змінюватись, це має свій вплив на рівень стабільності фрагментів перелому у пацієнтів із надмірною масою тіла і буде потребувати вчасної корекції параметрів ортеза. У таких випадках ортез повинен поєднувати у собі оптимальний рівень параметрів жорсткості, які він дозволяє забезпечити і можливість регулювання об'єму при прогнозованому тривалому терміні використання [36, 38].

Однією із важливих умов ефективного ортезування є правильний розподіл тиску на парафрактуральні тканини та фізіологічні кісткові констури, які розташовані більш поверхнево по відношенню до шкіри. При надмірному локальному тиску, може виникати подразнення шкіри та її придатків із поступовим розвитком порушення мікроциркуляції, що може спричинити виникнення ускладнень різного характеру. Тому конструкція гомілкового ортезу мусить враховувати анатомічні особливості постраждалого та наявність зон підвищеного ризику, наприклад – післяопераційні рубці [39, 40, 41, 42].

З точки зору реабілітації – ортезування сприяє ранній активізації травмованого, профілактиці гіподинамічних ускладнень. До таких ускладнень відносять: м'язову атрофію, контрактури суглобів суміжних перелому, порушення регіонарного кровотоку та лімфовідтоку в пошкодженому сегменті, зниження толерантності до фізичної активності. За умов вдалого та коректного ортезування, пацієнт може вже в ранньому посттравматичному періоді починати відновлення фізичної активності із контрольованими навантаженнями на пошкоджений сегмент. [26, 43, 44].

Але за всіх своїх переваг, ортезування не можна розглядати, як універсальну заміну хірургічному методу лікування. В більшості випадків, ефективність цього методу залежить від багатьох факторів, основними із котрих є загальна клінічна ситуація та вдалість репозиції кісткових фрагментів. При невірно підібраному ортезі, або надмірному ранньому навантаженні, ризик вторинних зміщень кісткових фрагментів значно значно зростає, кінцівка стає маломобільною, виникають порушення в процесі репаративної регенерації, можливий ризик невірною консолідації, чи взагалі не консолідації [25, 36, 38].

Сумуючи, можна зробити висновок, про те, що ортезування, займає важливу ланку в тривалому процесі лікування постраждалих із переломами кісток гомілки, є важливим методом зовнішньої фіксації та функціонального супроводу пацієнта на шляху до відновлення опороздатності пошкодженого сегмента.

Загальні висновки до першого розділу

У першому розділі роботи був проведений аналіз сучасних літературних відомостей щодо анатомо-фізіологічних особливостей сегменту – гомілка. Був визначений вплив надмірної маси тіла та ожиріння на біомеханіку опорно-рухового апарату людини, визначена роль ортезування в структурі лікування і реабілітації постраждалих із переломами кісток гомілки.

Гомілка є важливою складовою ланцюга біомеханічних напруг в нижній кінцівці людини. Вона забезпечує три основні функції під час передачі механічних напруг, як під час акту ходи, так і в стані спокою. Це опорна, рухова та амортизаційна функції.

Великогомілкова кістка, як перша скрипка, бере основну участь у передачі осьового навантаження під час ходи та стояння. В той же час малогомілкова кістка, м'язовий та зв'язковий апарат гомілки, судинно-нервові структури, а також колінний і гомілковостопний суглоби – забезпечують стабільність і координацію рухів, функціональну єдність сегмента. Саме тому переломи кісток гомілки у всіх їх анатомічних частинах, мають суттєвий вплив на біомеханіку ходи, опороспроможність нижньої кінцівки та на якість життя пацієнта.

В той же час надмірна вага та ожиріння – чинники, які мають суттєвий вплив на розподіл навантажень в опорно-руховому апараті тіла людини. Збільшення маси тіла суттєво збільшує напруги в біоланці нижньої кінцівки. Також значно зростає навантаження на суглоби та їх капсульно-зв'язковий апарат. Тим самим виникають патологічні установки патерну ходи, створюють умови до порушення ергономіки в тілі людини. У травмованих із переломами кісток гомілки, це створює додаткові перешкоди на всіх етапах лікувального процесу. На ранньому госпітальному етапі, це можуть бути ризики вторинного зміщення фрагментів перелому, виразність запальної реакції в ділянці перелому, схильність до розвитку інфекційних ускладнень за наявності відкритих пошкоджень. На етапі реабілітаційного лікування, це може проявлятися уповільненою консолідацією чи

взагалі незрощенням переломів, як наслідок – втрата працездатності на тривалий час.

Разом з тим, було визначено, що переломи кісток гомілки, належать до серйозних пошкоджень опорно-рухової системи людини. Їх клінічний перебіг має суттєвий вплив від багатьох чинників, такі як: локалізація і тип лінії зламу, стан парафрактуральних м'яких тканин, наявність супутньої соматичної патології і загальним станом пацієнта. Особливе значення займає клінічна оцінка стабільності перелому та визначення його типу: поперечний, косий, уламковий, стабільний чи нестабільний. Від цих даних залежить подальший вибір методу лікування та можливість раннього відновлення, потреба в адаптивних засобах іммобілізації, будь-то ортези чи інші методи фіксації. Ортезування, як метод іммобілізації та елемент відновного лікування, спрямоване на механічну та функціональну підтримку пошкодженого сегмента. Цей метод, дозволяє втримати вісь кінцівки в правильному положенні, нівелювати патологічні рухи в ділянці перелому, розвантажити пошкоджений сегмент, загалом створити умови для оптимального поступового відновлення травмованого. Цей метод гарно себе зарекомендував за умов персоніфікованого підходу до виготовлення виробів, особливо у пацієнтів із надмірною вагою. При цьому, правильно виготовлений ортез, дозволяє поєднати надійну зовнішню фіксацію із функціональною мобільністю пошкодженого сегмента. Ортези можна, ще використовувати, як адаптивну фіксацію після остеосинтезу, як засіб протекції для зони «імплант-кістка». При виборі ортезної конструкції необхідно враховувати біомеханічні особливості пошкодження, а саме параметр стабільності перелому, морфо функціональні особливості гомілки, масу тіла людини, стан м'яких тканин пошкодженого сегменту, етап лікування на якому застосовується метод.

Таким чином, проведений аналіз свідчить, що використання ортезування у пацієнтів із травматичними пошкодженнями кісток гомілки, особливо при супутній надмірній масі тіла, є актуальною проблемою сучасності, яка обґрунтовує доцільність подальшого дослідження застосування ортезних фіксаторів у пацієнтів із надмірною вагою та ожирінням.

РОЗДІЛ II

МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

2.1 Загальна характеристика дослідження

Дане дослідження присвячене виявленню особливостей вибору ортезних конструкцій у пацієнтів із переломами кісток гомілки у поєднанні із супутньою надмірною масою тіла чи ожирінням. Характер роботи – клініко-аналітичний і включає в себе такий обсяг, як: вивчення анатомічних, функціональних, біомеханічних і ортезних аспектів під час відновлення таких постраждалих. Основна увага в роботі надавалася не тільки клінічній оцінці переломів, а і функціональному стану нижньої кінцівки, порушенню опоро спроможності, змінам в біомеханіці акту ходи та обґрунтуванню вибору ортезної конструкції. В рамках дослідження здійснювався аналіз клінічних, інструментальних даних травмованих. Виконувалося визначення наявності надмірної ваги тіла чи ожиріння, оцінка типу і характеру переломів великогомілкової кістки чи комбінація цього перелому із пошкодженням малогомілкової кістки. Враховувалась можливість використання гомілкових ортезів, як заключий та додатковий метод шинування пошкодженого сегменту, а також функціональний стан сегмента визначався на всіх етапах лікувального процесу.

Основою проведення дослідження були травмовані із діагностованими переломами кісток гомілки та надмірною вагою чи ожирінням, які проходили лікування на базі травматологічного відділення, комунального некомерційного підприємства Харківської обласної ради «Обласна клінічна лікарня». В роботі мали ключове значення дані клінічних та інструментальних методів обстежень, антропометричні параметри травмованих, а також особливості ортезування в залежності від рівня пошкодження кісток гомілки і функціональні потреби травмованих на різних етапах лікування.

З точки зору ортезування та протезування, важливим було визначення функціональних потреб пацієнта. До цих потреб відносили забезпечення

оптимального рівня стабільності в зоні перелому чи зоні «імплант-кістка», розвантаження травмованої кінцівки, нівелювання патологічної рухомості на рівні зламу, протекція сегмента на всіх етапах лікувального процесу. В той же час, надмірна вага, розглядалась, як чинник, який збільшує вимоги до міцності виробу, оптимального рівня фіксації сегмента, персонального комфорту та анатомо-функціональної відповідності, виробу, який застосовувався під час лікування.

Основний лейтмотив дослідження полягає в обґрунтуванні доцільності персоніфікованого підходу до ортезування пацієнтів, особливо на фоні надмірної ваги. Запропонований підхід дозволяє враховувати не тільки тип перелому і рівень зламу, але і масу тіла пацієнта, рівень осевого навантаження на пошкоджений сегмент, ступінь порушення опоро здатності, больовий синдром та прогнозований рівень функціонального відновлення.

Критеріями включення в дослідження були наявність діагностованих клінічно та рентгенологічно переломів діяфізу великогомілкової кістки на різних рівнях його зламу, наприклад у верхній, середній чи нижній третині та поєднання таких переломів із переломами малоюмілкової кістки також на різних рівнях зламу.

Наступним критерієм була наявна надмірна вага чи ожиріння, які визначалися за допомогою вирахування стандартизованого показника індексу маси тіла (ІМТ).

Потреба в ортезуванні визначалася індивідуально, для кожного з хворих, при цьому сумісно із ортопедом-травматологом, визначався тип і характер перелому кісток гомілки, рівень зміщення і виразність запальних змін в м'яких тканинах, які були дотичні до перелому, ступінь набряку м'яких тканин, рівень болю, рівень оптимальної іммобілізації пошкодженого сегмента.

Критеріями виключення із дослідження були, відмова від подальшої участі у дослідженні, погіршення перебігу хвороби в зв'язку із розвитком ускладнень, неможливість подальших спостережень за травмованими (в більшості випадків у зв'язку із переведенням до інших лікувально-профілактичних на наступні етапи

медичної евакуації. А також порушення рекомендацій експлуатації фіксуєного ортеза.

Усі учасники були розподілені на 2 групи по 30 осіб, основну та контрольну. До основної групи увійшли пацієнти, у лікуванні котрих використовували персоналізоване ортезне забезпечення, пацієнти контрольної групи проходили стандартне лікування і реабілітацію, без застосування адаптивного ортезування. Оцінку результатів лікування проводили через 1, 2, 4, 6 та 12 місяців з моменту травми.

2.2 Загальна характеристика пацієнтів.

В дослідженні приймали участь пацієнти з переломами кісток гомілки та супутньою надмірною вагою, які проходили стаціонарне та реабілітаційне лікування на базі КНП ХОР «ОКЛ» у 2024-2026р.

Робота проводилася на базі результатів аналізу медичної документації 60 травмованих. З них 37 травмованих були чоловіками, 23 — жінками. Середній вік травмованих складав — $42,2 \pm 2,3$ року. Термін спостереження складав 12 місяців з моменту травми.

Розподіл хворих за віком і статтю наданий в табл. 2.1.

Таблиця 2.1.

Розподіл хворих за віком і статтю

Стать	Кількість	Вік			
		20-30	30-40	40-50	50-60
Жінки	23	2	8	7	6
Чоловіки	37	3	13	13	8
Загалом	60	5	21	20	14

При цьому від загальної кількості обстежених категорія травмованих від 20-30 років складала 8,3% від всієї групи обстежених, категорія осіб від 30-40 років, складала 35%, вік 40-50 років — 33%, а від 50 до 60 — 23,3%.

Усі пацієнти надали добровільну згоду на участь у дослідженні та використання деперсоналізованих клінічних результатів їх обстежень.

З позиції ортезування та протезування, такі пацієнти потребували більшої уваги, чим пацієнти з іншими локалізаціями травматичних пошкоджень, оскільки переломи кісток гомілки значно порушували статичну, кінематичну функції всього тіла, а надмірна вага ускладнювала перебіг травматичної хвороби.

2.3 Методи дослідження

У роботі були використані клінічні, антропометричні, біомеханічні та інструментальні методи, функціональні тести ходи та обробка статистичних даних.

Клінічні методи включали в себе визначення скарг пацієнтів, анамнезу травми та її механізму, оцінка загального стану пацієнта та локального статусу ушкодженого сегмента. Оцінка локального статусу включала визначення рівня болю в сегменті відповідно до візуальної аналогової шкали болю (ВАШ). Оцінка проводилася за 10-бальною шкалою, де 10 балів – відповідало критерію максимальному рівню вираженості больового синдрому, а 0 балів, відповідало відсутності болю [46]. Сегментарну хворобливість визначали методом обережної пальпації сегмента без провокування патологічної рухливості на рівні зламу. Також проводилася оцінка наявності деформації гомілки за допомогою візуального визначення її наявності та порівняння положення сегмента із здоровою гомілкою, результат фіксували фактично – деформація присутня чи відсутня. Так само визначали порушенні її вісі гомілки та ознаки патологічної рухомості в ділянці пошкодження. Вираженість набряку тканин в сегменті оцінювали за допомогою вимірювання сантиметровою стрічкою окружності пошкодженого сегмента і контрлатерального сегмента з висотою вимірювання на рівні анатомічної локалізації пошкодження з подальшим визначенням різниці в показниках у сантиметрах, довжину сегмента визначали від рівня суглобової

щілини колінного суглоба до медіальної кісточки гомілково-стопного суглоба [26].

Антропометричні методи включали в себе визначення зросту у сантиметрах, визначення показника проводили в умовах приймально-діагностичного відділення в положенні лежачи на спині, оскільки через наявну травму вертикалізація пацієнтів була неможлива. Вимірювання виконували від скроні до поверхні стоп із заключною точкою виміру на рівня плантарної поверхні п'яти здорової кінцівки, в положенні максимального випрямлення нижніх кінцівок і тулуба. Отримане число фіксували в сантиметрах [46, 47]. Масу тіла травмованих визначали за допомогою каталкових ваг, отримані показники фіксували в кілограмах і в сукупності із числом зросту пацієнта, використовували для розрахунку показника індексу маси тіла (ІМТ). Показник ІМТ використовували з метою оцінки відповідності маси тіла травмованого до його зросту і вирішення питання, що до наявності надмірної ваги тіла, або ступеня ожиріння. Даний показник розраховувався за формулою ($ІМТ = m/h^2$), при цьому m - маса тіла, а h^2 - зріст пацієнта. Маса тіла при цьому вимірювалася у кілограмах, а зріст у метрах. Отримане значення показника виражалося у $кг/м^2$. Параметри інтерпретації показника ІМТ надані в табл. 2.2.

Таблиця 2.2

Інтерпретація показника індексу маси тіла (ІМТ)

Маса тіла	Значення ІМТ, $кг/м^2$
Нормальна маса тіла	18,5-24,9
Надмірна вага	25,0-29,9
Ожиріння I ступеня	30,0-34,9
Ожиріння II ступеня	35,0-39,9
Ожиріння III ступеня	$\geq 40,0$

Надмірну вагу тіла визначали, як що значення показника ІМТ знаходилося в діапазоні від 25,0-29,9 $кг/м^2$, а ожиріння при ІМТ 30,0 $кг/м^2$ і більше [8]. Дані

показники брали до уваги під час оцінки біомеханічного навантаження на пошкоджений сегмент і при обґрунтуванні вибору ортезного супроводу.

Біомеханічне дослідження травмованих виконувалося на базі «Філія» Університетська лікарня ХНМУ на базі Протезно-ортезної лабораторії, методом математичного моделювання переломів діяфізу великогомілкової кістки у поєднанні із адаптивним ортезуванням у пацієнтів із надмірною вагою чи ожирінням різних ступенів. Була розроблена базова модель методом скінчених елементів з осьовим навантаженням, що моделювало навантаження на кістки гомілки і стопи у стані стандартного навантаження з урахуванням надмірної ваги [15].

Методика моделювання ґрунтувалася на принципах базової скінчено-елементної моделі (БСМ) гомілки людини із переломом в середній третині великогомілкової кістки. Остання наведена на рисунку 2.1.

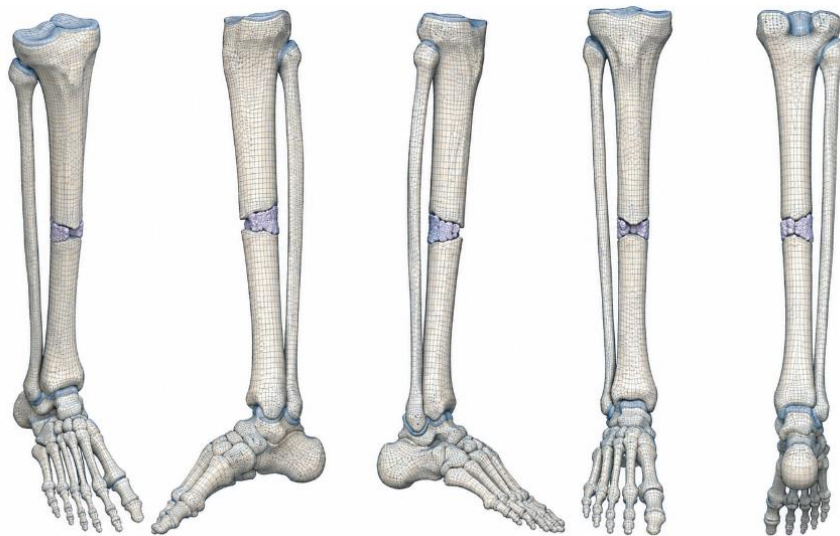


Рисунок 2.1 Базово-скінчена модель гомілки людини із переломом середньої третини великогомілкової кістки.

Дана модель, включала в себе великогомілкову та малогомілкову кістки, кістки стопи, а також суглобові прошарки з механічними властивостями біологічних тканин [48]. В наданому зразку імітували перелом середньої третини великогомілкової кістки, а зону перелому заповнювали елементом, що імітував кісткову мозоль. Як кінцевий елемент, для побудови гомілки, було обрано 10-

вузловий тетраедр із квадратичною апроксимацією, що в свою чергу збільшило валідність моделі. Також використання тетраедральної сітки, було доцільним з огляду на анатомічну поліморфність сегмента, та необхідності деталізації ділянок із піковою концентрацією напружень в моделі. Накістковий остеосинтез моделювали у вигляді металевої пластини, розташованої відповідно до технології остеосинтезу при таких травмах. При цьому, фіксація гвинтами була модульована, як за стандартних умов, проксимально і дистально від лінії зламу. Модель представлена на рисунку 2.2

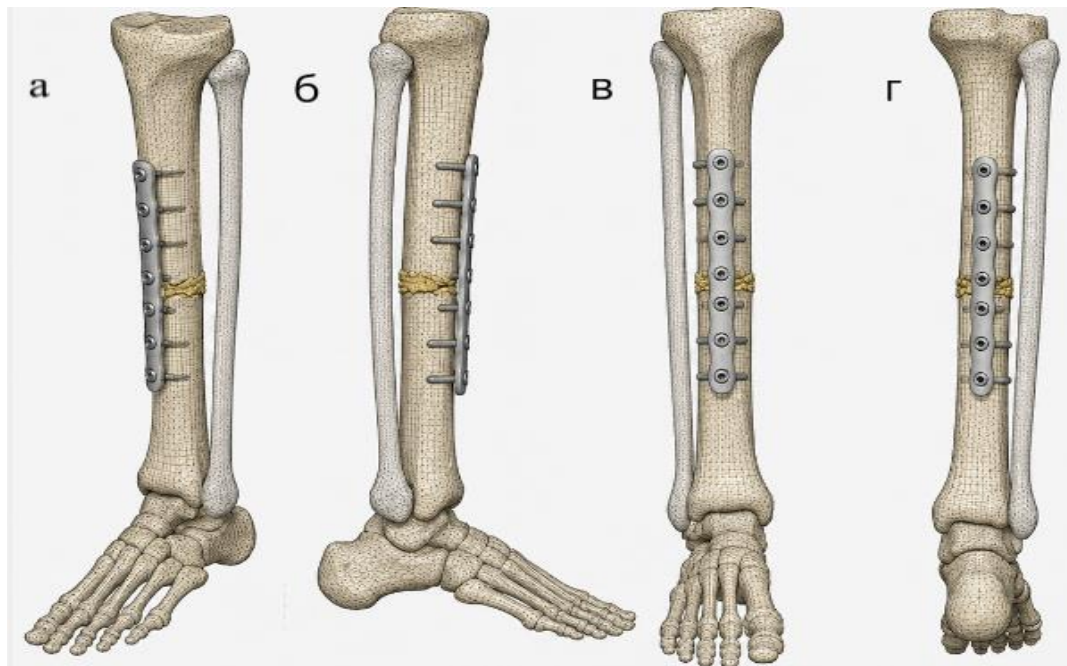


Рисунок 2.2 Базово-скінчена модель гомілки людини із переломом середньої третини великогомілкової кістки та накістковим остеосинтезом

а - загальний вигляд моделі, б - вид моделі збоку, с - вид спереду, г - вид ззаду.

Контакт між пластиною, гвинтами та кісткою завдали таким чином, щоб забезпечити стабільність напруг в гоні конструкції, при цьому механічне навантаження на всю модель частково розподілялося через фіксуючі елементи металевого фіксатора, як за стандартних умов [49, 50].

Ортезне забезпечення моделювали у двох варіантах. Перший моделював стандартне ортезне забезпечення, при цьому ортез забезпечував зовнішню стабілізацію, за рахунок опорних поверхонь, бічних стінок виробу, фіксуючих ременів та опорної підошви. Другий варіант моделі, відповідав адаптивному

ортезування, при якому конструкція, враховувала клінічні та інструментальні дані досліджень. В обох варіантах, ортез виходив за межі колінного суглоба на 10-15 см, що відповідало основним правилам лікувальної іммобілізації. Це дозволяло забезпечити додатковий контроль вісі сегменту та зменшити вплив ротаційний та кутових сил, які діяли на ділянку перелому та систему «імплант-кістка» [33, 36, 38].



Рисунок 2.3 Базово-скінчена модель гомілки з накістковим остеосинтезом та додатковою фіксацією ортезом із посиленими ребрами жорсткості.

Розрахункові навантаження завдавали відповідно до середніх значень маси тіла травмованих та індексу маси тіла в обох групах.

Силу осьового навантаження визначали відповідно до формули

$$F = m \times g, \quad (2.1)$$

де F – сила осьового навантаження, m – маса тіла пацієнта, g – прискорення вільного падіння, яке приймали рівним $9,81 \text{ м/с}^2$ [51].

У моделі аналізували два режими навантаження. Навантаження із повною опорою і частковою опорою в обсязі 50% від розрахункового осьового

навантаження. Повна опора дозволяла зробити оцінку напружено-деформованого стану конструкції за умов максимального навантаження. В той же час, часткова опора – відповідала умовам дозованого навантаження, характерного для ранніх етапів лікування. Дистальні відділи моделі стопи фіксували у площині опори, що імітувало контакт стопи із площею опори. Навантаження на модель прикладали від проксимального відділу моделі по вісі великогомілкової кістки до фіксованої стопи. Створені умови експерименту дозволили відтворити основні механічні умови, які виникають під час стояння та поступового відновлення опороспроможності кінцівки в періоді реабілітації.

Проводився розрахунок еквівалентних напруг за Мізесом у великогомілковій кістці, зоні перелому та кісткового мозоля, металевій пластині, гвинтах та елементах ортеза. Додатково фіксували локалізацію пікових напружень [52].

Окрему увагу приділяли впливу надмірної ваги та ожиріння на механічні навантаження сегмента, оскільки збільшення маси тіла, могло змінювати умови передачі механічного навантаження через кістку та елементи фіксаторів, в тому числі ортезний виріб.

Інструментальні методи обстеження проводили для підтвердження діагнозу та уточнення характеру перелому кісток гомілки. Це мало значення для вибору подальшого методу лікування та ортезного забезпечення. Дані методи включали в себе рентгенологічний метод, постраждалим виконувалися стандартні рентгенограми гомілки у двох проекціях, передня і бокова. Обстеження виконувалися стандартно, одразу після надходження у приймальне відділення та під час всіх клінічних оглядів пацієнтів на 1, 2, 4, 6, 12 місяцях. Результати обстежень мали важливе значення на рівень функціоно-допустимих навантажень на всіх етапах лікування та реабілітації та обґрунтування вибору ортезного забезпечення. При складних випадках – застосовувалася комп'ютерна томографія, яка більш детально дозволяла зробити оцінку положення фрагментів перелому.

Функціональні тести оцінки ходи застосовували вже на етапі медичної реабілітації вже після проведених основних лікувальних заходів у строки від 4,6,

12 місяць. За допомогою них проводилася оцінка відновлення активності пацієнта та здатність до самостійного пересування, проводилася оцінка ефективності ортезів. Для оцінки ходи був використаний тест десятиметрової ходи у власній модифікації, при цьому пацієнту пропонували пройти по попередньо-підготовленій площині 10 метрів у звичайному для нього темпі, при цьому, за допомогою секундомеру фіксувався час, за який пацієнт здолав дистанцію. Результати тесту оцінювалися за формулою ($V=S:t$)- де V - швидкість ходи – метр/сек, S - відстань у метрах, t - час, за який пацієнт здолав відстань. При цьому, як що швидкість ходи складала менш ніж 0,33 м/сек – хода вважалася дуже обмеженою, як що показник сягав від 0,50 м/сек до 0,67 м/сек- хода прирівнювалася до рівня обмеженої побутової ходи, як що сягав від 0,67-0,83 м/сек – то це рівень обмеженої громадської мобільності, 0,83-1,00 м/сек – достатньої громадської мобільності, 1,00-1,25 м/сек – рівень достатньої функціональної ходи і як що $1,25 \leq$, то це рівень незалежної ходи [53,54].

2.4 Методика індивідуального виготовлення ортеза

Ортез був виготовлений індивідуально, з урахуванням вищезазначених клінічних даних. Вибір конструкції здійснювався з урахуванням необхідності оптимізації рівня стабільності в зоні перелому. Для пацієнтів із зайвою вагою та ожирінням велика увага приділялася міцності конструкції та площі контакту ортеза з кінцівкою, забезпечуючи рівномірний розподіл тиску на м'які тканини в зоні ушкодження. Основною метою ортеза було забезпечення стабільності гомілки та обмеження патологічних коливань у зоні перелому під час раннього періоду лікування. Процес проектування та виготовлення включав етапи, які відображені в Табл. 2.3.

Етапи виготовлення ортеза гомілки

Етап виготовлення	Зміст	Показники
1.Клінічна і функціональна оцінка пацієнта	1. Оцінка загального стану пацієнта. 2. Оцінка локального стану кінцівки 3.Травматологічний/реабілітаційний супровід	1. Біль за ВАШ. 2. Виразність набряку 3. Рівень пошкодження кістки 4. Стан м'яких тканин над рівнем пошкодження.
2.Аналіз рентгенологічних показників.	1. Визначення характеру перелому та його типу. 2. Стабільність перелому 3.Травматологічний/реабілітаційний супровід	1. Локалізація перелому 2. Тип лінії зламу 3. Характер зміщення фрагментів. 4. Ознаки консолидації.
3.Антропометричні вимірювання	1. Оцінка ваги та зросту пацієнта, розрахунок індексу маси тіла. 2. Визначення довжини гомілки 3. Оцінка сили м'язів пацієнта. 4. Визначення обсягу рухів в суміжних пошкодженню суглобах.	1.Довжина/окружність гомілки на різних рівнях. 2. Об'єм сегмента 3. Форма кінцівки. 4. Амплітуда рухів.
4.Визначення зон розвантаження та фіксації	1. Зони фіксації: верхня третина гомілки в ділянці гористості великогомілкової кістки, середня третина гомілки, ділянка над надп'яtkово-гомілковим суглобом в	Хворобливі ділянки, набряк, гематоми, рубці, стан шкірних покривів в ділянці перелому, виразність

	ділянці кісточок гомілковостопного суглоба. 2. Зони розвантаження: парафрактуральна зона, зони сегментарної гіперстезії, зона вираженого набряку, області гематом або рубцевих змін. 3. Зони, де необхідно уникати надмірного тиску: передньо-медіальна поверхня великогомілкової кістки, кісткові виступи, ділянки рубців, саден, ран, зони з порушенням чутливості або трофіки шкіри.	кісткових виступів, форма й об'єм гомілки, зони прогнозованого тиску ортеза в процесі експлуатації.
5. Проектування виробу	Визначення конструктивних особливостей ортеза з урахуванням показників попередніх етапів та визначення рівня необхідної зовнішньої підтримки.	1. ІМТ 2. Рівень допустимого навантаження. 3. Потреба у стабілізації. 4. Обсяг допустимих рухів. 5. Обсяг розвантаження ділянки перелому.
6. Виготовлення	1. Зняття зліпку з пошкодженої кінцівки (негатив) з кінцівки. Для цього використовувалася гіпсова аплікація на м'які тканини	1. Відповідність формі пошкодженого сегмента. 2. Зони фіксації та

	кінцівки з подальшим зняттям і висушуванням моделі. 2. Створення позитивної моделі. При цьому негативна модель заповнюється гіпсовою сумішшю, яка точно моделює сегмент кінцівки. Після чого відбувається інструментальна, або ручна корекція моделі (умова персоніфікації та індивідуальності виробу). 3. Моделювання, формування каркасу ортеза. На позитивну модель, після попередньо розігрівання в термопечі, термопластичний матеріал (карбон, поліпропілен та ін.) натягують і за допомогою вакууму адаптують під розмір моделі, так зване термоформування. 4. Виконується обробка охолодженої моделі ортеза, виконується окантування моделі кріпленнями та, якщо є така потреба – шарнірами. Гострі краї обрізуються, виконуються шліфувальні роботи.	розвантаження 3. Довжина і окружність сегмента. 4. Зони кісткових виступів. 5. Рівень жорсткості виробу. 6. Адаптивність кріплення.
7. Примірка	Виконується первинна примірка виробу на пацієнті.	1. Посадка ортеза 2. Стабільність

		фіксації. 3. Рівень комфорту. 4. Персоніфікація виробу.
8. Корекція	За потребою виконується доопрацювання недоліків чи модифікація виробу в залежності від потреб травмованого.	1. Рівень болю 2. Рівень комфорту 3. Ортезуювнені ускладнення. 4. Недостатній рівень фіксації. 5. Зміна локалізацій зон підвищеного тиску.
9. Навчання травмованого правилам експлуатації	Пацієнта консультували та пояснювали правила експлуатації виробу, правила персональної гігієни та догляду за сегментом, вимоги до догляду за станом ортеза.	1. Здатність до самообслуговування виробу. 2. Дотримання режиму рекомендованих функціональних навантажень.
10. Динамічний контроль ефективності виробу.	Динамічна оцінка ефективності і комфорту експлуатації виробу на етапах відновлення. Корекція виробу за умов виникнення такої необхідності з урахуванням змін вищезазначених показників.	Все вищезазначене.

Таким чином, виготовлення індивідуального ортезного фіксатора, виконувалося із дотриманням принципів персоніфікованого підходу і

врахуванням клінічного стану пацієнта, локалізації перелому, даних антропометрії, маси тіла людини та індексу маси тіла, а також функціональних вимог до ортезного виробу. Надважливим, вважався рівень стабільності та фіксації в сегменті, оптимальний розподіл тиску у виробі та комфорт користування із можливістю динамічної адаптації параметрів виробу до потреб пацієнта [56, 57, 58].

Ефективність ортопедичної підтримки можна аналізували авторською методикою. Використовували 5 критеріїв (анатомічна відповідність, стабільність фіксації, рівень комфорту під час використання, місцевий стан гомілки та функціональність ортеза під час ходьби). Ці вимірювання оцінювалися під час кожного обстеження, де кожен критерій оцінювався від 0 до 2 балів, де 0 вказує на низьку якість, 1 вказує на середню якість, а 2 вказує на високу якість продукту. Коли бали підсумовуються для всіх ортопедичних засобів, отримується загальний показник якості ортопедичних засобів. Критерії та їх оцінка представлені в табл..2.4.

Таблиця 2.4.

Критерії оцінки якості ортезування

Критерій	0 балів	1 бал	2 бали
Анатомічність	Виріб не відповідає формі гомілки, потребує модифікації та корекції.	Ортез частково анатомічний, але є окремі ділянки надмірного чи неповного прилягання до шкіри.	Повна анатомічна відповідність, виріб рівномірно приляга
Стабільність фіксації	Виріб не забезпечує стабільну фіксацію,	Стабільність задовільна, проте під час ходи, виникає відчуття	Повний обсяг стабільності, ортез не зміщується під час акту ходьби.

	бовтається в процесі експлуатації.	часткової нестабільності.	
Рівень комфорту	Виражений біль під час експлуатації.	Наявний дискомфорт, який не заважає ході на короткі дистанції.	Добре переноситься, дискомфорт відсутній, або невиражений.
Локальний статус	Виражена гіперемія, дерматит, пролежні в місцях надмірного тиску.	Осередки локальної гіперемії, відсутні ознаки пошкодження шкіри.	Шкірний покрив гомілки без ознак подразнення, гіперпресії.
Функціональність виробу	Виріб не дозволяє притримуватися призначеного ортопедичного режиму.	Ортез забезпечує можливість ходи, але з певними функціональними обмеженнями.	Можливості виробу дозволяють безпечну ходу в межах встановленого ортопедичного режиму.

Аналіз загальної оцінки якості виконаного ортезування проводився шляхом сумації балів. Сума балів від 8 до 10 – розглядалася, добра якість методу. Як, що сума балів сягала в діапазоні від 5 до 7, якість ортезування оцінювалася, як задовільна. Незадовільною якість ортезування вважали, як що сума балів знаходилася в межах від 0 до 4. Визначення оцінки якості ортезування, які і визначення інших показників, проводилося під час контрольних оглядів травмованих у встановлені терміни. Отримані дані дозволяли вчасно визначити необхідність адаптації і корекції параметрів виробу, що в свою чергу впливало на

своєчасність профілактики розвитку вторинних ускладнень і підвищувало сприйнятливості пацієнта до відновного лікування, підвищувало довіру до медичного персоналу.

2.5 Методи статистичної обробки даних

У статистичному аналізі використовувалися як параметричні, так і непараметричні статистичні методи для обробки математичних даних. Вибірковий статистичний аналіз складався з демографічних показників віку, статі та критеріїв розподілу за віком. Клінічні висновки включали вираженість больового синдрому за візуальною аналоговою шкалою, набряк м'яких тканин та їх стан, а також локальний статус гомілки. Щодо антропометричних показників, обробка враховувала масу тіла, зріст, індекс маси тіла, надлишкову масу тіла та ожиріння. Крім того, з методів функціонального обстеження як зразок був взятий тест на 10-метрову ходьбу, і відповідно аналізувалися показники функціональної оцінки якості ортезу. Діагностичні заходи інструментально використовувалися для підтвердження діагнозу, оцінки ступеня та типу пошкодження, але були виключені зі статистичної обробки, оскільки ці аналізи містили клінічно орієнтоване та описове значення. Для кількісних показників обчислювалися середнє арифметичне, стандартне відхилення та стандартна похибка середнього. Дані нормального розподілу мали розподіли ($M \pm m$), де M — це середнє арифметичне, а m — середня стандартна похибка. Для валідації показників використовувався двосторонній t -тест Стюдента. Якщо розподіл показників не відповідав нормальному розподілу, виконували непараметричний критерій Манна-Уїтні. Якісні виміри були представлені в абсолютній кількості спостережень та у відсотках як загальних, так і абсолютних відсотків. Для порівняння використовувався критерій Пірсона χ^2 або критерій Фішера. Різниці вважалися статистично значущими при $p < 0,05$ [59, 60].

Загальні висновки до другого розділу

Розділ демонструє загальну характеристику організації проведеного дослідження, дані клінічного матеріалу та методичні підходи, які бралися до уваги при вирішенні поставлених завдань дослідження. Методична структура роботи відповідала поставленій меті і дозволила провести оцінку не тільки характеру травматичного ушкодження кісток гомілки, а і провести оцінку клінічних, біомеханічних та функціональних даних, які мали суттєвий вплив на вибір ортезного супроводу травмованих.

У дослідженні приймали участь 60 пацієнтів, які відповідали вищезазначеним критеріям включення у дослідження. У пацієнтів були встановлений діагноз закритих переломів кісток гомілки та супутнє ожиріння чи надмірна вага. Дослідження було проведено на клінічній базі кафедри екстреної та невідкладної медичної допомоги, ортопедії, травматології та протезування Харківського національного медичного університету – Комунального некомерційного підприємства, Харківської обласної ради «Обласна клінічна лікарня». Збір клінічного матеріалу відбувався на базі травматологічного відділені лікарні. Реалізація ортезного супроводу, проводилася на базі ортезно-протезного виробництва ТОВ «СИГМА-ОРТО».

Пацієнти були розділені на дві групи спостереження (основна і контрольна). Визначені критерії включення та виключення дали змогу, забезпечити однорідність груп з метою підвищення рівня валідності наукового дослідження. Створені умови, на нашу думку, були сприятливими для порівняльної оцінки стандартного підходу до лікування і реабілітації із персоніфікованим ортезним супроводом.

РОЗДІЛ III

РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ ТА АНАЛІЗ ЕФЕКТИВНОСТІ ОРТЕЗНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ.

3.1 Анатомічна та клінічна характеристика переломів кісток гомілки у пацієнтів із надмірною масою тіла.

В дослідженні приймали участь 60 хворих із переломами кісток гомілки на фоні надмірної ваги чи ожиріння різних ступенів Розподіл хворих відповідно до наявної надмірної ваги чи ожиріння наданий у табл.3.1

Таблиця 3.1

Розподіл пацієнтів груп в залежності від індексу маси тіла

Категорія ІМТ	ІМТ, кг/м ²	Основна група	Контрольна група	Загалом
Надмірна вага	25,0-29,9	11/36,7%	13/43,3%	24/40,0%
Ожиріння I ст	30,0-34,9	14/ 46,7%	13/43,3%	27/45,0%
Ожиріння II 48т..	35,0-39,9	5/16,6%	4/13,4%	9/15,0%
Загалом	—	30/100%	30/100%	60/100%
Середнєквадратичне відхилення	кг/м ²	31,5±3,2	30,9±3,1	31,2±3,2

Середній індекс маси тіла в основній групі складав 31,5±3,2 кг/м², у порівняльній—30,9±3,1 кг/м².

Середній рівень ІМТ в обох групах складав 31,2±3,2 кг/м². Ці дані свідчать про те, що найбільшу частку пацієнтів груп склали травмовані із ожирінням I ст, а саме 27 осіб – 45%. Надмірна вага була визначена у 24 осіб – 40%.

У 9 пацієнтів було виявлено ожиріння II ст., це склало 15% від загальної кількості вибірки. Результати аналізу стверджують про однорідність розподілу груп за даним показником, при цьому незначне переважання середнього значення

ІМТ в основній групі, не впливало на однорідність сукупності. В той же час, це вказувало на необхідність урахування антропометричних показників під час ортезного супроводу у пацієнтів із травматичними пошкодженнями кісток гомілки.

Нижче наведені результати аналізу анатомо-кілічних особливостей переломів кісток гомілки пацієнтів основної та контрольної груп. Оцінювали локалізацію перелому, характер пошкодження великогомілкової та малоомілкової кісток, наявність поєднаного пошкодження, а також тип перелому відповідно до класифікації за характером лінії зламу. Отримані дані дозволили визначити клінічні чинники, які мали важливе значення для подальшого ортезного супроводу травмованих. Результати аналізу наведено в табл. 3.2.

Таблиця 3.2

Анатомо-кілічна характеристика переломів кісток гомілки.

Показник	Основна група, n=30	Контрольна група, n=30	Загалом, n=60
1. Локалізація перелому			
Верхня третина	4 / 13,3%	6 / 20%	10 / 16,7%
Середня третина	17 / 56,7%	15 / 50%	32 / 53,3%
Нижня третина	9 / 30%	9 / 30%	18 / 30%
2. Тип перелому за характером лінії зламу			
Поперечний	4 / 13,3%	3 / 10%	7 / 11,7%
Косий	11 / 36,7%	9 / 30%	20 / 33,3%
Гвинтоподібний	10 / 33,3%	14 / 46,7%	24 / 40%
Осколковий	5 / 16,7%	4 / 13,3%	9 / 15%
3. Клінічні			

ознаки пошкодження			
Наявність зміщення фрагментів	21 / 70%	17 / 56,7%	38 / 63,3%
Порушення вісі гомілки	21 / 70%	17 / 56,7%	38 / 63,3%
Виражений набряк м'яких тканин	27 / 90%	25 / 83,3%	52 / 86,7%
Виражений больовий синдром	24 / 80%	29 / 96,7%	53 / 88,3%

Відповідно до таблиці 3.2, серед пацієнтів обох груп переважали переломи середньої третини кісток гомілки, останні були виявлені у 32 (53,3%) пацієнтів вибіркової сукупності. Переломи нижньої третини спостерігалися у 18 (30%) травмованих. В той же час пошкодження верхньої третини діяфіза були менш поширеними, фіксовані у 10 (16,7%) випадках. Даний розподіл свідчить про домінанту діяфізарних переломів саме в середній третині, в той же час, це має важливе значення для вибору ортезної конструкції, оскільки потребують достатньої стабілізації сегмента та контролю осьового навантаження.

За характером лінії зламу, найчастіше спостерігалися гвинтоподібні переломи, 24 (40%) випадки, а також косі переломи – 20 (33,3%). Поперечні переломи були виявлені у 7 пацієнтів, що становило 11,7%, а осколкові у 9 пацієнтів, або 15%. Такий розподіл, свідчить про те, що у пацієнтів переважав ротаційний та не прямий механізм травми. З точки зору ортезування, отримані дані мають суттєве значення, оскільки в більшості випадків переважали нестабільні типи пошкоджень, які потребували ретельного контролю положення сегмента на етапах лікування та реабілітації.

Серед клінічних ознак, виражений больовий синдром був у 88,3% пацієнтів, набряк м'яких тканин у 88,3% пацієнтів. Зміщення фрагментів, порушення вісі кінцівки були виявлені у 38 пацієнтів, що склало 63,3%.

Таким чином, результати анатомо-клінічного аналізу свідчили, про те що у пацієнтів обох груп переважали переломи саме середньої третини великогомілкової кістки. За характером лінії зламу вагому частку переломів, склали косі та гвинтоподібні. Що до даних клінічного обстеження, відмічалася висока частота больового синдрому і набряку парафрактуральних м'яких тканин, більшість переломів були із зміщенням фрагментів та порушенням вісі кінцівки.

Отримані дані вказували про необхідність персоніфікованого підходу до визначення зон фіксації і розвантаження на етапах виготовлення індивідуального ортеза.

3.2 Результати біомеханічних досліджень

Відповідно до результатів розрахункового біомеханічного моделювання методом скінчених елементів, було встановлено, що розподіл навантажень в системі «гомілка—зона імплант—кістка—ортез» мав залежність від показника осьового навантаження, індексу маси тіла травмованого та конструктивних особливостей ортеза. Схематичний розподіл напруг в базово-скінченій моделі гомілки продемонстрований рисунку 3.1.

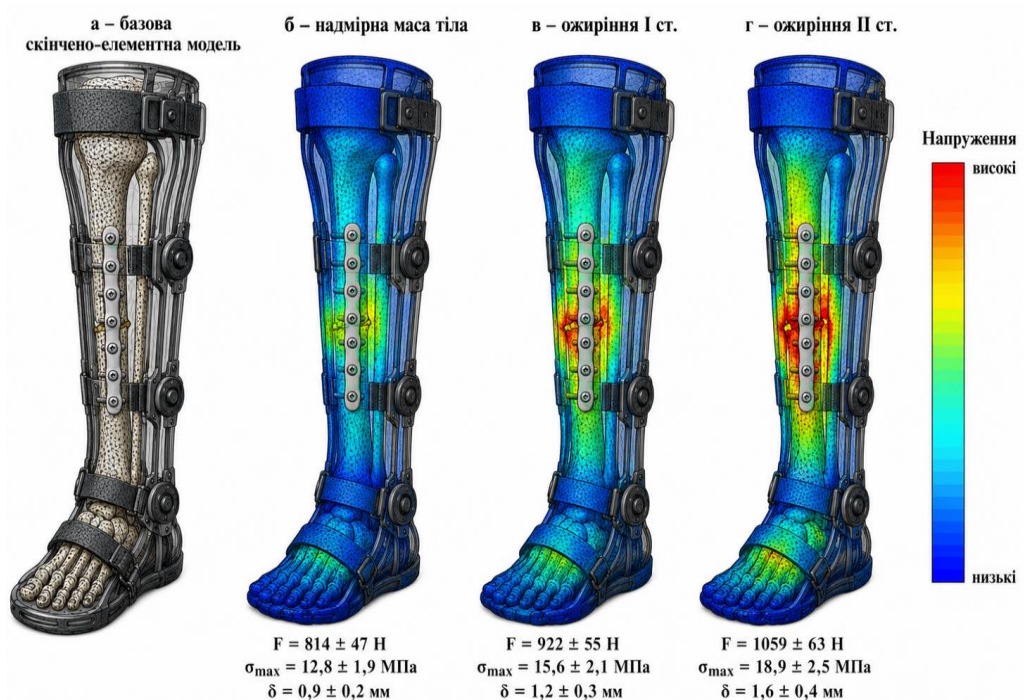


Рисунок 3.1 Базово-скінчена модель гомілки з накістковим остеосинтезом та додатковою фіксацією ортезом із результатами розподілу напружень у загальній вибірці пацієнтів

Найбільш значимі та наочні зміни спостерігалися в ділянці перелому діафіза великогомілкової кістки, навколо фіксуючого імпланту та його гвинтів, а також в зонах контакту ортеза із гомілкою.

У пацієнтів із намірною масою тіла, розподіл напружень в моделі був відносно рівномірним. Основне навантаження передавалося лінійно, через модель великогомілкової кістки, в той же час, малогомілкова кістка слугувала стабілізуючим елементом в моделі.

У зоні перелому відмічались помірні значення еквівалентних напружень, без значного збільшення мікротранспозиції фрагментів перелому. За умови додаткової фіксації ортезом із захопленням колінного та гомілковостопного суглобів, відмічалось зменшення локальної концентрації напружень в ділянці «імплант-кістка», та більш рівномірна передача навантаження на опорні елементи ортезного виробу.

Травмовані, які мали ожиріння I ступеня, мали підвищення рівня осьових напруг у ділянці контакту фрагментів перелому та в ділянці кісткового мозолу і гвинтів металофіксатора. Найбільша концентрація напруг відмічалася в ділянці передньо-медіальної поверхні великогомілкової кістки, поблизу лінії зламу.

Водночас, в моделі із адаптивною фіксацією за допомогою ортеза з посиленими ребрами жорсткості, відмічався частковий перерозподіл напруг та зменшення їх пікових значень в ділянці «імплант-кістка».

Найбільш виражені біомеханічні зміни спостерігалися у пацієнтів із ожирінням II ступеня. В цій категорії, відзначалося найбільше зростання напруг у великогомілковій кістці та інших критичних зонах, які вже були зазначені вище. За умов стандартної зовнішньої фіксації, навантаження розподілялося менш рівномірно, а пікові напруги концентрувалися навколо голівок і тіла гвинтів, розташованих ближче до лінії зламу. Це створювало ризики для збільшення

мікрорухливості елементів перелому та збільшення навантаження на фіксуючу пластину.

Розподіл напружень у моделі гомілки основної та порівняльної груп наданий у таблиці 3.3.

Таблиця 3.3

Розподіл напружень у моделі гомілки в основній та контрольній групах в залежності від ІМТ.

Категорія ІМТ	Основна група	Осьове навантаження, Н	Пікові напруження в зоні перелому, МПа	Мікротранспозиція уламків, мм.	Контрольна група	Осьове навантаження	Пікові напруження в зоні перелому, МПа	Мікротранспозиція уламків, мм.
Надмірна вага	11	818±45	11,6±1,7	11,6±1,7	13	811±49	13,7±1,9	14,1±0
Ожиріння І ст.	14	928±54	14,1±2,0	14,1±2,0	13	916±56	16,9±2,2	1,3±0
Ожиріння II ст.	5	928±61	16,8±2,3	16,8±2,3	4	1053±2,0	20,8±2,6	1,8±0
Усього	30	914±93	14,2±2,1	14,2±2,1	30	896±90	18,6±2,4	1,8±0
Середнє								

В основній групі, де передбачалося застосування індивідуалізованого ортезного забезпечення з посиленими ребрами жорсткості та фіксацією колінного і гомілковостопного суглобів, максимальні напруження були нижчими в усіх категоріях ІМТ. Пацієнти із надмірною вагою вони становили – 11,6±1,7 МПа, у категорії ожиріння І ступеня – 14,2±2,0 МПа, а при ожирінні II ступеня – 16,8±2,3 МПа. Середнє значення пікових напружень усіх категорій склало – 14,2±2,1 МПа.

У контрольній групі виконувалося моделювання стандартного ортезного супроводу пацієнтів. При цьому, напруження були вищими. У пацієнтів із надмірною вагою $-13,7 \pm 1,9$ МПа, при ожирінні I ступеня $-16,9 \pm 2,2$ МПа. А в останній категорії $-20,8 \pm 2,6$ МПа.

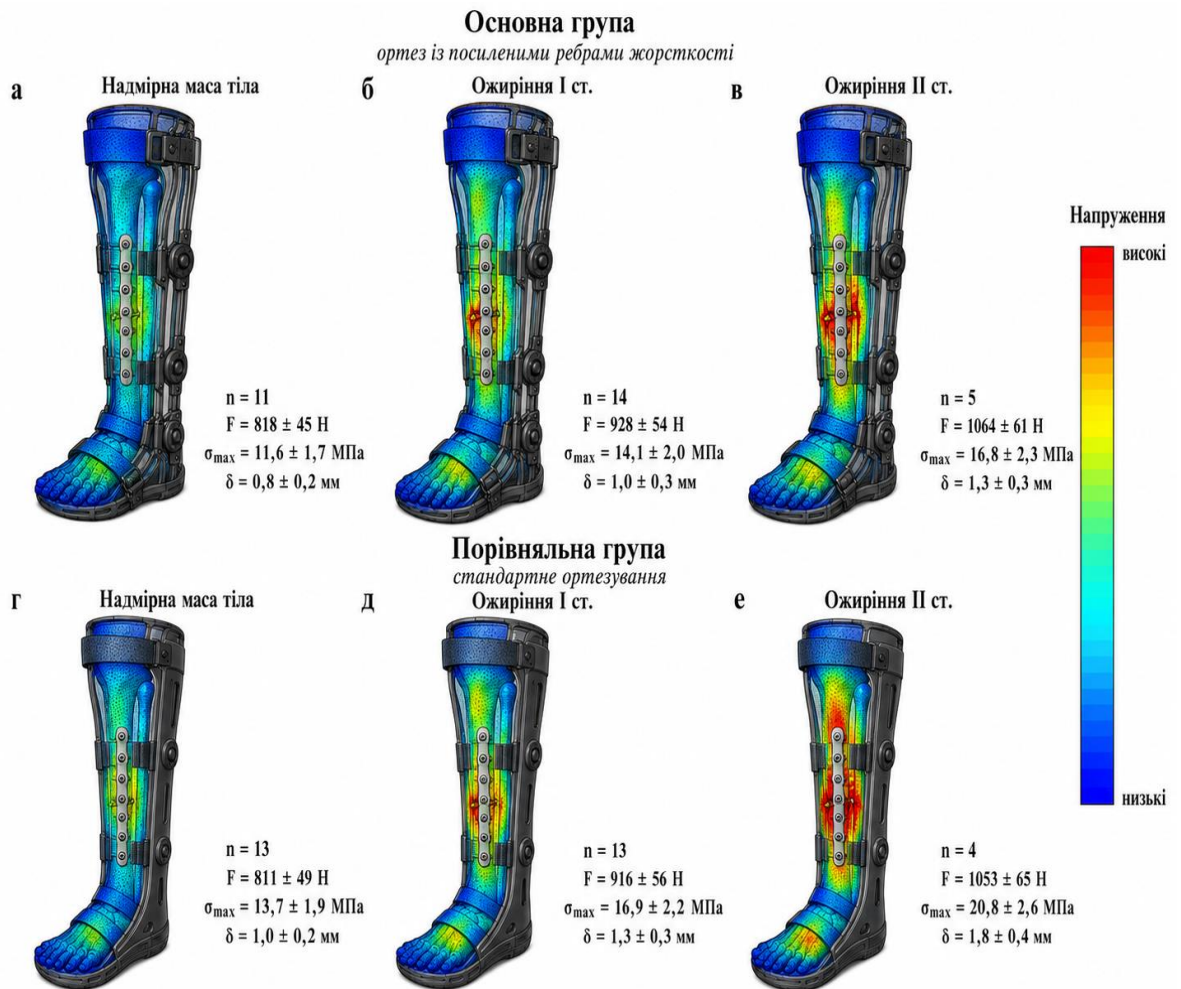


Рисунок 3.2 Розподіл напружень у скінчено-елементній моделі гомілки в основній та порівняльній групах в залежності від категорії надмірної ваги

Необхідно зазначити, що отримані дані, мають клініко-експериментальний характер і використовувалися для додаткового теоретичного обґрунтування необхідності індивідуального підходу в ортезному забезпеченні пацієнтів із надмірною масою тіла. В той же час основним валідним розрахунковим показником виступав критерій осьового навантаження, визначеного на підставі середньої маси тіла пацієнтів відповідних груп.

Сумуючи сказане, біомодель показала, що використання посиленого ортеза в основній групі, дозволило зменшити пікові напруження в ділянці лінії зламу та зменшити ентропію в системі «імплант-кістка» у порівнянні із групою в котрій використовувався стандартний ортезний супровід. Найбільш помітну різницю можна спостерігати саме в категорії – ожиріння II ступеня.

Застосування ортеза з фіксацією колінного та гомілковостопного суглобів, сприяло зменшенню небажаних ротаційних і згинальних сил, а посилені ребра жорсткові, підвищували стабільність конструкції із оптимізацією рівня допустимих напруг.

3.3 Динаміка клінічних показників у процесі лікування та реабілітації.

Важливою ознакою клінічних даних є больовий синдром, рівень та динаміку якого ми досліджували під час кожного клінічного огляду пацієнтів обох груп. Залежно від його вираженості, будувалася програма дозування осьового навантаження на пошкоджений сегмент, що в свою чергу мало вплив на темпи відновлення опороспроможності кінцівки.

Оцінку больового синдрому проводили встановлені терміни контрольних оглядів, на 1, 2, 4, 6, 12 місяці з моменту травми. Аналіз динаміки больового синдрому виконувався окремо в кожній із груп, при цьому врахували тип перелому та характер лінії зламу. Особливої уваги потребували пацієнти із осколковими переломами, оскільки такий тип пошкодження супроводжувався більш тривалим збереженням больових відчуттів у порівнянні із пацієнтами, які мали косі, поперечні і гвинтоподібні пошкодження.

Отримані результати динаміки відповідно до візуальної аналогової шкали (ВАШ) представлені у табл. 3.4.

Таблиця 3.4

Динаміка больового синдрому за ВАШ залежно від типу перелому.

Тип перелому	1 місяць	2 місяці	4 місяці	6 місяців	12 місяців
--------------	----------	----------	----------	-----------	------------

Поперечний	$6,4 \pm 0,3$	$4,8 \pm 0,3$	$3,1 \pm 0,2$	$1,8 \pm 0,2$	$0,7 \pm 0,1$
Косий	$6,7 \pm 0,3$	$5,1 \pm 0,3$	$3,4 \pm 0,2$	$2,1 \pm 0,2$	$0,9 \pm 0,1$
Гвинтоподібний	$6,9 \pm 0,3$	$5,4 \pm 0,3$	$3,8 \pm 0,3$	$2,4 \pm 0,2$	$1,1 \pm 0,1$
Осколковий	$7,5 \pm 0,3$	$6,3 \pm 0,3$	$4,8 \pm 0,3$	$3,4 \pm 0,2$	$1,9 \pm 0,2$

У пацієнтів із всіма типами пошкоджено відмічалось лінійне і поступове зменшення рівня болю в гомілці протягом всього періоду спостережень. Як ми бачимо, найнижчий рівень болю, спостерігався у пацієнтів із поперечними діафізарними переломами, вірогідніше за все, це було пов'язано із незначним характером зміщення уламків, та вдалими лікувальними діями і достатнім рівнем шинування пошкодження. Вже через 1 місяць один місяць рівень болю в цій групі становив $6,4 \pm 0,3$, що свідчило про все ще сильний рівень болю, проте на цих строках лікування не слід очікувати різкого зниження больового синдрому, оскільки ознаки зрощення були відсутні на контрольних рентгенограмах, що відповідало про знаходження процесів репарації на стадії м'якого кісткового мозоля. Під час наступних контрольних оглядів, відмічався регрес больового синдрому з купуванням останнього вже на 6 місяці після травми.

У випадках косих та гвинтоподібних пошкоджень, також спостерігалось послідовне зменшення больового синдрому, однак його ступінь виразності залишалась більшою у проміжних термінах спостережень, у порівнянні із поперечними переломами. Скоріш за все це пов'язано із більшим ступенем нестабільності пошкодження, в свою чергу, це було враховано під час корекції ортопедичного режиму постраждалих.

Найбільша виразність больового синдрому відмічалась у випадках осколкових пошкоджень. Вже через 1 місяць з моменту травми, показник сягав $7,7 \pm 0,3$ і лінійно знижувався до 12 місяця $-1,9 \pm 0,2$. Такий динамічний ряд свідчив про складний перебіг відновного періоду, що безсумнівно було зумовлено більшим обсягом травматизації кісткової та м'яких тканин, подовженням періоду репаративної регенерації і тривалим відновленням опороспроможності кінцівки.

Динаміка больового синдрому основної і контрольної груп представлена у табл. 3.5.

Таблиця 3.5.

Динаміка рівня больового синдрому в основній і контрольній групах

Контрольні огляди	Основна група, n=30	Контрольна група, n=30
1 місяць	6,8±0,3	7,1±0,2
2 місяці	5,1±0,2	5,8±0,2
4 місяці	3,4±0,2	4,5±0,2
6 місяців	2,1±0,2	3,2±0,2
12 місяців	0,9±0,1	1,7±0,2

Динамічний ряд демонструє послідовне зменшення показників рівню болю в обох групах впродовж 12 місяців. В той же час у пацієнтів основної групи, яким було застосовано індивідуальне ортезування, регрес больового синдрому був більш вираженим у порівнянні із контрольною групою. У контрольній групі ознаки больового синдрому та його залишкові прояви зберігалися довше, особливо у пацієнтів із осколковими пошкодженнями. Отриманий результат свідчить про клінічну доцільність індивідуального підходу до ортезування пацієнтів із переломами кісток гомілки на фоні надмірної ваги.

Наступним клінічним показником, який мав вплив на виготовлення ортеза і тривалість відновного періоду, був набряк м'яких тканин. У пацієнтів обох груп, оскільки вони мали надмірну вагу чи ожиріння показники набряку, вираженість набряку мала особливе значення. Значне збільшення окружності гомілки в ранньому після травматичному періоді значно ускладнювало ортезування.

Оцінку набряку проводили шляхом порівняння окружності пошкодженої гомілки із непошкодженою, із вимірюванням останніх на одному анатомічному рівні. Для групового аналізу розраховували середнє значення показника та похибку середнього. Аналіз динаміки проводили у стандартні

терміни контрольних оглядів, про які вже було згадано вище. Результати дослідження надані в табл. 3.6.

Таблиця 3.6

Динаміка набряку м'яких тканин

Контрольні огляди	Основна група, n=30	Контрольна група, n=30
1 місяць	3,6±0,2	3,9±0,2
2 місяці	2,4±0,2	3,1±0,2
4 місяці	1,4±0,1	2,2±0,2
6 місяців	0,7±0,1	1,3±0,2
12 місяців	0,2±0,1	0,6±0,1

У ході дослідження було виявлено, що в обох групах спостерігалось поступове зменшення набряку м'яких тканин у пошкоджені сегменті протягом усього періоду лікування. При цьому у пацієнтів основної групи регрес набряків виявився більш помітним порівняно з контрольною групою. Це можна пояснити ергономічністю індивідуально виготовленого ортеза та ефективністю реабілітаційних заходів. Додатково, не слід виключати можливість нормалізації венозного і лімфатичного відтоку в ушкодженій ділянці, що досягалася завдяки рівномірному розподілу тиску на м'які тканини під час використання персоналізованого ортеза.

У пацієнтів із надмірною вагою було проведено аналіз стану ушкодженого сегмента нижньої кінцівки. Це дозволило оцінити переносимість ортеза під час його використання, а також вчасно виявляти потенційні ускладнення, спричинені ортезом, і приймати рішення щодо необхідності корекції виробу. Результати дослідження наведені в таблиці 3.7 у кількісному форматі.

Таблиця 3.7.

Динаміка локального стану гомілки

Контрольні огляди	Групи	Добрий локальний	Задовільний локальний	Незадовільний локальний
----------------------	-------	---------------------	--------------------------	----------------------------

		стан	стан	стан
1 місяць	Основна	3 / 10%	19 / 63,3%	8 / 26,7%
1 місяць	Контрольна	2 / 6,7%	18 / 60%	10 / 33,3%
2 місяці	Основна	9 / 30%	18 / 60%	3 / 10,0%
2 місяці	Контрольна	6 / 20%	18 / 60%	6 / 20,0%
4 місяці	Основна	17 / 56,7%	12 / 40%	1 / 3,3%
4 місяці	Контрольна	12 / 40%	16 / 53,3%	2 / 6,7%
6 місяців	Основна	23 / 76,7%	5 / 16,6%	2 / 6,7%
6 місяців	Контрольна	18 / 60%	10 / 33,3%	2 / 6,7%
12 місяців	Основна	27 / 90%	3 / 10%	0
12 місяців	Контрольна	23 / 76,7%	6 / 20%	1 / 3,3%

Аналіз показав покращення локального статусу в обох досліджуваних групах. На ранніх етапах відновного лікування, у більшості пацієнтів локальний стан м'яких тканин оцінювався як – задовільний, у 26,7% основної групи стан був розцінений, як незадовільний, в той же час в групі контролю таку оцінку було встановлено 33,3% пацієнтів. Добрий локальний стан в цьому періоді лікування був визначений тільки в 5 випадках спостережень, при цьому 3 із цих пацієнтів знаходились в основній групі, інші в групі контролю. В період з 2-го по 4-й місяці спостережень, в основній групі збільшилася кількість пацієнтів із добрим локальним станом тканин гомілки, що не можна сказати про показники групи контролю. Проте в порівняльній групі також спостерігалось поступове покращення показника, однак частка травмованих із залишковими проявами хвороби була більшою порівняно з основною групою. Це тенденція була закономірною і зберігалася до кінця всіх спостережень. Звертає на себе увагу те, що на 12 місяць в основній групі не відмічалось незадовільних результатів, при цьому в групі контролю були наявні 3,3% незадовільного стану м'яких тканин.

Водночас статистично значимих відмінностей між групами, за цим показником не встановлено, що може бути пов'язано із обмеженою кількістю спостережень та категоріальним характером оцінки показника.

3.4 Динаміка відновлення ходи після травми

Ефект реабілітаційного лікування проводили за допомогою тесту 10-метрової ходи. Обстеження проводили із початком активної реабілітації з 4-го по 12 місяці.

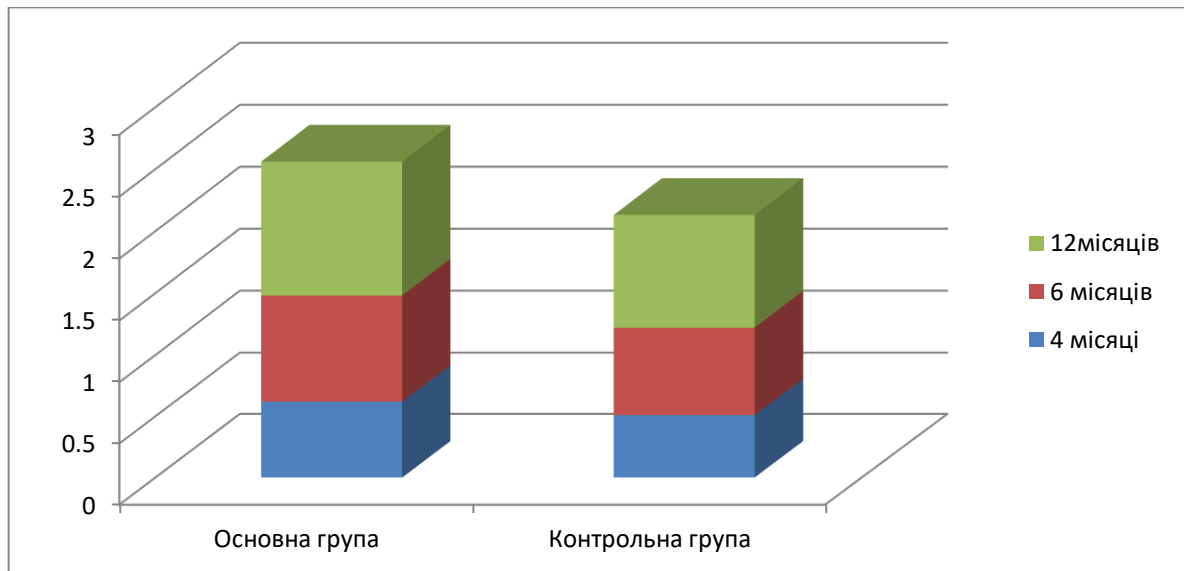


Рисунок 3.3 Динаміка швидкості ходи за результатами тесту 10-метрової ходи.

Відновлення нормальної ходи відбувалося поступово. В групі, де використовувався індивідуальний підхід і враховувалася надмірна вага, приріст швидкості ходи був більш клінічно помітним. В групі порівняльній, також спостерігалася позитивна динаміка, але вона була отримана на пізніх строках реабілітації.

3.5 Оцінка якості ортезування у пацієнтів із переломами кісток гомілки на фоні надмірної ваги.

Результати представлені на рисунку 3.4.

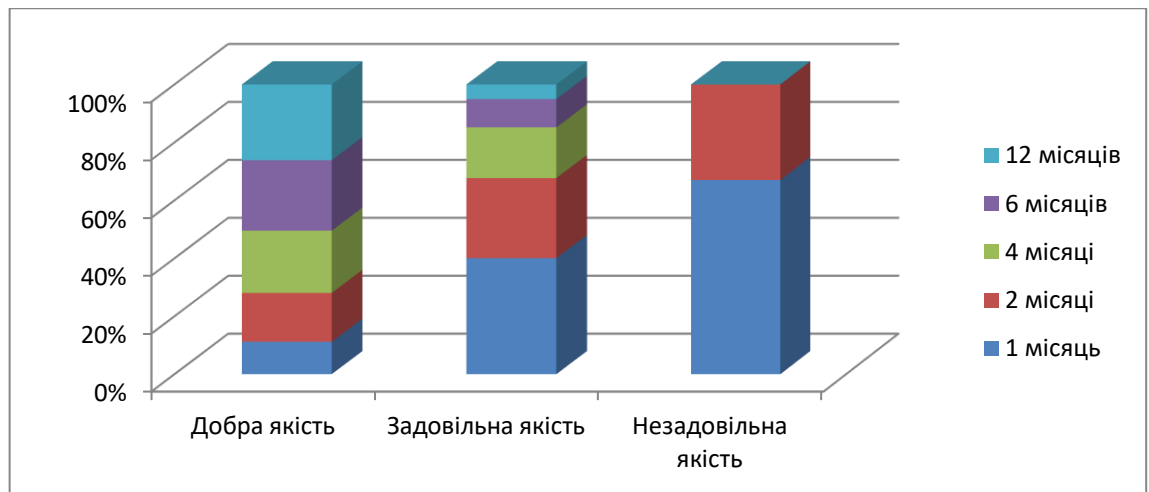


Рисунок 3.2 Оцінка якості ортезування пацієнтів

Як видно, частка пацієнтів із доброю якістю була значною, після 4 місяця спостережень, незадовільної якості не було зафіксовано.

3.5 Узагальнення результатів

Після проведеного аналізу, результати показали, що персоніфікований підхід до ортезування пацієнтів із переломами кісток гомілки та супутньою надмірною вагою, сприяв більш швидкому поверненню пацієнтів до рухової активності. В користь цього свідчили дані про зміни про швидший рівень зменшення больового синдрому в кінцівці, кращим локальним станом м'яких тканин сегмента і швидким регресом набряку. Функціональне відновлення відбувалося в стандартні терміни, спостерігалася висока якість ортезування під час всього строку спостережень. В користь цих результатів, також свідчили дані розрахункового клініко-експериментального біомеханічного дослідження.

Загальні висновки до третього розділу

У третьому розділі, був виконаний аналіз результатів експериментальних досліджень та лікування травмованих із переломами кісток гомілки на фоні надмірної ваги. При цьому було визначено, що серед всіх локалізацій переломів, найчастіше зустрічалися переломи середньої третини великогомілкової кістки, а саме у 53,3%. Відповідно до лінії зламу переважали косі і гвинтоподібні пошкодження. Це мало свій вплив на вибір ортезного супроводу. Під час лікування і реабілітації відмічалось поступове відновлення пацієнтів обох груп. Біль, набряк – зменшувалися, нормалізовувався локальний статус гомілки. Однак в основній групі ці зміни були більш клінічно значимими, чим в групі порівняння. Результати тесту 10-метрової ходи, вказували на поступове покращення функціонального відновлення в обох групах.

Відповідно до результатів біомеханічного моделювання, було визначено, що: підвищення індексу маси тіла, супроводжується збільшенням механічного навантаження на зону «імплант-кістка», однак використання посиленого ортезування, дозволяє частково компенсувати цей негативний вплив. Дані свідчили про те, що в основній групі пікові значення напруг в зоні перелому були значно нижчими чим у контрольній в усіх категоріях надмірної ваги. В категорії надмірної маси тіла вони склали – $11,6 \pm 1,7$ МПа проти $13,7 \pm 1,9$ МПа, в категорії ожиріння I ступеня – $14,1 \pm 2,0$ проти $16,9 \pm 2,2$ МПа, а в категорії ожиріння II ст – $16,8 \pm 2,3$ МПа проти $20,8 \pm 2,6$ МПа. Аналогічна тенденція відмічалася і по іншим параметрам оцінки із лінійним типом залежності.

Безсумнівно, це обґрунтовує доцільність індивідуального підходу у виборі ортезного забезпечення у пацієнтів із переломами кісток гомілки на фоні надмірної маси тіла та ожиріння I та II ступеня.

Результати оцінки якості ортезування, свідчили про високий рівень виробів, якими забезпечувалися пацієнти. Це підтверджує гіпотезу про те, що індивідуальний підхід – основа успіху лікування пацієнтів із переломами кісток гомілки у поєднанні із надмірною вагою.

ВИСНОВКИ

У даній роботі було розглянуто проблему ортезного забезпечення травмованих із переломами кісток гомілки на фоні надмірної маси тіла чи супутнього ожиріння. Було встановлено, що надмірна маса тіла є вагомим чинником, який має суттєвий вплив як на біомеханіку всієї опорно-рухової системи людини, так і поясу та вільної нижньої кінцівки зокрема. В контексті проблематики надмірної ваги у поєднаннях із фрактурами гомілки, було встановлено, що значно збільшується осьове навантаження на пошкоджений сегмент, пролонгується відновний період та процес лікування. В зв'язку із ускладненнями у відновленні опорної функції кінцівки, був запропонований персоніфікований підхід до вибору ортезного забезпечення у таких травмованих.

Після аналізу анатомо-функціональних та біомеханічних особливостей гомілки, було встановлено, що гомілка, як перша скрипка, відіграє ключову роль у забезпеченні опори, еквілібрації та ході.

На тлі фрактурних пошкоджень великогомілкової кістки різних локалізацій, порушується стабільність нижньої кінцівки, при цьому це супроводжується вираженим больовим синдромом та зменшенням функціональної незалежності травмованого. У коморбідності із надмірною вагою, ці розлади набувають більш вираженого біомеханічного значення. Збільшується деформуючі сили, які впливають на зону перелому, таї загалом збільшується навантаження на весь пошкоджений сегмент. Після виконаного остеосинтезу та ортезування – відповідно на фіксатори також.

Результати клініко-анатомічного аналізу свідчили, що при плануванні ортезного супроводу, необхідно враховувати не тільки характер лінії зламу перелому та його рівень, а і антропометричні показники травмованого. До цих показників відносяться: індекс маси тіла, стан м'яких тканин пошкодженого сегменту, рівень больового синдрому, етап лікування і характер призначеного режиму дозованих осьових навантажень.

Використання цього підходу дозволяє більш детально визначити вимоги до ортезної конструкції, параметрів його жорсткості, площі опори та стабілізації суглобів суміжних пошкодженню.

В дослідженні приймали участь 60 пацієнтів із переломами кісток гомілки, які в свою чергу були розподілені на основну та контрольну групи. Критеріями включення в дослідження були: наявність надмірної ваги чи ожиріння I, II ступенів. Пацієнти останньої категорії надмірної ваги в дослідження не були включені із-за малої кількості клінічних спостережень цієї категорії надмірної ваги.

Розподіл відповідно до індексу маси тіла, дав розуміння про те, що найбільшу частку в групах склали пацієнти із ожирінням I ст, та надмірною вагою. В той же час це підтвердило актуальність оцінки ортезного супроводу, саме у травмованих із підвищеним механічним навантаженням на нижню кінцівку.

Результати функціональних тестів свідчили про позитивну динаміку відновлення в обох групах спостереження, однак більш позитивні результати були отримані саме в основній групі, де був застосований персоніфікований підхід в ортезуванні. В цій вибірці травмованих відмічалось більш плавне та контрольоване відновлення статико-кінематичної функції нижньої кінцівки, краща сприятливість до ортеза, менший дискомфорт під час експлуатації виробу, оком помітне покращення функціональної активності після травми.

Що до оцінки якості ортезних виробів, був проведений аналіз на здатність виробу забезпечувати не тільки зовнішню фіксацію сегмента, але і його відповідності до клінічних, антропометричних та функціональних даних травмованих пацієнтів. Проте стабільність фіксації, все ж таки була провідним та значимим критерієм. До інших критеріїв віднесли відповідність форми виробу до анатомічних особливостей травмованого сегменту, оптимальні значення тиску в ділянці прилягання ортеза до шкірних покривів, можливість дозованих безпечних, контрольованих навантажень на сегмент.

В той же час біомеханічне результати біомеханічного моделювання, підтвердили, що зі збільшенням індексу маси тіла, зростає осьове навантаження на пошкоджений сегмент із відповідним збільшенням рівня максимальних напружень у зоні перелому. При цьому спостерігалася тенденція до мікротранспозицій в ділянці зони зламу. Це ще один фактор, який підтверджує свідчить про те, врахування ІМП є вагомим чинником під час вибору ортеза.

Порівняльний аналіз пацієнтів обох груп за результатами розрахункового біомеханічного моделювання свідчив про переваги персоніфікованого підходу в ортезному забезпеченні. В основній групі, де застосували цей підхід, пікові значення напруг в ділянці перелому були нижчими, чим в групі контролю із використанням сталого ортезного забезпечення. Цей результат ідентичний що до критерія мікротранспозиції уламків в зоні зламу та свідчить про вищий рівень стабільності фіксації в основній групі. З позиції якості ортезного забезпечення, біомеханічні дані підтверджують доцільність індивідуального підходу.

Якісний ортез у пацієнтів із всіма категоріями надмірної ваги та наявними переломами кісток гомілки, повинен відповідати не тільки анатомічним параметрам пошкодженого сегмента, а і бути зручним під час експлуатації. При цьому забезпечення оптимального навантаження, зменшення пікових напружень в ділянці зони перелому, профілактика мікротранспозицій уламків і стабілізація суміжних перелому суглобів є ключовими завданнями та критеріями якості виробу.

Сумуючи вищесказане, результати підтверджують, що індивідуальний підхід в ортезному забезпеченні травмованих із супутньою надмірною вагою є одним із вирішальних критеріїв успішного лікування таких постраждалих і їх шляху до відновлення рухової активності та працездатності.

Таким чином, поставленні завдання були виконані, а саме:

1. Що до аналізу анатомо-функціональних та біомеханічних особливостей гомілки. Було встановлено, що гомілка слугує ключовим сегментом в опорно-руховій системі, забезпечує рівновагу, статику, кінематику, приймає безпосередню участь в акті ходи.

Надмірна вага посилює механічні напруги у великогомілковій кістці, ділянці перелому, елементах фіксуючих конструкцій та ортезному виробі і це необхідно враховувати при виборі ортезного супроводу травмованого.

2. Методом біомеханічного моделювання, продемонстровано, що із збільшенням ІМТ, відбуваються лінійно-залежні збільшення навантаження, напруги в зоні перелому із тенденцією до мікротранспозиції його фрагментів.

Моделювання підтвердило перевагу індивідуально виготовленого ортеза з фіксацією колінного та гомілковостопного суглобів та посиленими ребрами жорсткості, порівняно із стандартним ортезним забезпеченням.

3. Відповідно до третього завдання, встановлено, що вибір ортеза має залежати від типу і локалізації перелому, стану парафрактуральних м'яких тканин, враженості набряку та больового синдрому. Також слід враховувати результати антропометричних показників травмованого, етап лікування, допустимий рівень навантажень на пошкоджений сегмент.

4. Що до клініко-функціональної ефективності ортезування, визначено, що застосування ортезів, мало позитивний вплив на стабільність сегмента. Відбувалося зменшення дискомфорту, краща переносимість ортопедичного режиму із поступовим відновленням опорно-кінематичної функції кінцівки. При цьому більш сприятливі результати спостерігалися в основній групі, де використовувався запропонований нами підхід до ортезного забезпечення.

5. Було обґрунтовано необхідність індивідуального виробу ортеза у даної категорії пацієнтів. При плануванні ортезного супроводу, доцільно враховувати ІМТ, локалізацію перелому, стан м'яких тканин, спосіб фіксації, етап лікування і потребу в додатковій стабілізації суміжних суглобів.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Головацький АС, Черкасов ВГ, Сапін МР, editors. Анатомія людини: у 3 т. Т. 1. 5-те вид. Вінниця: Нова Книга; 2023.
2. Король СО. Аналіз хірургічного лікування поранених із переломами та відривами кінцівок на рівні гомілки. Ортопедія, травматологія и протезирование. 2016;(2):11-15.
3. Trutyak I, Zhukovskiy V, Lovga V, Ivashchenko V, Trunkvalter V, Kudla O. Local infectious complications of the lower extremity open fractures in combat and non-combat trauma. Proc Shevchenko Sci Soc Med Sci. 2025;1. doi:10.25040/ntsh2025.01.07
4. Moore KL, Dalley AF, Agur AMR. Clinically oriented anatomy. 9th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer; 2023.
5. Standring S, editor. Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice. 42nd ed. London: Elsevier; 2021.
6. Netter FH. Atlas of human anatomy. 8th ed. Philadelphia: Elsevier; 2022.
7. Neumann DA. Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for rehabilitation. 4th ed. St. Louis: Elsevier; 2024.
8. World Health Organization. Obesity and overweight [Internet]. Geneva: World Health Organization; 2025 [cited 2026 May 10]. Available from: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/obesity-and-overweight>
9. National Heart, Lung, and Blood Institute. Overweight and obesity: causes and risk factors [Internet]. Bethesda: National Institutes of Health; 2022 [cited 2026 May 10]. Available from: <https://www.nhlbi.nih.gov/health/overweight-and-obesity/causes>
10. Van Raalte DH, Ouwens DM, Diamant M. Novel insights into glucocorticoid-mediated diabetogenic effects: towards expansion of therapeutic options? Eur J Clin Invest. 2009;39(2):81-93. doi:10.1111/j.1365-2362.2008.02067.x

11. Kawai T, Autieri MV, Scalia R. Adipose tissue inflammation and metabolic dysfunction in obesity. *Am J Physiol Cell Physiol*. 2021;320(3):C375-C391. doi:10.1152/ajpcell.00379.2020
12. Capodaglio P, Cimolin V, Tacchini E, Parisio C, Galli M. Effect of obesity on knee and ankle biomechanics during walking. *Sensors (Basel)*. 2021;21(21):7114. doi:10.3390/s21217114
13. Runhaar J, Koes BW, Clockaerts S, Bierma-Zeinstra SMA. A systematic review on changed biomechanics of lower extremities in obese individuals: a possible role in development of osteoarthritis. *Obes Rev*. 2011;12(12):1071-1082. doi:10.1111/j.1467-789X.2011.00916.x
14. Цапенко В, Терещенко М. Аналіз впливу різниці довжини нижніх кінцівок на біомеханічні параметри ходи. *Вісник Приазовського державного технічного університету*. 2019;57(1). doi:10.20535/1970.57(1).2019.172034
15. Сметанюк ОВ, Булик ТС, Олексюк АВ. Біомеханіка та клінічна кінезіологія. Частина 1: навчальний посібник. Чернівці: БДМУ; 2025.
16. Chardon M, Barbieri FA, Penedo T, Santos PCR, Vuillerme N. A Systematic Review of the Influence of Overweight and Obesity across the Lifespan on Obstacle Crossing during Walking. *Int J Environ Res Public Health*. 2023 May 23;20(11):5931. doi: 10.3390/ijerph20115931. PMID: 37297535; PMCID: PMC10252433.
17. Browning RC. Locomotion mechanics in obese adults and children. *Curr Obes Rep*. 2012;1(3):152-159. doi:10.1007/s13679-012-0021-z
18. Bliddal H, Leeds AR, Christensen R. Osteoarthritis, obesity and weight loss: evidence, hypotheses and horizons - a scoping review. *Obes Rev*. 2014 Jul;15(7):578-86. doi: 10.1111/obr.12173. Epub 2014 Apr 22. PMID: 24751192; PMCID: PMC4238740.
19. Messier SP, Gutekunst DJ, Davis C, DeVita P. Weight loss reduces knee-joint loads in overweight and obese older adults with knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum*. 2005 Jul;52(7):2026-32. doi: 10.1002/art.21139. PMID: 15986358.

20. Mignardot JB, Olivier I, Promayon E, Nougier V. Obesity impact on the attentional cost for controlling posture. *PLoS One*. 2010;5(12):e14387. doi:10.1371/journal.pone.0014387
21. Corbeil P, Simoneau M, Rancourt D, Tremblay A, Teasdale N. Increased risk for falling associated with obesity: mathematical modeling of postural control. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2001 Jun;9(2):126-36. doi: 10.1109/7333.928572. PMID: 11474965.
22. Hue O, Simoneau M, Marcotte J, Berrigan F, Doré J, Marceau P, et al. Body weight is a strong predictor of postural stability. *Gait Posture*. 2007;26(1):32-38. doi:10.1016/j.gaitpost.2006.07.005
23. Строев М, Карпінська О. Оцінка результатів лікування переломів великогомілкової кістки у пацієнтів із зайвою вагою. *TRAUMA [інтернет]*. 23, Серпень 2024 [цит. за 10, Травень 2026];25(3):54-61. доступний у: <https://trauma-journal.com/index.php/journal/article/view/974>
24. Sarmiento A, Gersten LM, Sobol PA, Shankwiler JA, Vangsness CT. Tibial shaft fractures treated with functional braces. Experience with 780 fractures. *J Bone Joint Surg Br*. 1989 Aug;71(4):602-9. doi: 10.1302/0301-620X.71B4.2768307. PMID: 2768307.
25. Sarmiento A, Latta LL. Functional fracture bracing. *J Am Acad Orthop Surg*. 1999 Jan;7(1):66-75. doi: 10.5435/00124635-199901000-00007. PMID: 9916190.
26. Голка ГГ, Бур'янов ОА, editors. *Травматологія та ортопедія: підручник*. Вінниця: Нова Книга; 2019. 416 с.
27. Настанова 00358. Переломи гомілки [Internet]. Київ: МОЗ України; 2017 [cited 2026 May 10]. Available from: <https://guidelines.moz.gov.ua/documents/3235>
28. Meinberg EG, Agel J, Roberts CS, Karam MD, Kellam JF. Fracture and dislocation classification compendium—2018. *J Orthop Trauma*. 2018;32 Suppl 1:S1-S170. doi:10.1097/BOT.0000000000001063
29. Kfuri M, Schatzker J. Revisiting the Schatzker classification of tibial plateau fractures. *Injury*. 2018;49(12):2252-2263. doi:10.1016/j.injury.2018.11.010

30. Gustilo RB, Anderson JT. Prevention of infection in the treatment of one thousand and twenty-five open fractures of long bones: retrospective and prospective analyses. *J Bone Joint Surg Am*. 1976;58(4):453-458.
31. Papakostidis C, Kanakaris NK, Pretel J, Faour O, Morell DJ, Giannoudis PV. Prevalence of complications of open tibial shaft fractures stratified as per the Gustilo-Anderson classification. *Injury*. 2011;42(12):1408-1415. doi:10.1016/j.injury.2011.10.015
32. Buckley RE, Moran CG, Apivatthakakul T, editors. *AO principles of fracture management*. 3rd ed. Stuttgart: Thieme; 2017
33. Perren SM. Evolution of the internal fixation of long bone fractures. The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. *J Bone Joint Surg Br*. 2002;84(8):1093-1110. doi:10.1302/0301-620X.84B8.13752
34. Tamburini L, McCafferty J, Berlet GC, Wellington IJ, Stroh DA. A review of tibial shaft fracture fixation methods. *Osteology*. 2023;3(3):210-223. doi:10.3390/osteology3030019
35. Andres A, Gerber C, Schmid T, et al. Predicting the effect of individual weight-bearing on tibial plateau fracture healing: a finite element study. *Front Bioeng Biotechnol*. 2025;13:1659029. doi:10.3389/fbioe.2025.1659029
36. AO Foundation. Tibial shaft fracture management [Internet]. Davos: AO Surgery Reference; [cited 2026 May 10]. Available from: <https://surgeryreference.aofoundation.org>
37. Tamburini L, McCafferty J, Berlet GC, Wellington IJ, Stroh DA. A review of tibial shaft fracture fixation methods. *Osteology*. 2023;3(3):210-223. doi:10.3390/osteology3030019
38. Karimi MT. The effectiveness of functional brace in the treatment of tibia fracture: a review of literature. *Arch Trauma Res*. 2021;10(3):99-105.
39. Опора Плюс. Ортез безшарнірний на гомілку [Internet]. Харків; [cited 2026 May 10]. Available from: <https://oporaplus.com.ua/ortezy/ortez-bessharnirnyy-na-golen>

40. Протезно-ортопедична допомога. Ортез безшарнірний на гомілку [Internet]. [cited 2026 May 10]. Available from: <https://po-dopomoga.com.ua/ortezuvannia/ortezy-na-nyzhni-kintsivky/ortezy-na-homilku/>
41. Wang Y, Tan T, Zhang M. Design and evaluation of lower-limb orthoses: interface pressure, comfort, and biomechanical effects. *Prosthet Orthot Int*. 2022;46(5):493-502.
42. Munoz S, Maurel DB, Bruneau B, Pérez M, Garcia-Aznar JM. Personalized orthopedic devices: a review of design, manufacturing and clinical applications. *J Pers Med*. 2023;13(7):1110. doi:10.3390/jpm13071110
43. Фізична терапія та ерготерапія у травматології й ортопедії: методичні рекомендації [Internet]. Київ; 2022 [cited 2026 May 10]. Available from: <https://repository.ldufk.edu.ua/handle/34606048/32476>
44. Мухін ВМ. Фізична реабілітація в травматології та ортопедії. Київ: Олімпійська література; 2021.
45. Delgado DA, Lambert BS, Boutris N, McCulloch PC, Robbins AB, Moreno MR, et al. Validation of digital visual analog scale pain scoring with a traditional paper-based visual analog scale in adults. *J Am Acad Orthop Surg Glob Res Rev*. 2018;2(3):e088. doi:10.5435/JAAOSGlobal-D-17-00088
46. Антропометричні методи дослідження: методичні рекомендації до практичних занять [Internet]. Тернопіль: ТНМУ; 2022 [cited 2026 May 10]. Available from: <https://repository.tdmu.edu.ua/>
47. Крутько ВМ, editor. Антропометричні методи дослідження у клінічній медицині: навчально-методичний посібник. Київ; 2021.
48. Andres A, Gerber C, Schmid T, et al. Predicting the effect of individual weight-bearing on tibial plateau fracture healing: a finite element study. *Front Bioeng Biotechnol*. 2025;13:1659029. doi:10.3389/fbioe.2025.1659029
49. Viceconti M, Henney A, Morley-Fletcher E. In silico clinical trials: how computer simulation will transform the biomedical industry. *Int J Clin Trials*. 2021;8(1):1-12. doi:10.18203/2349-3259.ijct20210165

50. Корж МО, Дєдх НВ, editors. Біомеханіка та математичне моделювання в ортопедії та травматології. Харків: СІМ; 2020.
51. Медична та біологічна фізика: підручник / за ред. ОВ Чалого. 3-тє вид. Вінниця: Нова Книга; 2022.
52. Budynas RG, Nisbett JK. Shigley's mechanical engineering design. 11th ed. New York: McGraw Hill; 2020.
53. Perry J, Garrett M, Gronley JK, Mulroy SJ. Classification of walking handicap in the stroke population. Stroke. 1995;26(6):982-989. doi:10.1161/01.STR.26.6.982
54. Cleland BT, Arshad H, Madhavan S. Walking test procedures influence speed measurements in individuals with chronic stroke. J Neurol Phys Ther. 2021;45(1):18-25. doi:10.1097/NPT.0000000000000330
55. Quintero-Quiroz C, Pérez VZ. Materials for lower limb prosthetic and orthotic interfaces and sockets: evolution and associated skin problems. Rev Fac Med. 2019;67(1):117-125. doi:10.15446/revfacmed.v67n1.64470
56. Білоусова ТО. Клінічні протоколи ортезування нижньої кінцівки: методичні рекомендації. Вінниця: Нова Книга; 2024.
57. МОЗ України. Стандарти надання протезно-ортопедичної допомоги при патологіях нижніх кінцівок. Київ; 2023.
58. Ортезування нижньої кінцівки (частина II): навчальна дисципліна. Київ: НУОЗ України; 2025.
59. Антомонов МЮ. Математична обробка та аналіз медико-біологічних даних. Київ: МІЦ "Медінформ"; 2018.
60. Основи медичної статистики та проведення комп'ютерного статистичного аналізу даних статистичними програмами [Текст]: навч.-метод. посіб.: [у 4 ч.]/М.М. Корда, М.О. Кашуба. - Тернопіль: ТНМУ: Укрмедкнига, 2021. Ч.1: Порівняння середніх, дисперсійний аналіз. - 2021. - 119 с. : рис. - Бібліогр.: с. 119. - 300 прим. - ISBN 978-966-673-428-3