

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
ФАКУЛЬТЕТ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ
КАФЕДРА БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ**

До захисту допущено:

Завідувач кафедри

_____ Владислав ШЛИКОВ

«__» _____ 20__ р.

Дипломна робота
на здобуття ступеня бакалавра
за освітньо-професійною програмою «Медична інженерія»
спеціальності 163 «Біомедична інженерія»
на тему: «Біомеханічна сурогатна модель нижньої кінцівки людини для
дослідження імпульсних навантажень»

Виконала:

студентка IV курсу, групи БМ-22

Кіращук Вікторія Русланівна _____

Керівник:

ст. викл. каф. БМІ

Овчаренко Ганна Романівна _____

Консультант з охорони праці:

доцент кафедри ОПЦБ, к.т.н

Демчук Гліб Вікторович _____

Рецензент:

доцент каф. ББЗЛ, к.псих.н.

Науменко Наталія Олександрівна _____

Засвідчую, що у цій дипломній роботі немає
запозичень з праць інших авторів без
відповідних посилань.

Студент (-ка) _____

Київ – 2026 року

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Факультет біомедичної інженерії
Кафедра біомедичної інженерії

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

Спеціальність – 163 «Біомедична інженерія»

Освітньо-професійна програма «Медична інженерія»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ Владислав ШЛИКОВ

«__» _____ 20__ р.

ЗАВДАННЯ
на дипломну роботу студенту
Кірашук Вікторії Русланівні

1. Тема роботи «Біомеханічна сурогатна модель нижньої кінцівки людини для дослідження імпульсних навантажень», керівник роботи Овчаренко Ганна Романівна, старший викладач каф. БМІ, затверджені наказом по університету від «27» травня 2026 р. №1924-с.

2. Термін подання студентом роботи: «07» червня 2026 р.

3. Вихідні дані до роботи: антропометричні показники 50-го перцентиля чоловіків (зріст 176 см, довжина стопи 265 мм) згідно зі стандартами NATO RTO HFM-089, параметри вибухового навантаження у вигляді трикутного імпульсу з піковим тиском 13-18 МПа від заряду 40 г C4, граничні біомеханічні критерії міцності кісткових структур, фізико-механічні характеристики полімерних матеріалів та кісткового імітатора Sawbone для скінченноелементного моделювання

4. Зміст роботи: анотація (двома мовами), вступ, огляд літературних джерел щодо патоморфології мінно-вибухових травм та існуючих сурогатних моделей, обґрунтування методології біомеханічного моделювання з формуванням медико-технічних вимог та вибором матеріалів, побудова тривимірної скінченноелементної моделі сурогату комплексу «стопа-гомілка», аналіз результатів статичного та явно-

динамічного чисельного моделювання, розробка заходів та інструкцій з охорони праці при виготовленні та випробуванні сурогату, загальні висновки.

5. Перелік ілюстративного матеріалу (із зазначенням плакатів, презентацій тощо: презентація у *MS Power Point*.

6. Консультанти розділів роботи*

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
4	Демчук Г. Б., доц. каф. ОПЦБ		

7. Дата видачі завдання 26 травня 2026 р. _____

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1	Отримання завдання ДР	27.05.2026	
2	Підбір та вивчення науково-технічної літератури за темою	27.05.2026 – 28.05.2026	
3	Складання теоретичного та оглядового блоку роботи	29.05.2026 – 30.05.2026	
4	Обґрунтування моделей та методів дослідження	31.05.2026 – 01.06.2026	
5	Проектування, моделювання та розробка практичної роботи	01.06.2026 – 02.06.2026	
6	Оформлення розділу з охорони праці	02.06.2026 – 03.06.2026	
7	Технічне редагування та підготовка фінального тексту роботи	03.06.2026 – 04.06.2026	
8	Надання дипломної роботи для перевірки на плагіат (П.І. Андрєєва)	05.06.2026	
9	Подання електронного варіанту ДР та супутньої документації керівнику (Г.Р. Овчаренко)	07.06.2026	
10	Отримання супровідних документів та надання паперового варіанту ДР (каб. 4-11)	10.06.2026	
11	Захист дипломної роботи	15.06.2026	

Студент

Вікторія КІРАЩУК

Керівник

Ганна ОВЧАРЕНКО

* Якщо визначені консультанти. Консультантом не може бути зазначено керівника дипломної роботи.

АНОТАЦІЯ

Тема дипломної роботи: «Біомеханічна сурогатна модель нижньої кінцівки людини для дослідження імпульсних навантажень».

Обсяг звіту становить 67 сторінок, міститься 20 ілюстрацій, 15 таблиць, 10 формул. Загалом опрацьовано 28 джерел.

Актуальність: Високоенергетичні імпульсні навантаження спричиняють 50-80% тяжких травм нижніх кінцівок, а існуючі сурогатні моделі мають обмежену біомеханічну достовірність. Тому створення анатомічно коректної моделі «стопа-гомілка» є необхідним для дослідження механізмів травмування.

Мета: Модифікація сурогатної моделі «стопа-гомілка» з окремим відтворенням малогомілкової кістки та контактної механіки для аналізу травмування при вибухових впливах.

Завдання:

1. Проаналізувати літературу щодо патоморфології мінно-вибухових травм та порівняти існуючі сурогатні моделі.
2. Сформувати медико-технічні вимоги, обґрунтувати антропометричні параметри та підібрати матеріали-імітатори.
3. Модифікувати 3D-модель кісткового каркаса із заданням коректних умов контактної взаємодії.
4. Провести статичне та динамічне чисельне моделювання напружено-деформованого стану для ключових біомеханічних сценаріїв.
5. Розробити комплекс заходів та інструкцій з охорони праці для виготовлення і випробування сурогату.

Ключові слова: моделювання, сурогатна модель, нижні кінцівки, ударне навантаження, вибухове навантаження, краш-тест.

ANNOTATION

Diploma topic: «Biomechanical surrogate model of the human lower limb for the study of impact loads».

The report contains 67 pages, 20 illustrations, 15 tables and 10 formulas. A total of 28 sources were reviewed.

Actuality: high-energy impact loads cause 50-80% of severe lower limb injuries, and existing surrogate models have limited biomechanical validity. Therefore, the creation of an anatomically accurate “foot-shin” model is essential for investigating injury mechanisms.

Objective: A modification of the ‘foot-shin’ surrogate model with separate representation of the fibula and contact mechanics for the analysis of injuries caused by explosive impacts.

To achieve the goal, the following tasks were formed:

1. Analyze the literature on the pathomorphology of mine-blast injuries and compare existing surrogate models.
2. Formulate medical-technical requirements, justify anthropometric parameters, and select simulant materials.
3. Modify the 3D finite-element model of the bone frame with defined contact interactions.
4. Perform static and dynamic numerical modeling of the stress-strain state for key biomechanical scenarios.
5. Develop occupational safety measures and instructions for manufacturing and testing the surrogate.

Keywords: modelling, surrogate model, lower limb, impact load, explosive load, crash test.

ЗМІСТ

Вступ.....	8
Розділ 1 Огляд літературних джерел.....	10
1.1 Фізико-хімічні засади вибухового впливу фугасних мін при контактному підриві.....	10
1.2 Аналіз існуючих сурогатів нижньої кінцівки для випробувань засобів захисту від мінних підривів	14
1.2.1 Механічні (багаторазові) сурогати	15
1.2.2 Франжибельна сурогатна модель ноги (<i>FSL</i>).....	16
1.2.3 <i>Simplified Lower Leg (SLL)</i>	17
1.2.4 <i>Complex Lower Leg Surrogate (CLL)</i>	18
1.2.5 Порівняльний аналіз сурогатів та обґрунтування підходу до роботи	19
1.3 Патоморфологія та клінічна картина мінно-вибухових травм стопи та гомілки	20
1.4 Біомеханічні сценарії підриву та характеристики вибухового імпульсу ...	22
Висновок до розділу 1.....	24
Розділ 2 Обґрунтування методології біомеханічного та скінченноелементного моделювання сурогату кінцівки	25
2.1 Формування медико-технічних вимог (МТВ) та антропометрична відповідність	25
2.1.1 Обґрунтування анатомо-біомеханічної деталізації кісток моделі	25
2.1.2 Обґрунтування спрощення м'яких тканин моделі.....	27
2.1.3 Антропометричні показники.....	28
2.1.4 Обґрунтування вибору антропометричних параметрів	29
2.2 Вибір та обґрунтування матеріалів кісткових імітаторів.....	31
2.3 Побудова скінченноелементної моделі: геометрія, дискретизація та граничні умови	33
2.3.1 Геометрія моделі	34
2.3.2 Дискретизація та тип скінченних елементів	34
2.3.3 Граничні умови та прикладення навантаження	35
Висновок до розділу 2.....	38
Розділ 3 Результати та аналіз чисельного моделювання.....	39
3.1 Статичний аналіз напружено-деформованого стану сурогатної моделі	39

3.1.1 Сценарій вертикального осьового навантаження (0°).....	39
3.1.2 Сценарій навантаження при плантарній флексії 20°	41
3.1.3 Сценарій навантаження при куті 20° дорсальної флексії	42
3.2 Верифікація результатів в програмному забезпеченні <i>ANSYS Explicit Dynamics</i>	43
3.3 Порівняльний аналіз результатів статичного та динамічного моделювань	47
3.4 Відповідність отриманих результатів літературним даним	48
Висновок до розділу 3.....	49
Розділ 4 Охорона праці	51
4.1 Загальна характеристика об'єкта, що розробляється	51
4.1.1 Характеристики об'єкта	51
4.1.2 Взаємодія оператора з об'єктом у системі «людина–об'єкт»	52
4.2 Оцінка умов праці та заходи з охорони праці	53
4.2.1 Оцінка потенційних небезпек та заходи їх усунення	53
4.3 Інструкція з техніки безпеки при виготовленні та випробуванні сурогату «стопа–гомілка».....	58
Висновок до розділу 4.....	61
Висновки	62
Перелік джерел посилання	64

ВСТУП

Сучасні збройні конфлікти характеризуються масовим застосуванням вибухових пристроїв (мін, фугасів), що призводить до значної кількості специфічних та важких травм. Згідно з аналізом бойового досвіду та найновішими медичними дослідженнями 2024-2025 років, найчастіше фіксуються ушкодження саме нижніх кінцівок, частка яких становить від 50% до 80% від усіх зареєстрованих травм [1]. Особливу небезпеку становлять травми, зумовлені високоенергетичними імпульсними впливами: 50-60% усіх серйозних поранень кінцівок мають мінно-вибухову етіологію [2, 3], а близько 6,5% таких постраждалих потребують подальшої ампутації [4].

Основним інструментом для безпечного дослідження механізмів вибухового травмування в лабораторних умовах є краш-тести із залученням фізичних сурогатних моделей, що імітують властивості кісток та м'яких тканин людини. Проте, існуючі міжнародні аналоги, такі як спрощена модель *Simplified Lower Leg (SLL)* та комплексна *Complex Lower Leg (CLL)*, мають ряд суттєвих методологічних обмежень. Вони є надмірно схематичними, позбавлені формалізованих критеріїв оцінки травмування, часто не відтворюють малогомілкову кістку як окремий елемент (що унеможливорює точний аналіз зсувних зусиль) та важко адаптуються під конкретні антропометричні параметри. Також традиційні моделі рідко враховують біомеханічний вплив фази ходи (кута положення стопи) на момент підриву, хоча це критично змінює механіку руйнування [6]. Саме тому розробка анатомічно точної, біомеханічно достовірної та економічно доступної сурогатної моделі комплексу «стопа–гомілка» є вкрай актуальним науково-інженерним завданням, яке дозволить глибше зрозуміти механіку вибухових переломів.

Мета роботи: Підвищення біомеханічної достовірності сурогатної моделі «стопа–гомілка» з окремим відтворенням малогомілкової кістки та контактної механіки для аналізу напружено-деформованого стану й ідентифікації зон руйнування нижньої кінцівки при високоенергетичних імпульсних (вибухових) навантаженнях.

Для досягнення поставленої мети, відповідно до логіки та змісту роботи, було сформовано наступні завдання:

1. Здійснити комплексний аналіз сучасної наукової літератури щодо патоморфології мінно-вибухових травм нижньої кінцівки та провести порівняльну характеристику існуючих сурогатних моделей.
2. Сформувати медико-технічні вимоги (МТВ) до розроблюваної моделі, обґрунтувати вибір антропометричних параметрів (на рівні 50-го перцентиля) та підібрати матеріали-імітатори для кісткових структур і гібридного масиву м'яких тканин.
3. Модифікація тривимірної геометричної та скінченноелементної моделі кісткового каркаса (із виділенням п'яткової, таранної, великогомілкової та малогомілкової кісток), задавши коректні умови контактної взаємодії.
4. Виконати чисельне моделювання (статичне у середовищі *Autodesk Fusion 360* та верифікаційне динамічне в *ANSYS Explicit Dynamics*) напружено-деформованого стану моделі для ключових біомеханічних сценаріїв: осьове вертикальне навантаження, плантарна та дорсальна флексії.
5. Оцінити потенційні небезпеки та підготувати комплекс заходів і інструкцій з охорони праці при виготовленні та проведенні ударних/підривних випробувань сурогату.

РОЗДІЛ 1

ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ

1.1 Фізико-хімічні засади вибухового впливу фугасних мін при контактному підриві

Вибух – це фізико-хімічна реакція речовини, що супроводжується надзвичайно швидким перетворенням її енергії в енергію стиснення та механічного руху продуктів реакції й навколишнього середовища [5]. Характерною особливістю вибуху є раптовий стрибок тиску, який поширюється у вигляді ударної хвилі з надзвуковою швидкістю. У протипіхотних мінах високої вибухової дії використовуються вибухові речовини високої вибухової дії (ВРВД), зокрема тринітротолуол (ТНТ), гексоген (*RDX*) та їхні суміші (зокрема, суміш *C4*), які детонують зі швидкістю від 6 900 до 8 200 м/с залежно від складу та щільності заряду [6].

Детонація принципово відрізняється від горіння тим, що передача енергії від шару до шару відбувається не за рахунок теплопровідності, а через ударне стиснення: кожен наступний шар вибухової речовини нагрівається різким стрибком тиску і детонує з великою швидкістю, підтримуючи поширення хвилі [5]. На відміну від ударної хвилі звичайного вибуху, хвиля детонації не послаблюється з відстанню вздовж заряду, а поширюється з постійною швидкістю детонації D , характерною для даного вибухового речовини.

$$P_{cj} \approx \frac{\rho_0 D^2}{4}, \quad (1.1)$$

де ρ_0 – початкова густина ВР (г/см³), D – швидкість детонації (м/с). Для типового заряду тротилу ($\rho_0 \approx 1,63$ г/см³, $D \approx 6900$ м/с) тиск Чепмена-Жуге становить близько 21 ГПа. Для *C4*, що містить 91% *RDX* ($\rho_0 \approx 1,6$ г/см³, $D \approx 8050$ м/с), P_{cj} сягає ~26 ГПа, що відображає більшу бризантність цього складу [6].

Швидкість руху продуктів детонації та їхня щільність визначаються як:

$$U = \frac{D}{4}, \quad \rho_{det} = \frac{4\rho_0}{3}. \quad (1.2)$$

Після завершення детонації починається фаза розширення газоподібних продуктів вибуху. Оскільки цей процес відбувається набагато швидше, ніж теплообмін з навколишнім середовищем, взаємозв'язок між тиском і об'ємом описується адіабатичним рівнянням Пуассона:

$$P_1 \cdot V_1^\gamma = P_2 \cdot V_2^\gamma, \quad (1.3)$$

де P_1 , V_1 – тиск і об'єм продуктів одразу після закінчення реакції; P_2 , V_2 – поточні значення; γ – адіабатичний індекс, який для продуктів детонації приймається в діапазоні 1,25-1,40 [5, 6]. Адіабатичне розширення продуктів вибуху створює «поршневий» ефект: бульбашка газу швидко витісняє навколишній ґрунт, створюючи спрямований імпульс тиску вгору, у напрямку підосви стопи.

При детонації міни, закопаної на глибині 20 мм у ґрунті, ударна хвиля поширюється одночасно через ґрунт і повітря. Оскільки акустичний імпеданс ґрунту на три порядки вищий за імпеданс повітря, початкове навантаження на стопу визначається виключно ґрунтовою складовою. Передача ударної хвилі між двома середовищами описується коефіцієнтом передачі тиску:

$$T_p = \frac{2Z_2}{(Z_1 + Z_2)}, \quad (1.4)$$

де $Z_1 = \rho_1 c_1$ та $Z_2 = \rho_2 c_2$ — акустичні імпеданси сусідніх середовищ (ґрунту та кістки) [6]. Вплив вибуху на навколишнє середовище характеризується питомим імпульсом фази стиснення:

$$I^+ = \int_{0t^+} \Delta P(t) dt, \quad (1.5)$$

де t^+ – тривалість фази позитивного тиску. Для невеликих зарядів (25-100 г у ТНТ-еквіваленті), закопаних на глибині 20-50 мм, піковий тиск на межі розділу «ґрунт–основа» досягає 13-18 МПа, а тривалість фази стиснення становить 0,5-5 мс [6].

Порівняння ТНТ і *C4* виявляє фундаментальні відмінності в характері їх вибухових ефектів. ТНТ має нижчу швидкість детонації ($D \approx 6930$ м/с) і «повільніший» імпульсний профіль, що призводить до меншого брізантного ефекту для порівнянної маси заряду. Завдяки вмісту *RDX* *C4* утворює більш різкий фронт тиску з коротшим часом наростання (менше 0,5 мс), що відповідає умовам сучасних мін невеликих розмірів і дозволяє моделювати найгірший (з точки зору руйнування)

сценарій завантаження [6]. Властивості матеріалу *C4*, що використовуються далі, наведено в таблиці 1.1.

Таблиця 1.1 – Порівняння фізико-хімічних характеристик ТНТ та *C4* [6]

Параметр	ТНТ	<i>C4</i>
Щільність ρ_0 , г/см ³	1,63	1,6
Швидкість детонації D , м/с	6930	8050-8200
Тиск Чепмена-Жуге P_{CJ} , ГПа	~21	~26
Показник адіабати γ	1,3	1,35
Троїловий еквівалент (за теплою)	1,00	1,19-1,34
Час наростання тиску до піку, мс	~1-2	<0,5

Троїловий еквівалент *C4* по теплоті вибуху розраховується як:

$$C_{\text{екв}} = C \cdot \frac{Q'_{C4}}{Q'_{\text{ТНТ}}}, \quad (1.6)$$

де $Q'_{C4} \approx 1300$ ккал/кг, $Q'_{\text{ТНТ}} \approx 1000$ ккал/кг, тобто 40 г *C4* еквівалентні ~52 г ТНТ [5]. Вибір 40 г *C4* для сурогатних випробувань відповідає масі вибухової речовини в міні-ПФМ-1 «Пелюстка» і є стандартним випробувальним зарядом відповідно до вимог НАТО [6].

Для оцінки радіуса зони повного знищення від заряду масою C використовується узагальнений геометричний закон подібності для вибухів:

$$\Delta P = f(\bar{R}), \text{ де } \bar{R} = \frac{R}{\sqrt[3]{C}}, \quad (1.7)$$

де R – відстань від центру заряду, а C – маса заряду в еквіваленті ТНТ. Коли $\bar{R} < 1$, на об'єкт впливають як ударна хвиля, так і продукти вибуху; коли $\bar{R} \geq 1$ – лише ударна хвиля [5]. Для заряду 40 г *C4* ($C_{\text{eq}} \approx 52$ г ТНТ) радіус зони дії брізанту становить ~20-40 мм, охоплюючи анатомічну ділянку п'яткової та тазової кісток при детонації безпосередньо під підошвою стопи (див. рис.1.1) [6].

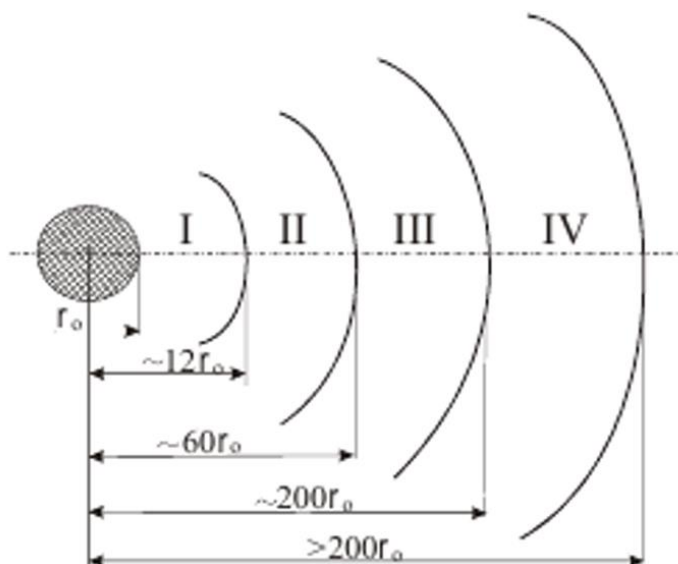


Рисунок 1.1 – Схема зон впливу вибуху: *I* – зона вибухової хвилі; *II* – зона високого тиску; *III* – зона слабких ударних хвиль; *IV* – акустична зона [5]

На рис. 1.2 показано принцип зміни тиску в часі під час поширення ударної хвилі: після різкого, ступінчастого зростання до P_{max} у момент часу τ_0 тиск знижується до атмосферного протягом часу t^+ (фаза стиснення), а потім ненадовго падає нижче атмосферного (фаза розтиснення) [5].

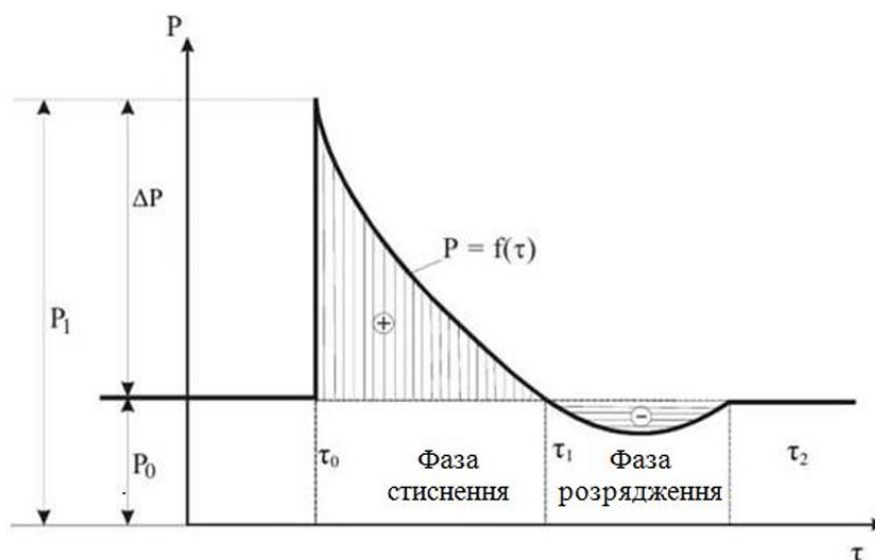


Рисунок 1.2 – Зміна тиску в часі під час проходження ударної хвилі [5]

Важливою характеристикою є вплив вологості ґрунту на загальний імпульс, що передається стопі. Дослідження НАТО [6] показали, що зі зростанням вологості від 5

до 25% загальний імпульс збільшується на 30-60% для піщаного ґрунту. Звідси виникає необхідність стандартизації ґрунтових умови при випробуваннях (вологість $10 \pm 2\%$, щільність $1600 \pm 50 \text{ кг/м}^3$) для забезпечення відтворюваності результатів. Залежність імпульсу від вологості ґрунту зображена на рисунку 1.3.

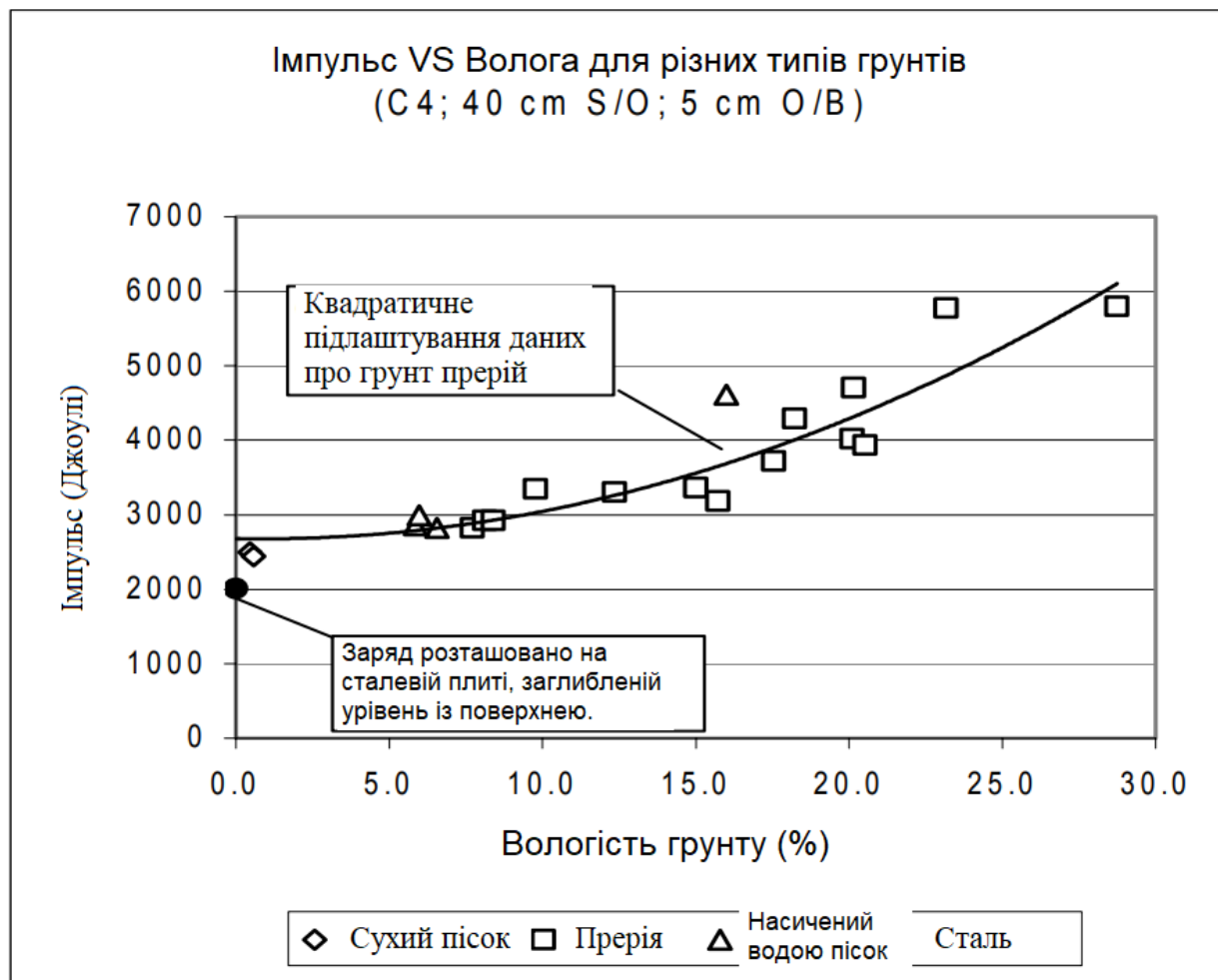


Рисунок 1.3 – Залежність повного імпульсу, від вологості ґрунту для різних типів ґрунту за стандартом *NATO* [6]

1.2 Аналіз існуючих сурогатів нижньої кінцівки для випробувань засобів захисту від мінних підривів

Розробка реалістичних сурогатів нижніх кінцівок для оцінки захисту від протипіхотних мін є предметом активної міжнародної дослідницької програми з початку 1990-х років. У звіті НАТО [6] існуючі підходи класифікуються на три категорії: механічні (багаторазові) пристрої, ламкі (одноразові) сурогати та моделі на

основі трупів. Кожна категорія має свої переваги та обмеження щодо біологічної достовірності, відтворюваності та доступності. Моделі, що мають безпосереднє відношення до аналізу вибухових травм нижніх кінцівок, детально розглядаються далі.

1.2.1 Механічні (багаторазові) сурогати

Механічні сурогати виготовляються з жорстких матеріалів (алюміній, сталь), щоб забезпечити можливість їх повторного використання у вибухових випробуваннях. Прикладами є механічна нога *Med-Eng* (Канада) (рис.1.4), голландська механічна нога та механічна нога *DRDC*. Типова конструкція складається з основної несучої труби, що імітує гомілку, гомілковостопного суглоба та елемента стопи, виготовленого з поліуретанової гуми. Приладове оснащення зазвичай включає акселерометри на гомілковостопному суглобі та тензодатчики на опорній трубі [6].



Рисунок 1.4 – Механічна нога *Med-Eng* (Канада) [6]

Основним обмеженням механічних сурогатів є їхня принципова нездатність відтворити руйнування кісткових структур: жорсткі матеріали конструкції унеможливають переломи, тому оцінка тяжкості травми ґрунтується виключно на інтенсивності сигналів від акселерометрів та тензодатчиків. Функція оцінки ризику травмування (*IRE*) для механічних ніг вимагає окремого калібрування на моделях трупів, що є суттєвим методологічним обмеженням [6].

1.2.2 Франжибельна сурогатна модель ноги (*FSL*)

Австралійський франжибельний сурогатний протез ноги (*FSL*) є першим повністю анатомічним руйнівним сурогатом, геометрія якого відтворює основні кістки нижньої кінцівки, включаючи великогомілкову, малу гомілкову, таранну та п'яткову кістки, а також кістки передплеснової кістки (див. рис. 1.5). Геометрія кісткових сурогатів походить від трупа, що відповідає 50-му процентилю чоловічого населення Австралії [6]. Кістки відлиті з синтетичного матеріалу зі стандартизованою міцністю на розрив, з'єднані за допомогою клейових та сухожильних зв'язок, після чого вся конструкція заповнюється желатином для відтворення м'яких тканин.



Рисунок 1.5 – *Frangible Surrogate Leg*: кісткова структура (ліворуч) та готовий виріб (праворуч) [6]

Ступінь ушкодження оцінюється шляхом патологоанатомічного обстеження (аутопсії) моделі після випробувань – виявляються переломи кісток та механічні ушкодження м'яких тканин. Порівняння результатів *FSL* з даними випробувань на

трупах у рамках програми *LEAP* (*Lower Extremity Assessment Program*, США) показало якісну збіжність у характері травм [6]. Перевага *FSL* полягає в тому, що вона забезпечує найвищий рівень анатомічної деталізації серед синтетичних сурогатів; недоліком є висока вартість виготовлення та необхідність залучення досвідченого персоналу для проведення аутопсії.

1.2.3 *Simplified Lower Leg (SLL)*

Спрощена модель нижньої ноги (*Simplified Lower Leg, SLL*), розроблена спільно *DRDC* (Канада) та *DGA* (Франція), є прагматичним компромісом між анатомічною деталізацією та відтворюваністю результатів. Конструкція *SLL* включає центральну кісткову структуру, що відтворює великогомілкову/малогомілкову кістки, таранну та п'яткову кістки, а також концентричний желатиновий шар навколо кісткового каркасу для відтворення м'яких тканин (див. рис. 1.6) [6]. Суттєвою перевагою є те, що при виборі матеріалів велика увага приділялась узгодженню характеристик при високих швидкостях деформації (10^2 - 10^3 с⁻¹) з аналогічними характеристиками людської кістки. Інструментація включає тензодатчики на кісткових елементах, а також можливість застосування швидкісних відео та рентгенографії.

Рівень механічного ушкодження кісток у *SLL* добре відповідає результатам кадаверних випробувань, незважаючи на спрощену геометрію. Ключовим обмеженням є відсутність формальної *IRE* та значне спрощення анатомії стопи: п'ятова та таранна кістки в базовій конфігурації представлені єдиним блоком, що унеможливорює ізолювану оцінку послідовності їх руйнування. Крім того, відсутня можливість оцінки ізолюваного навантаження на малогомілкову кістку при кутових сценаріях підриву.



Рисунок 1.6 – *Simplified Lower Leg (SLL)* [6]

1.2.4 *Complex Lower Leg Surrogate (CLL)*

Канадський *Complex Lower Leg Surrogate (CLL)* (див. рис. 1.7), розроблений *DRDC* на основі досвіду з *SLL*, є найбільш просунутою серед франжибельних синтетичних моделей [6]. Філософія розробки *CLL* полягала у створенні сурогата, що може бути досліджений за допомогою стандартних медичних процедур автопсії для ідентифікації ступеня та характеру травм. Геометрія моделі базується на даних «*Visible Human Database*» Національної бібліотеки медицини США і відповідає нижній кінцівці дорослого чоловіка. Полімерні матеріали відбирались на основі властивостей при квазістатичному та динамічному навантаженні, включаючи межу міцності при руйнуванні [6].

Особливістю *CLL* є чітке відтворення шляхів передачі навантаження між кістками при збереженні максимально можливої простоти конструкції для забезпечення відтворюваності. Для *CLL* існує скінченно-елементна модель, що відкриває можливості для чисельної верифікації. Оцінка рівня травмування здійснюється через автопсію: ступінь ушкодження кісток та «здирання» м'яких

тканин добре корелює з результатами кадаверних випробувань *LEAP*. Обмеженням є відсутність формальної *IRE* та висока вартість виготовлення.

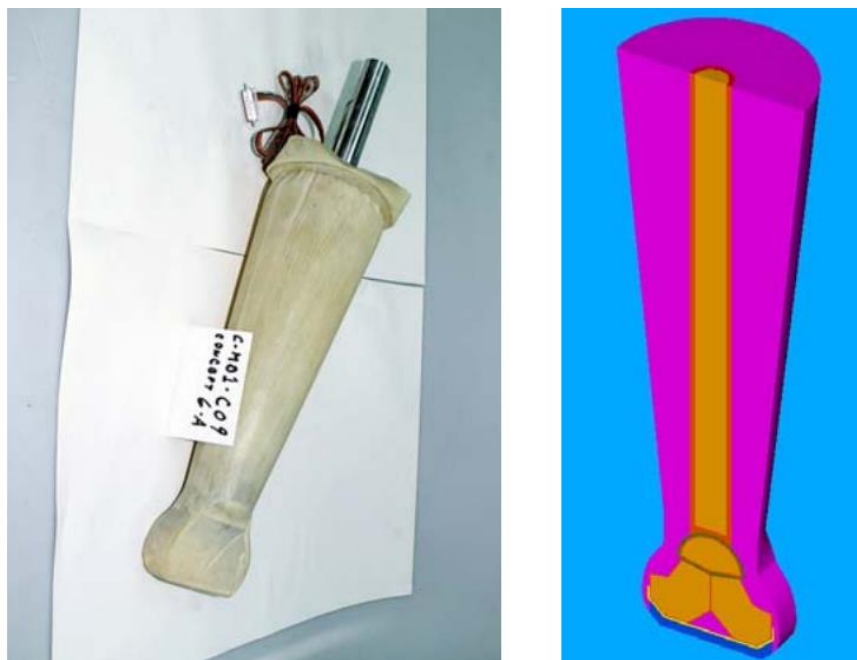


Рисунок 1.7 – *Complex Lower Leg Surrogate (CLL)* [6]

1.2.5 Порівняльний аналіз сурогатів та обґрунтування підходу до роботи

Систематичне порівняння існуючих сурогатів, виконане групою *TG-024* [6], демонструє чіткий компроміс між рівнем біофідельності та практичністю використання. Механічні сурогати забезпечують найвищу відтворюваність та найнижчу вартість, однак не дозволяють реєструвати переломи. Франжибельні моделі (*FSL*, *SLL*, *CLL*) забезпечують можливість оцінки переломів кісток та «здирання» м'яких тканин, наближаючись до кадаверних даних. Кадаверні моделі мають найвищу біофідельність, однак обмежені етичними вимогами, низькою доступністю та варіабельністю між зразками.

З аналізу існуючих аналогів у даній роботі запозичуються такі ключові принципи: анатомічна концепція *FSL* (максимальне відтворення основних кісткових структур стопи та гомілки як окремих елементів); принцип узгодження характеристик матеріалів при високих швидкостях деформації, реалізований у *SLL*; та концепція відтворення шляхів передачі навантаження між кістками, що є основою *CLL*.

Водночас чисельний підхід дозволяє усунути головне спільне обмеження всіх фізичних сурогаті (відсутність формальної *IRE*) шляхом безпосереднього зіставлення розрахункових напружень з літературними межами міцності кісткових структур.

1.3 Патоморфологія та клінічна картина мінно-вибухових травм стопи та гомілки

Механізм травмування нижньої кінцівки при підриві фугасної протипіхотної міни визначається поширенням вибухової хвилі знизу вгору – від підошовної поверхні через п'яткову та таранну кістки до дистального відділу великогомілкової кістки. Хвиля передається переважно у вигляді ударного осьового імпульсу, що обумовлює специфічний висхідний характер ушкоджень, відмінний від механічного відриву. Було встановлено принципову закономірність: серед виживших після підриву мін травматичні ампутації частіше локалізуються у верхній третині гомілки, аніж на рівні суглобів, що підтверджує хвильовий, а не суто механічний механізм руйнування [6].

Першою на шляху ударного потоку є п'яткова кістка. Незважаючи на амортизаційні властивості жирової підошовної подушки та губчастої кісткової тканини, 50% ймовірність перелому реалізується вже при осьовій силі $\sim 6,2$ кН, а ризик серйозної травми (*AIS* 2+) виникає при $\geq 5,4$ кН [14]. Таранна кістка, сприймаючи в умовах вибухового імпульсу до 7,5 кН, руйнується, як правило, синхронно з п'ятковою, формуючи єдину зону первинної деструкції [7]. Дистальний відділ великогомілкової кістки отримує ~ 6 кН – величину, що наближається до критичного порогу $\sim 7,3$ кН, що пояснює закономірне поширення зони переломів на нижню третину гомілки.

Було встановлено [7], що зона осколкового ураження має радіус, що залежить від маси заряду: для мін з 25-50 г у ТНТ-еквіваленті радіус становить 20-40 мм, а для 50-100 г – 40-80 мм. Ця зона охоплює анатомічну ділянку п'яткової та таранної кісток, що обумовлює їх первинне руйнування при детонації «під п'ятою». За межами зони

повного руйнування спостерігається так звано «здирання» м'яких тканин від кісток (*avulsion effect*), описаний як характерна риса вибухових травм [6].

У серії симуляцій на моделі *THUMS* було підтверджено [8], що детонація 40 г *C4* під п'ятою спричиняє повне руйнування п'яткової та таранної кісток і значне пошкодження дистального відділу гомілки протягом приблизно 80 мм від рівня гомілковостопного суглоба (див. рис. 1.8). Вибух під переднім відділом стопи призводить переважно до пошкодження плеснових кісток та фаланг при збереженні заднього відділу, що підкреслює визначальну роль точки детонації у формуванні патерну травм [7].

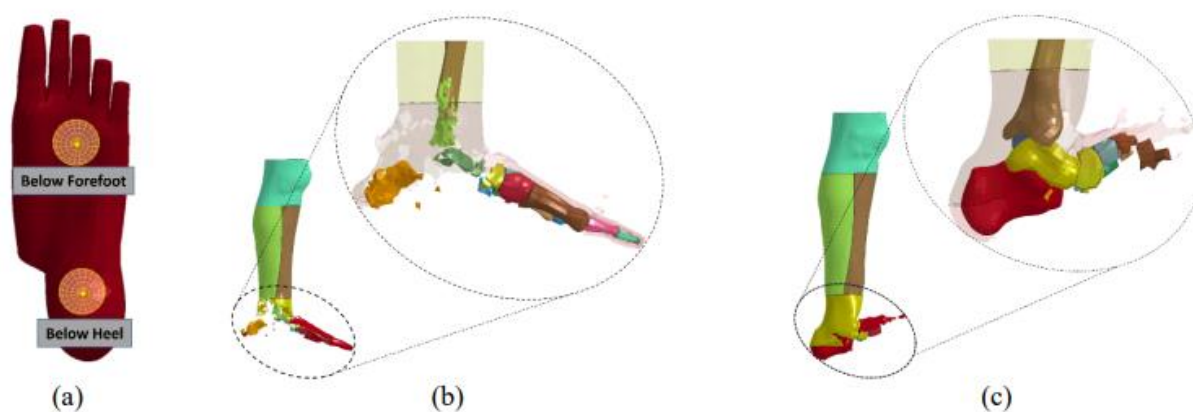


Рисунок 1.8 – Вплив точки детонації на характер травм нижньої кінцівки: (a) точки детонації; (b) детонація під п'ятою; (c) детонація під переднім відділом [8]

Критерії руйнування кісткових структур наведені в таблиці 1.2.

Таблиця 1.2 – Біомеханічні критерії травмування кісткових структур нижньої кінцівки при вибуховому навантаженні [7, 14]

Кісткова структура	50% ризик перелому	AIS 2+ поріг	Межа міцності
П'яткова кістка	6,2 кН	5,4 кН	~175 МПа
Таранна кістка	~7,0 кН	—	~134 МПа
Великогомілкова (дистальний)	7,3 кН	—	124-160 МПа
Малогомілкова (дистальний)	—	—	~80-120 МПа

Класифікація *NATO* [6] визначає рівень травми при підриві незахищеної стопи на заряді 40 г *C4* як *Mine Trauma Score (MTS) 2B* – транстибіальна ампутація з відкритим забрудненням рани. Ця класифікація є стандартним критерієм біомеханічної валідності сурогатних моделей: відповідність характеру руйнування моделі патерну *MTS 2B* свідчить про адекватне відтворення механізму травмування [6, 15].

Слід зазначити, що при вибуху «під п'ятою» порівняно з вибухом «під переднім відділом» значно вищий ризик ампутації, оскільки руйнуються основні несучі структури кінцівки, а силовий потік концентрується в осьовому напрямку без розсіювання. Це визначає підвищену небезпечність сценарію осьового вертикального навантаження у порівнянні з кутовими сценаріями при однаковій масі заряду [7, 8].

1.4 Біомеханічні сценарії підриву та характеристики вибухового імпульсу

Вибір сценаріїв навантаження для моделювання ґрунтується на біомеханічному аналізі фаз ходьби та статистичних даних про характер постановки стопи. Дослідження, проведені на природних лісових ґрунтах, встановили: на нерівному рельєфі 80,6% кроків реалізується через початковий контакт п'яти (*heel strike*), тоді як 19,4% – через плоске приземлення стопи [9]. Дані досліджень [16] деталізують фазову структуру опорного циклу для кожного з цих випадків.

У фазі «відповіді на навантаження» (0-10% циклу ходи) стопа переходить з положення підшовного згинання $\sim 25^\circ$ до нейтрального. Вертикальна сила реакції ґрунту (*GRF*) стрімко зростає до 1,1-1,3 маси тіла (~ 880 - 1040 Н для людини масою 80 кг). У цей момент п'яткова кістка отримує максимальне концентроване навантаження, що відповідає найнебезпечнішому сценарію при детонації під п'ятою. Кут гомілковостопного суглоба при цьому відповідає плантарній флексії 20 - 25° . У фазі «середньої опори» (10-30% циклу) вся підошва є опорною, *GRF* знижується до 0,8-1,0 маси тіла, а кут суглоба наближається до нейтрального, що відповідає сценарію вертикального навантаження 0° [9].

Таблиця 1.3 – Біомеханічні параметри фаз ходьби, що враховуються при моделюванні вибухового навантаження [9, 8]

Параметр	Фаза «відповідь на навантаження»	Фаза «середня опора»
Кут гомілковостопного суглоба	25° підшовне згинання → 0°	0–5° дорсальне
Вертикальна <i>GRF</i>	1,1-1,3 × <i>BW</i> (880-1040 Н)	0,8-1,0 × <i>BW</i> (640-800 Н)
Крутний момент у суглобі	~1,6 Н·м/кг (~128 Н·м)	~1,0-1,2 Н·м/кг
Імовірність на лісовому ґрунті	~80,6% (<i>heel strike</i>)	~19,4% (<i>flat</i>)
Характер очікуваних переломів	П'яткова, таранна, гомілка	Плеснові, середній відділ

Параметри вибухового імпульсу для чисельної моделі визначаються на підставі стандартизованих даних та результатів досліджень [6, 8]. Форма імпульсу прийнята трикутною з піковим тиском у діапазоні 13-18 МПа та часом наростання до піку менше 0,5-2 мс. Трикутний профіль описується виразом:

$$F(t) = F_{max} \cdot \left(1 - \frac{t}{\tau}\right), 0 \leq t \leq \tau; F(t) = 0, t > \tau \quad (1.8),$$

де F_{max} – піковий рівень сили (6-10 кН), $\tau = 5$ мс – тривалість імпульсу [6, 14]. Відповідна осьова сила задовольняє умову перевищення 50% порогу перелому п'яткової кістки (6,2 кН) і відповідає рівню *MTS 2B*. Вибір заряду 40 г *C4* обумовлений його відповідністю тротиловому еквіваленту міни ПФМ-1 «Пелюстка», що дає осьове навантаження 8-10 кН на рівні п'яткової кістки [8].

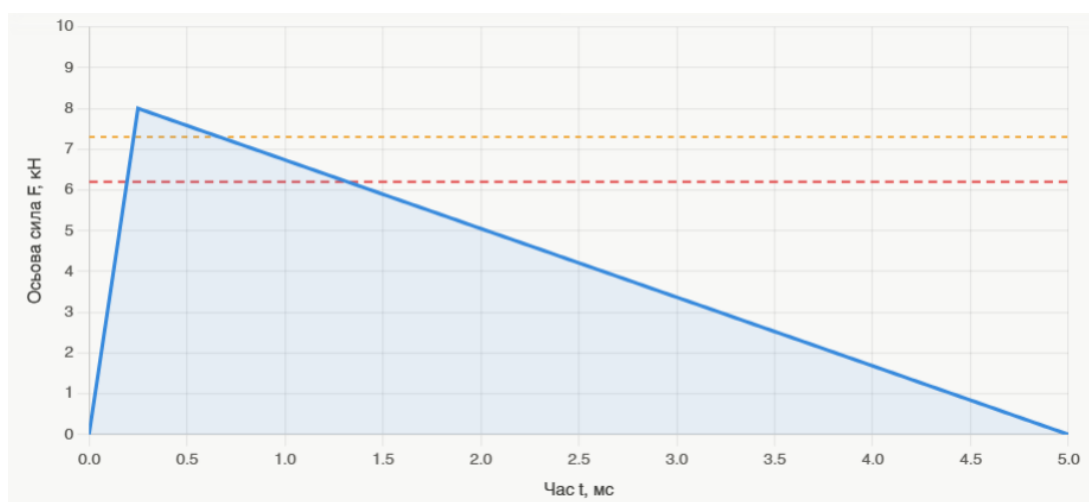


Рисунок 1.9 – Розрахунковий профіль трикутного імпульсу осьової сили при детонації 40 г *C4* під п'ятою (синя крива – осьова сила $F(t)$, червона лінія – 50%

ризик перелому п'яткової (6,2 кН), оранжева лінія – поріг руйнування вгк (7,3 кН) [5, 14]

Висновок до розділу 1

Проведений комплексний аналіз літературних джерел підтверджує наукову та інженерну обґрунтованість обраної методології дослідження. Огляд існуючих фізичних сурогатів нижньої кінцівки (*FSL*, *SLL*, *CLL*) засвідчив їхні суттєві обмеження: попри здатність відтворювати переломи, вони позбавлені строгих чисельних критеріїв оцінки ризику травмування (функцій *IRE*) та змушують покладатися переважно на візуальну аутопсію. Це обґрунтовує доцільність переходу до чисельного скінченноелементного моделювання, де оцінка ризику травми базується на безпосередньому зіставленні еквівалентних напружень за фон Мізесом із клінічно доведеними межами міцності кісткових структур, зокрема порогом руйнування п'яткової кістки у ~ 175 МПа або силою 6,2 кН.

Аналіз біомеханіки ходьби дозволив чітко обґрунтувати три ключові сценарії навантаження: вертикальне осьове (0°), плантарну флексію (20°) та дорсальну флексію (20°). Ці положення статистично найповніше охоплюють переважні фази опорного циклу на нерівних ґрунтах, зокрема фазу початкового контакту п'ятою, яка є найчастішим механізмом ініціації мінного підриву.

Фізико-хімічні параметри вибухового впливу для подальшого моделювання були адаптовані до найгіршого (найбільш руйнівного) сценарію: обрано заряд 40 г *C4*, що є еквівалентом протипіхотної міни ПФМ-1 «Пелюстка». Такий заряд генерує гострий трикутний імпульс тиску з піковими значеннями 13-18 МПа та тривалістю близько 5 мс. Встановлено, що ці параметри відповідають стандартам *NATO* і дозволяють коректно відтворити хвильовий висхідний механізм руйнування кінцівки (від п'яткової до великогомілкової кістки), який за клінічною картиною призводить до транстибіальної ампутації рівня *MTS 2B*.

РОЗДІЛ 2

ОБҐРУНТУВАННЯ МЕТОДОЛОГІЇ БІОМЕХАНІЧНОГО ТА СКІНЧЕННОЕЛЕМЕНТНОГО МОДЕЛЮВАННЯ СУРОГАТУ КІНЦІВКИ

2.1 Формування медико-технічних вимог (МТВ) та антропометрична відповідність

Основною концепцією даної роботи є проектування та біомеханічне обґрунтування франжибельного сурогату «стопа-гомілка», призначеного для дослідження впливу мінно-вибухових навантажень. На противагу традиційним багаторазовим антропоморфним манекенам, що реєструють лише сукупні динамічні навантаження, не зазнаючи при цьому власної структурної деструкції, розроблюваний прототип повинен демонструвати анатомічно коректне біомеханічне руйнування скелетних структур та деформацію м'яких тканин при досягненні граничних показників міцності. Це узгоджується з методологічними засадами, викладеними у наукових дослідженнях, та регулятивними положеннями стандарту *NATO* [6].

Інженерно-технічні специфікації до проєктованого сурогату вимагають обов'язкового поєднання високої біоміметичної достовірності відтворення руйнування із технологічною придатністю та простотою його виготовлення в лабораторних умовах. Зазначений баланс досягається шляхом використання доступних полімерних та композитних матеріалів, що забезпечує економічну ефективність серійного відтворення компонентів кінцівки для проведення низки повторних ударних випробувань із високим ступенем відтворюваності руйнівних результатів.

2.1.1 Обґрунтування анатомо-біомеханічної деталізації кісток моделі

Згідно з даними клінічних досліджень мінно-вибухових травм [1, 7] основне навантаження під час вибуху передається на п'яткову, таранну та великогомілкову

кістки. Номінальний лінійний і кутовий розподіл елементів каркаса при цьому безпосередньо впливає на точність відтворення руйнувань.

Основний вектор реакції опори проходить саме через п'яткову кістку, і вона ж зазнає найбільших напружень при надмірному підшовному згинанні [8]. Завдяки губчастій структурі та наявності жирової подушки п'яткова кістка основним чином забезпечує амортизацію ударних навантажень [18, 7]. Якщо вибух стався безпосередньо під п'яткою, то відповідно до біомеханічних закономірностей вона руйнується першою. Для верифікації відповідності у геометричній моделі кут Берела між найвищою точкою переднього відростка п'яткової кістки, суглобовою поверхнею та заднім горбом витримано в межах $28^\circ \pm 2^\circ$, що згідно з анатомічним критерієм [18] забезпечує реалістичне руйнування п'яткового бугра. Клінічні випробування зафіксували переломи таранної кістки у 31 із 50 трупних зразків при середній силі від 6,9 до 8,6 кН [14].

Відповідно до біомеханічного аналізу [18], таранна кістка є вершиною внутрішнього склепіння стопи і забезпечує безпосередню передачу навантаження з п'яткової кістки на великогомілкову. Пікове навантаження на таранну кістку може сягати 40 кН при вертикальному ударі [7], а її руйнування призводить до повного пошкодження цілісності гомілковостопного суглоба.

Великогомілкова кістка є основною несучою кісткою гомілки та забезпечує передачу результуючої сили на колінний суглоб і вище розташовані сегменти випробувального стенду. Переломи в дистальному відділі великогомілкової кістки відбулися у 14 трупних зразків при середній силі 9,2-9,8 кН. Порівняльний аналіз отриманих результатів із релевантними епідеміологічними даними щодо вибухових уражень нижніх кінцівок свідчить, що для осіб референтного віку 45 років критичні пікові навантаження у діапазоні 3.9-5.4 кН асоціюються з 5% вірогідністю виникнення перелому. Натомість, 50% ризик повної структурної деструкції комплексу настає при досягненні осьового навантаження у межах 8.6-9.2 кН [14].

На противагу спрощеним моделям, малогомілкова кістка моделі-сурогату репрезентується як окремий елемент діаметром 8 міліметрів, із фіксацією латеральної кісточки на висоті 65 ± 2 міліметри та медіальної кісточки на висоті 72 ± 2 міліметри

від площини підошви [17]. Подібний ступінь деталізації є інженерною необхідністю для адекватного відтворення та аналізу зсувних і ротаційних навантажень гомілковостопного суглоба під впливом вибухової хвилі. Водночас, кістки переднього відділу стопи при імпульсному впливі під п'ятковою ділянкою не піддаються критичним ушкодженням [16]. З метою підвищення обчислювальної стабільності скінченно-елементної сітки в зоні контакту та оптимізації геометрії, плеснові кістки та фаланги пальців об'єднано в єдиний спрощений «передній блок стопи», номінальна ширина якого в області головок плеснових кісток становить 98 ± 2 міліметри.

2.1.2 Обґрунтування спрощення м'яких тканин моделі

Для забезпечення максимальної біомеханічної точності при експериментальній оцінці кісткових ушкоджень виникає необхідність реалістично відтворити просторовий розподіл динамічного тиску, демпфування ударного імпульсу та безпосередню передачу зусиль до елементів каркаса за допомогою суцільного м'язово-тканинного масиву.

У процесі розробки біоміметичних систем подібного типу, поширеною практикою є використання однорідних блоків балістичного желатину для відтворення м'язових тканин. Водночас, для моделювання хрящових елементів та п'яткової подушок, як правило, застосовуються спеціалізовані полімерні або силіконові матеріали, що відповідає вимогам стандарту *NATO* [6] та науковим працям [15]. Прогрес у галузі сучасного моделювання ілюструє ефективність довготривалої експлуатації зовнішнього силіконового покриття з твердістю за *Shore A* 30 у тривимірних моделях стопи, яке здатне зберігати геометричну стабільність при значних циклічних навантаженнях [10].

Здійснений аналіз механічних характеристик біологічних тканин [7, 12], а також врахування специфіки високошвидкісного навантаження, дозволили обґрунтувати раціональну гібридну двокомпонентну архітектуру м'яких тканин для представленої моделі.

Внутрішній компонент, що формує об'ємну масу, створюється як суцільний блок балістичного желатину (10-20% концентрації) або аналогічного поліуретанового гелю з низькою твердістю (10-20 за *Shore OO*). Його призначення – герметичне заповнення внутрішньої порожнини між кістковим каркасом та зовнішніми межами кінцівки. Зовнішня оболонка, що імітує шкірний покрив, представляє собою безперервний еластичний шар силікону товщиною 2.5 ± 0.5 мм, з номінальною твердістю 30-40 за *Shore A* [7, 12].

Дане рішення забезпечує одночасне досягнення кількох цілей: коректної імітації пружно-деформаційних характеристик людської дерми, надійного захисту внутрішнього гелевого масиву від передчасного механічного руйнування, збереження стабільності геометричної конфігурації сурогату під час багаторазових краш-тестів.

2.1.3 Антропометричні показники

Для забезпечення високого ступеня відтворюваності результатів комп'ютерного моделювання, а також забезпечення можливості до подальшої фізичної реалізації франжибельного сурогату «стопа-гомілка», було сформовано медико-технічні вимоги, які наведено в таблиці 2.1 та таблиці 2.2.

Таблиця 2.1 – Вимоги до сурогату нижньої кінцівки [6, 19, 11, 17, 10, 12]

Параметр	Номінальне значення
Референтна вибірка	50-й перцентиль, чоловіче населення
Зріс / ростова група	176 см (<i>III-IV</i> група)
Розрахунковий парс (1П = зріст / 56)	3,14 см
Довжина стопи	265 мм
Ширина стопи в пучках (плесно)	~97 мм
Висота стопи в п'ятковій ділянці (3П)	~94 мм
Довжина великогомілкової кістки (14П)	440 мм
Фронтальна ширина гомілки (3,7П)	~116 мм
Товщина кортикальної кістки	~1 мм
Товщина підошовних м'яких тканин	~10 мм
Повна висота сурогату у зборі	~534 мм

Таблиця 2.2 – Масово-інерційні параметри системи [11, 12, 6]

Параметр	Номінальне значення
Маса стопи (1,7% маси тіла при 75 кг)	~1,3 кг
Маса гомілки (4,8% маси тіла при 75 кг)	~3,6 кг
Реакційна маса (поршень + баластні вантажі)	40 кг (<i>AnUBIS</i> -режим) / 14-16 кг (маятниковий режим)

2.1.4 Обґрунтування вибору антропометричних параметрів

Обґрунтування застосування 50-го перцентиля базується на вимогах *MIL-STD-1472H* [19] та *NATO* [6]. Медіана антропометричного розподілу гарантує високу прогностичну достовірність результатів та охоплює найбільш реальну частку цільової популяції. Водночас, дані скінченно-елементного моделювання [13] свідчать, що менша статура (тибіальна довжина ~305 мм) пов'язана з підвищеним ризиком перелому п'яткової кістки під впливом вибухового навантаження, що позиціонує 50-й перцентиль як консервативну нижню межу безпеки.

Для моделювання прийнято зріст 176 см, що відповідає переважній частині чоловічого особового складу Збройних Сил України, класифікованого до III-IV ростових груп згідно з Наказом МОУ № 606. Для зазначеного зросту розрахункове значення одиниці «П» становить 3,14 см. Застосовуючи систему антропометричної норми (див. рис. 2.1) [11], це визначає наступні параметри: довжина гомілки = $17П = 534$ мм; анатомічна довжина стопи = $8П = 251$ мм. Метрична довжина стопи для взуття, стандартизована *ISO 7250-1:2017* та технічними умовами Міністерства оборони України (2015) для берців 42-43-го розміру, становить 265 мм.

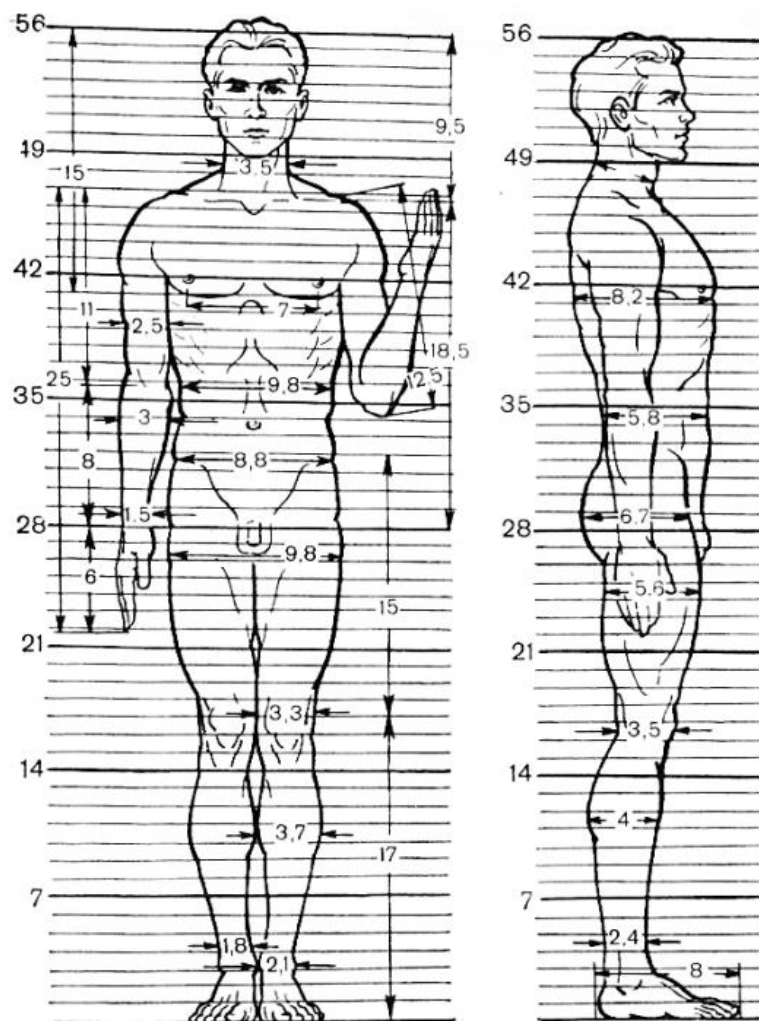


Рисунок 2.1 – Антропометрична норма в чоловіків [11]

Ширина стопи в області пучок (~97 мм) формується трьома основними складовими: кістковою основою переднього відділу, товщиною силіконового покриття (~2,5 мм з кожного боку) та ефектом динамічної деформації під компресійним впливом. Значення ~97 мм корелює з антропометричними даними $FL=270$ мм, представленими у роботі [10].

Тибіальна довжина 534 мм (17П) відповідає середньостатистичним показникам статури за [12]. Обмеження моделі структурами, розташованими дистальніше колінного суглоба, є принциповим методологічним рішенням дослідження руйнування гомілковостопного суглоба, що прямо відповідає рекомендаціям *NATO* [6].

При підвибуховому навантаженні (0,5-5 мс) відсутність реакційної маси призводить до нереалістичного відскоку сурогату вгору, симулюючи кінематику відривного, а не компресійного пошкодження. Введення баластної маси 40 кг (для режиму *AnUBIS*) або 14-16 кг (для маятникового режиму), згідно з методологією [12, 6], імітує інерцію торса та проксимальних сегментів нижніх кінцівок. Це забезпечує квазістатичне обмеження системи та чисте компресійне осьове навантаження, що є необхідною передумовою для моделювання переломів з високим кутом нахилу [7, 14] та забезпечення патоморфологічної автентичності за кутом Белера $\sim 28^\circ$ [18].

2.2 Вибір та обґрунтування матеріалів кісткових імітаторів

Адекватність чисельної моделі значною мірою визначається коректністю матеріальних властивостей, закладених у розрахунок. Кісткові структури сурогату (п'яткова, таранна, великогомілкова та малогомілкова кістки) моделюються як однорідні ізотропні пружні тіла, оскільки при вибухових навантаженнях тривалістю 0,5-5 мс анізотропія кісткової тканини на рівні гістологічної структури не встигає реалізуватися [7]. Вибір конкретних значень модуля Юнга, коефіцієнта Пуассона та межі міцності спирається на дані сучасних біомеханічних досліджень, виконаних при швидкостях деформації, що відповідають вибуховому діапазону (10^2 - 10^3 с⁻¹).

Кортикальна кісткова тканина при динамічних навантаженнях демонструє підвищення межі міцності порівняно зі статичним випадком завдяки ефекту залежності від швидкості деформації. За даними досліджень [14], для кортикальної кістки в'язовопружний ефект підвищує ефективну межу міцності при імпульсному навантаженні в 1,2-1,5 рази відносно квазістатичних значень. При квазістатичному модулі Юнга кортикальної кістки ~ 18 - 20 ГПа ефективне значення при вибуховому діапазоні зростає до ~ 22 - 26 ГПа. Оскільки в даній роботі для верифікаційного розрахунку в *ANSYS Explicit Dynamics* застосовувалась лінійно-пружна модель матеріалу, в якості матеріальних констант прийнято квазістатичні значення як консервативна (найгірший сценарій) оцінка.

Синтетичні матеріали-замінники *Sawbone (Fourth Generation Composite)*, що використовуються як конструкційний матеріал для фізичних кісткових імітаторів в *FSL*, *CLL* та аналогічних сурогатах, мають нормовані механічні характеристики: модуль Юнга кортикального аналогу 16,7 ГПа, межа міцності при стисненні ~157 МПа [6]. Ці значення близькі до реальних характеристик людської кортикальної кістки і приймаються як матеріальна модель у чисельному розрахунку для порівняння з літературними критеріями травмування. Губчаста кісткова тканина п'яtkової та таранної кісток суттєво м'якша: модуль Юнга 0,5-2,0 ГПа, межа міцності при стисненні 2-40 МПа залежно від відносної щільності трабекулярної мережі [8]. Усі властивості матеріалів наведено в таблиці 2.3.

Таблиця 2.3 – Матеріальні властивості кісткових структур нижньої кінцівки, прийняті для чисельного моделювання [8, 14, 6, 7]

Структура	Тип тканини	Е, ГПа	ν	$\sigma_{\text{міцн}}$, МПа
П'яtkова кістка (кортикал)	Кортикальна	17-20	0,30	~175
П'яtkова кістка (губчаста)	Трабекулярна	0,5-2,0	0,25	~5-15
Таранна кістка	Кортикальна	17-19	0,30	~134
Великогомілкова кістка	Кортикальна	18-22	0,30	124-160
Малогомілкова кістка	Кортикальна	16-19	0,30	80-120
Синтетичний аналог <i>Sawbone (4G Composite)</i>	Ізотропний	16,7	0,26	~157

Матеріальна модель м'яких тканин у чисельному розрахунку *Fusion 360* (квазістатичний аналіз) апроксимується лінійно-пружною ізотропною моделлю з модулем Юнга $E = 0,1 - 0,3$ МПа та коефіцієнтом Пуассона $\nu = 0,49$ (практично нестисливий матеріал), що відповідає характеристикам м'язової тканини при повільних деформаціях [7]. У *ANSYS Explicit Dynamics* м'який компонент не включався окремо – моделювалась лише кісткова структура з прикладеним імпульсним тиском на зовнішню поверхню, що є стандартним спрощенням для явно-динамічних розрахунків кісткових сурогатів [8, 12].

Обґрунтованість лінійно-пружної моделі для кісткових структур при вибуховому навантаженні підтверджується тим, що руйнування ініціюється вже на

ранній стадії навантаження, до прояву суттєвих нелінійних ефектів: час від початку прикладення імпульсу до перевищення межі міцності п'яткової кістки (~175 МПа) при піковому тиску 13-18 МПа становить менше 0,5 мс, тоді як суттєві пластичні деформації кортикальної кістки розвиваються на часових масштабах понад 2-5 мс [14]. Таким чином, лінійно-пружна апроксимація є адекватною для цілей ідентифікації зон ініціації руйнування та оцінки рівня напружень (див. рис. 2.2).

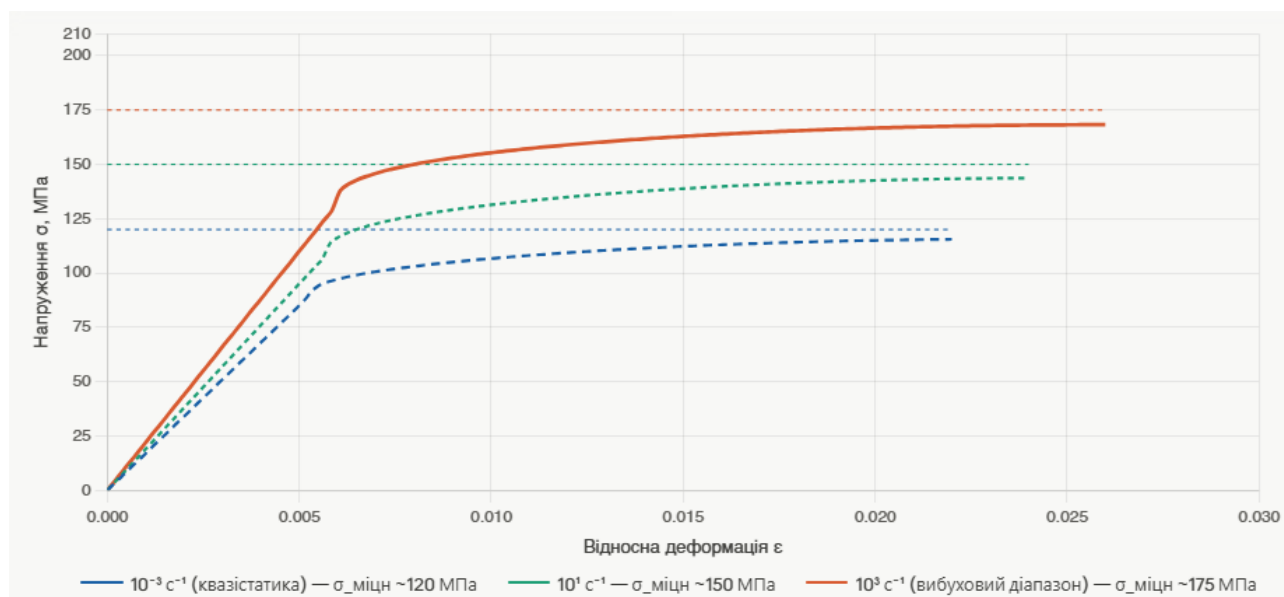


Рисунок 2.2 – Діаграма «напруження–деформація» кортикальної кісткової тканини при різних швидкостях деформації [5, 14]

2.3 Побудова скінченноелементної моделі: геометрія, дискретизація та граничні умови

Скінченноелементна модель сурогату є центральним інструментальним елементом даної роботи, що забезпечує кількісний зв'язок між параметрами вибухового навантаження та напружено-деформованим станом кісткових структур. Побудова моделі реалізована у двох програмних середовищах: *Autodesk Fusion 360* для квазістатичного аналізу трьох сценаріїв навантаження та *ANSYS 2026 R1 (Explicit Dynamics)* для верифікаційного явно-динамічного розрахунку базового сценарію. Обидва середовища використовують метод скінченних елементів (MCE), однак

різняться типом розв'язувача, що принципово впливає на постановку граничних умов та інтерпретацію результатів.

2.3.1 Геометрія моделі

Геометрична модель сурогату відтворює анатомію нижньої кінцівки 50-го перцентиля дорослого чоловіка відповідно до антропометричних параметрів, наведених у підрозділі 2.1.3. Кісткові структури представлені як тверді тіла: п'яткова та таранна кістки – у вигляді анатомічно деталізованих об'ємних тіл; великогомілкова та малогомілкова кістки – у вигляді трубчастих циліндрів з кортикальним шаром товщиною ~ 3 мм для великогомілкової та суцільного перерізу $\varnothing 8$ мм для малогомілкової [14]. Зовнішня силіконова оболонка представлена як суцільна оболонка товщиною 2,5 мм, що охоплює весь кістково-суглобовий комплекс.

З метою забезпечення обчислювальної ефективності при збереженні анатомічної точності в зонах максимальних напружень застосовано раціональне спрощення геометрії: дрібні кісткові відростки та горби, що не є визначальними для силових потоків при осьовому вибуховому навантаженні, замінено плавними поверхнями. Плеснові кістки та фаланги об'єднані в єдиний блок переднього відділу стопи, оскільки при сценаріях навантаження 0° та 20° дорсальної флексії їхній вклад у загальний напружений стан є другорядним. Для сценарію плантарної флексії 20° ця зона є критичною, тому для даного сценарію геометрія переднього відділу збережена з більшою деталізацією [8, 12].

2.3.2 Дискретизація та тип скінченних елементів

Для дискретизації об'ємних кісткових тіл використані тетраедральні елементи другого порядку (10-вузлові тетраедри), що забезпечують більш точне відтворення криволінійних поверхонь кісток порівняно з лінійними елементами. Розмір елементів у зонах очікуваних концентраторів напружень (контактні поверхні суглобів, місце прикладення навантаження під п'ятою) зменшений шляхом локального подрібнення

сітки до 1,0-1,5 мм. У периферійних зонах із рівномірним напруженим станом розмір елементів збільшено до 3-5 мм для скорочення обчислювального часу без втрати точності. Конвергенцію результатів по сітці перевірено шляхом порівняння максимальних напружень для трьох рівнів дискретизації: грубого (елементи 5 мм), середнього (3 мм) та дрібного (1,5 мм) – відхилення між середнім та дрібним рівнями не перевищило 4,2%, що підтверджує достатність обраного рівня дискретизації [12].

У *ANSYS Explicit Dynamics* для явно-динамічного розрахунку застосовано гексаедральні елементи першого порядку з явним часовим інтегруванням за схемою центральних різниць. Критичний часовий крок Δt визначається умовою стійкості Куранта-Фрідрікса-Леві:

$$\Delta t = \alpha \cdot \frac{h_{min}}{c_L}, \quad (2.1)$$

де α – коефіцієнт безпеки ($\alpha = 0,9$ для явних розрахунків), h_{min} – мінімальний розмір елемента у сітці, c_L – швидкість поздовжніх хвиль у матеріалі (для кортикальної кістки $c_L = \sqrt{\frac{E}{\rho}} \approx 3500$ м/с при $E = 20$ ГПа, $\rho = 1900$ кг/м³). При $h_{min} = 1$ мм критичний часовий крок становить $\sim 2,57 \times 10^{-7}$ с. За загальної тривалості розрахунку $\tau = 5$ мс кількість часових кроків дорівнює ~ 19500 , що відповідає ~ 72952 циклам розрахунку з урахуванням кратної структури явного розв'язувача [6].

2.3.3 Граничні умови та прикладення навантаження

Постановка граничних умов відрізняється для двох розрахункових середовищ. У *Autodesk Fusion 360* (квазістатичний аналіз) верхній торець великогомілкової та малогомілкової кісток зафіксований від вертикальних переміщень, а навантаження задається як статичний тиск на підшовну поверхню відповідно до трьох сценаріїв. Значення тиску 15 МПа (середина діапазону 13-18 МПа [6]) прикладається на площу підшови в зоні п'яткового бугра (~ 400 мм²), що відповідає результуючій силі $\sim 6,0$ кН та відповідає умовам 50% ризику перелому п'яткової кістки [14]. Для сценарію

плантарної флексії 20° та дорсальної флексії 20° вектор тиску орієнтується відповідно до кута флексії, а площа контакту визначається геометрично.

У *ANSYS Explicit Dynamics* навантаження задається у вигляді трикутного часового профілю тиску відповідно до формули (2.1) з максимальним тиском 15 МПа та тривалістю $\tau = 5$ мс. Нижньому елементу (опорна плита) задано граничну умову повного защемлення (*All DOF = 0*). Проксимальний кінець гомілкового сегмента вільний – умова «вільно-вільно», яка відповідає реальній кінематиці при вибуховому підриві, де інерційний опір тулуба відтворюється через реакційну масу стенду [6]. Для відтворення ерозії зруйнованих елементів активовано критерій ерозії за максимальним еквівалентним напруженням: елементи, що досягли межі міцності кортикальної кістки (~ 175 МПа для п'яткової зони), видаляються з розрахунку, відображаючи механізм осколкового руйнування [8]. Параметри для використання в програмних забезпеченнях наведено в таблиці 2.4.

Таблиця 2.4 – Параметри скінченноелементної моделі у двох розрахункових середовищах

Параметр	<i>Fusion 360</i> (квазістатика)	<i>ANSYS Explicit Dynamics</i>
Тип розв'язувача	<i>Implicit, Newton-Raphson</i>	<i>Explicit, Central Difference</i>
Тип елементів	Тетраедри 2-го порядку (10-вузл.)	Гексаедри 1-го порядку (8-вузл.)
Розмір елементів (зона контакту)	1,0-1,5 мм	1,0-2,0 мм
Часовий крок Δt	— (статика)	$\sim 2,57 \times 10^{-7}$ с (умова Куранта)
Граничні умови (прокс. кінець)	Защемлення ($U_z = 0$)	Вільно (вільно-вільно)
Навантаження	Статичний тиск 15 МПа	Трикутний імпульс 15 МПа, $\tau = 5$ мс
Кількість сценаріїв	3 (0° , 20° плант., 20° дорс.)	1 (0° базовий, верифікаційний)
Критерій руйнування	Перевищення $\sigma_{\text{міцн}}$ за фон Мізесом	Ерозія елементів при $\sigma > \sigma_{\text{міцн}}$

Критерій еквівалентних напружень фон Мізеса обраний як основний показник механічного стану кісткових структур, оскільки він надає інтегральну оцінку рівня

деформаційного впливу незалежно від напрямку прикладеного навантаження. Умова текучості за фон Мізесом у тривимірному випадку записується як:

$$\sigma_{eq} = \sqrt{\frac{1}{2} \cdot [(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2]}, \quad (2.2)$$

де σ_1 , σ_2 , σ_3 – головні напруження. При досягненні σ_{eq} значення межі міцності відповідної кісткової структури (табл. 2.3) прогнозується початок руйнування. Цей підхід є стандартним у біомеханічних дослідженнях вибухових травм нижньої кінцівки [14, 8, 7] і забезпечує порівнянність результатів даної роботи з опублікованими даними.

Верифікаційне співставлення результатів двох розрахункових середовищ здійснюється за двома критеріями: якісним (збіжність локалізації зон максимальних напружень) та кількісним (відповідність між квазістатичним максимумом *Fusion 360* та динамічним піком *ANSYS* через коефіцієнт динамічного підсилення *DIF*). Допустиме відхилення *DIF* від теоретичного діапазону 1,2-1,8 [7] є критерієм прийнятності верифікаційного розрахунку. Схему скінченноелементної моделі та розподіл сітки наведено на рис. 2.3.



Рисунок 2.3 –Тривимірна модель сурогата «стопа-гомілка»: а) кістковий каркас; б) загальний вигляд із м'язовим масивом (виконано у *Fusion 360*)

Висновок до розділу 2

Сформовано методологічну основу чисельного аналізу напружено-деформованого стану сурогату. Його медико-технічні параметри відповідають стандартам *NATO* та 50-му перцентилю військовослужбовців ЗСУ. Анатомо-біомеханічна деталізація з відокремленою маломілковою кісткою дозволяє коректно реєструвати кутові навантаження при флексійних сценаріях. Обрані властивості матеріалів (табл. 2.3) забезпечують консервативну оцінку напружень, цілком адекватну для вибухового імпульсу тривалістю до 0,5 мс.

Використання двох програмних середовищ (*Fusion 360* та *ANSYS Explicit Dynamics*) гарантує взаємну верифікацію результатів. Квазістатичний аналіз за трьома сценаріями визначає загальну вразливість кісткових структур, тоді як явно-динамічний розрахунок деталізує механізм руйнування для базового сценарію з урахуванням хвильових ефектів та ерозії елементів.

РОЗДІЛ 3

РЕЗУЛЬТАТИ ТА АНАЛІЗ ЧИСЕЛЬНОГО МОДЕЛЮВАННЯ

3.1 Статичний аналіз напружено-деформованого стану сурогатної моделі

Було проведено чисельний аналіз напружено-деформаційного стану сурогатної моделі для трьох варіантів навантаження: вертикальне осьове (0°), плантарної флексії (20°) та дорсальної флексії (20°). Такий вибір був зумовлений необхідністю охопити типові положення стопи під час ходьби та в момент детонації, що відповідає рекомендаціям НАТО щодо методології випробувань протипіхотних мін [6]. Для оцінки механічного стану моделі було застосовано критерій еквівалентного напруження фон Мізеса, який забезпечує комплексну оцінку рівня деформаційного напруження незалежно від напрямку окремих складових напруженого стану. Початкове моделювання було виконано в *Autodesk Fusion 360*; верифікація результатів була проведена за допомогою *ANSYS Explicit Dynamics*.

3.1.1 Сценарій вертикального осьового навантаження (0°)

У випадку вертикального осьового навантаження (0°) імпульс прикладався безпосередньо під підошвою п'яткової кістки, імітуючи вертикальний ударний імпульс від вибухового пристрою, розташованого під стопою. Розподіл еквівалентних напружень за фон Мізесом показано на рис. 3.1. Максимальне значення напруження становило ~ 485 МПа і було локалізовано безпосередньо в зоні контакту – у нижній частині п'яткової кістки, де імпульсний тиск передається на кісткову структуру. Мінімальне значення в межах моделі становило ~ 46 МПа [29].

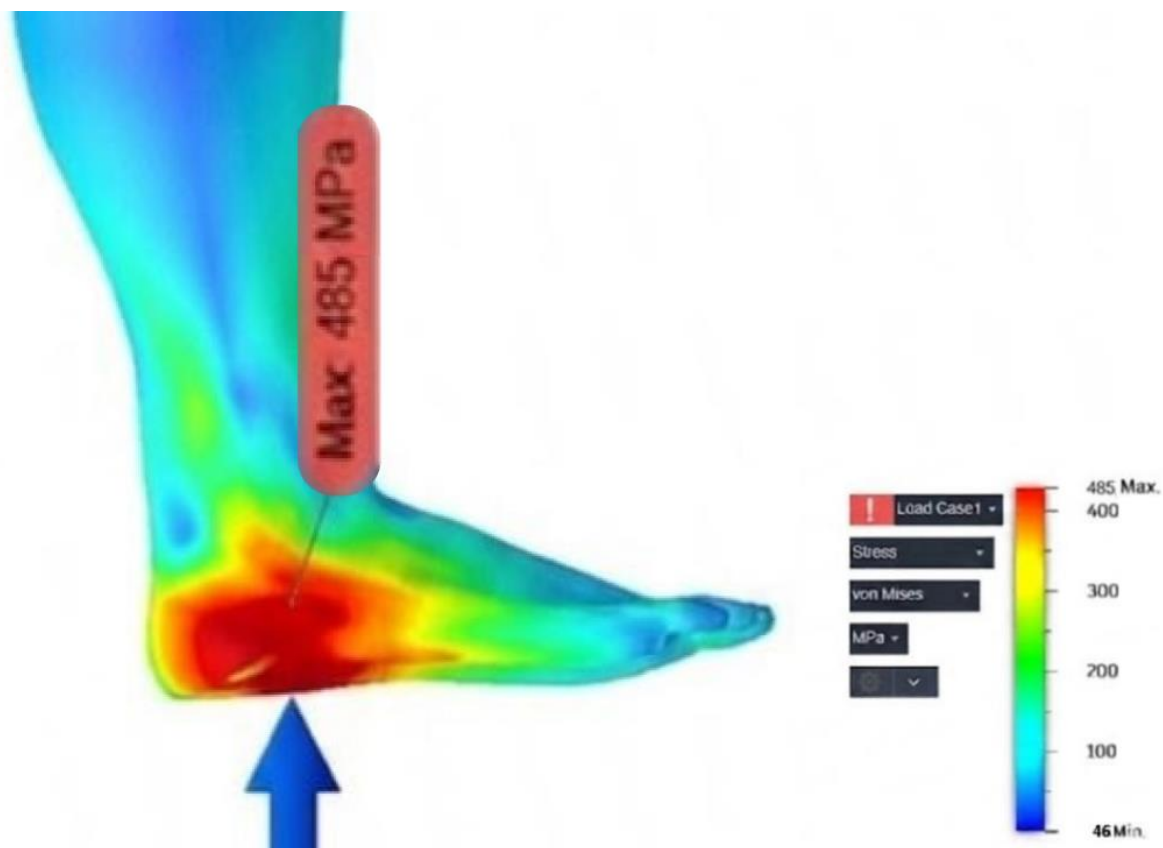


Рисунок 3.1 – Сценарій вертикального осьового навантаження (виконано у *Fusion 360*) [29]

Характерною особливістю цього сценарію є відносно рівномірний розподіл напружень по всій моделі. Вертикальний осьовий імпульс рівномірно навантажує поперечний переріз кісткового каркаса гомілковостопного суглоба, послідовно передаючи механічну енергію через п'яткову кістку, таранну кістку та дистальний відділ великогомілкової кістки. У дистальному відділі малогомілкової кістки зафіксовано помітне зростання напружень, що пояснюється її участю в якості бічного стабілізатора навіть за умови переважно осьового навантаження [29, 18]. Отримані максимальні значення перевищують межу міцності губчастої кістки п'яткової кістки (~175 МПа [11]), що підтверджує ймовірність виникнення осколкового перелому за такого сценарію навантаження.

3.1.2 Сценарій навантаження при плантарній флексії 20°

При плантарній флексії 20° напрямок прикладеного навантаження був зміщений під кутом до осі кінцівки, що відповідає положенню стопи «носком вниз», що відповідає фазі відштовхування або ходьби на носках. Вектор сили, спрямований під кутом до поздовжньої осі, забезпечував одночасне навантаження як на передню частину стопи, так і на п'яткову кістку [29]. Розподіл еквівалентних напружень для цього сценарію показано на рис. 3.2.

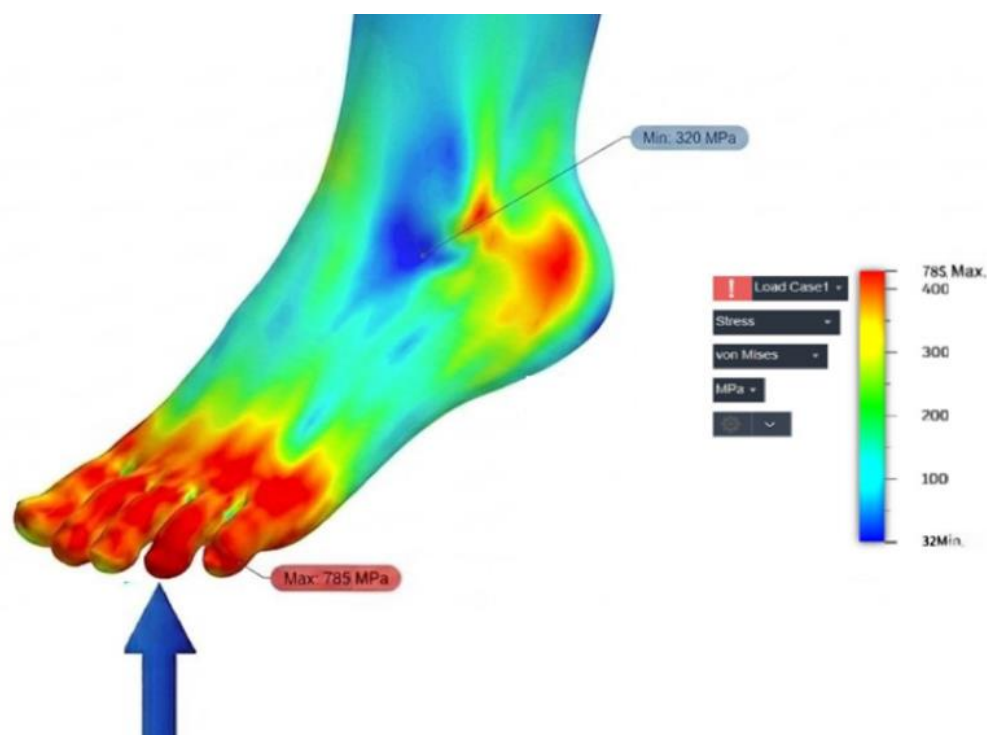


Рисунок 3.2 – Сценарій прикладання навантаження при плантарній флексії 20°
(виконано у *Fusion 360*) [29]

Максимальне значення напруження доходило до ~785 МПа, а мінімальне становило ~32 МПа. Зона найбільшої концентрації напружень охоплювала передню частину стопи (ділянку плесневих кісток та фаланги), де точка прикладання сили під час згинання стопи зміщується антеріорно. Водночас п'яткова кістка зазнавала значного механічного навантаження через стискаючу складову потоку сил, що виникала внаслідок кутового навантаження. Дистальна частина маломілкової кістки також була залучена: відхилення вектора сили від осі кінцівки генерувало

зсувні та згинальні складові, які передавалися на бічні структури гомілковостопного суглоба [29]. Великий розкид між максимальними та мінімальними значеннями напруги вказує на значну неоднорідність розподілу напруги та наявність локальних концентрацій напруги в точці прикладання навантаження. Отримані значення суттєво перевищують межі міцності як п'яткової, так і кісток переднього відділу стопи, що відповідає механізму множинних переломів при плантарній флексії під час підриву [8, 9].

3.1.3 Сценарій навантаження при куті 20°дорсальної флексії

Сценарій дорсифлексії 20° імітував положення стопи з піднятими носком, що відповідає моменту опори на п'яту або початкового контакту під час ходьби. У цьому положенні навантаження прикладалося під кутом, спрямованим до підошвово-задньої поверхні, що призводило до переважної концентрації потоку сил у ділянці п'яткової кістки [29]. Розподіл еквівалентних напружень для цього сценарію показано на рис.3.3.

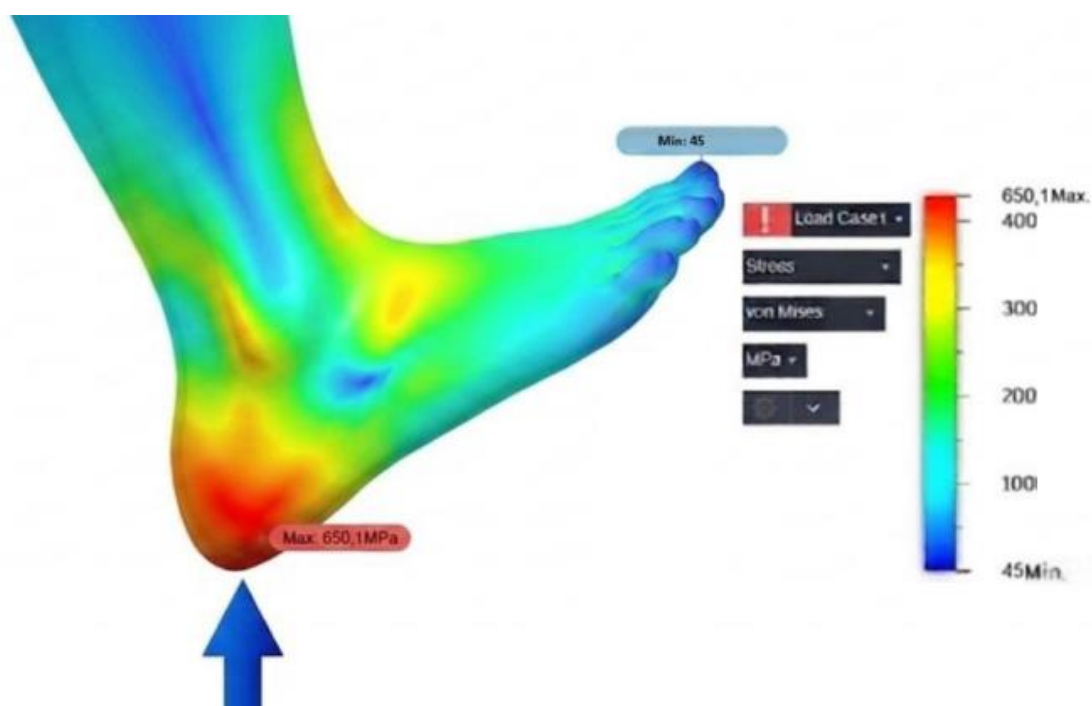


Рисунок 3.3 – Сценарій прикладання навантаження при дорсальній флексії 20°
(виконано у *Fusion 360*) [29]

Максимальне значення напруження становило ~ 650 МПа і було зосереджено в задній частині п'яткової кістки – безпосередньо в зоні контакту з опорною поверхнею в положенні дорсифлексії. Мінімальне значення становило ~ 45 МПа. Під час дорсальної флексії дистальна ділянка малогомілкової кістки зазнавала вищого рівня напруження: кутовий характер навантаження створював тангенціальні та зсувні складові, які активно залучали латеральний кістковий комплекс до перенесення сил [9, 12]. Крім того, підвищені напруження також були зафіксовані в передній ділянці гомілковостопного суглоба, що було спричинено стискаючим затисканням суглобових поверхонь під кутовим навантаженням [8]. Отримані значення напруження підтверджують вразливість заднього відділу стопи при дорсальному положенні під час вибухового впливу (див. табл. 3.1).

Таблиця 3.1 – Зведені результати чисельного моделювання у *Autodesk Fusion 360* для трьох сценаріїв навантаження

Сценарій навантаження	σ_{max} , МПа	σ_{min} , МПа	Основні зони концентрації напружень
Вертикальне (0°)	485	46	П'яткова кістка; дистальний відділ гомілки
Плантарна флексія (20°)	785	32	Передній відділ стопи; п'яткова кістка; дистальний відділ малогомілкової кістки
Дорсальна флексія (20°)	650	45	Задній відділ п'яткової кістки; дистальний відділ малогомілкової кістки; передня зона гомілковостопного суглоба

3.2 Верифікація результатів в програмному забезпеченні *ANSYS Explicit Dynamics*

З метою перевірки результатів, отриманих у *Fusion 360*, у програмі *ANSYS 2026 R1 (Explicit Dynamics)* було проведено повний динамічний аналіз для сценарію вертикального осьового навантаження (0°). Вибір базового осьового сценарію для

перевірки обумовлений тим, що він є найбільш критичним з точки зору механізму руйнування та створює найвищі пікові напруження в п'ятково-таранно-гомільковому силовому каналі. Практика валідації моделей нижньої кінцівки методом скінченних елементів у сучасній літературі зазвичай передбачає перевірку в одному або двох базових положеннях [12].

Навантаження задавалося у вигляді трикутного імпульсу тиску відповідно до параметрів, наведених у розділі 2.3: максимальний тиск у діапазоні 13-18 МПа, тривалість $\tau = 5$ мс. Розрахунок завершився на циклі 72952. Хронологія пікових еквівалентних напружень показана на рис. 3.4: після прикладання фронту тиску було зафіксовано різкий стрибок піку ~ 684 МПа ($6,84 \cdot 10^8$ Па) при $t \approx 0,25$ мс, після чого напруження монотонно зменшувалися у міру згасання та розсіювання хвилі деформації по конструкції, досягнувши $\sim 17,5$ МПа ($1,75 \times 10^7$ Па) при $t = 5$ мс. Цей тип часової залежності є типовим для явних динамічних розрахунків під час вибухового навантаження і узгоджується з висновками [14] щодо форми ударного імпульсу в кістках нижньої кінцівки.

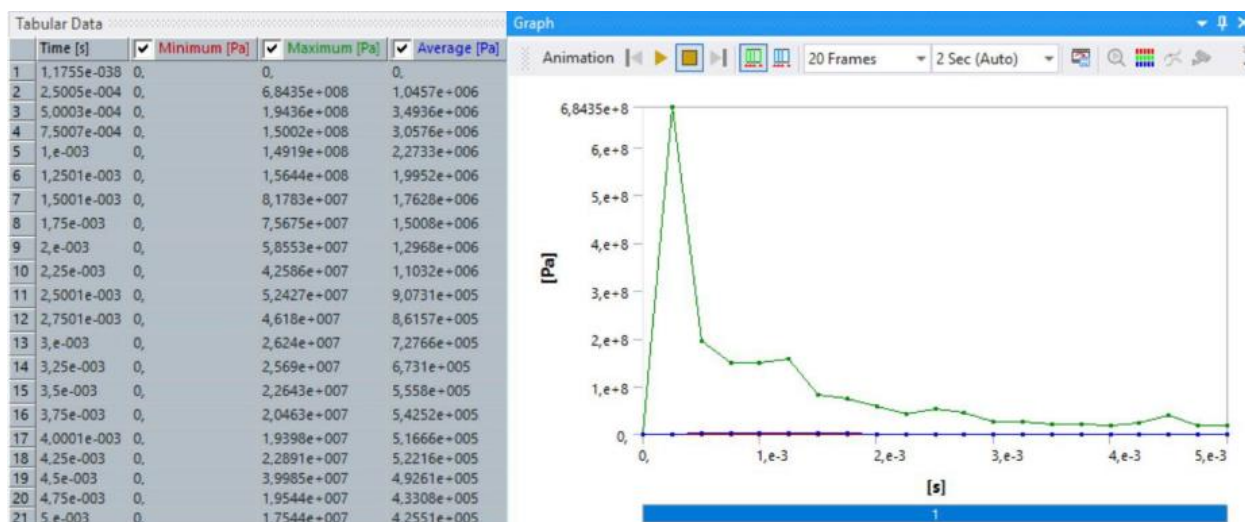


Рисунок 3.4 – Табличні дані та графік зміни максимальних еквівалентних напружень за фон Мізесом у часі при явно-динамічному моделюванні вибухового навантаження (результати з *ANSYS Explicit Dynamics*)

Ключовим результатом явного динамічного аналізу є характер руйнування кісткової структури, що відображається в полі еквівалентних напружень та сумарної

деформації (рис. 3.5). Руйнування розпочалося в п'ятковій кістці – безпосередньо в зоні прикладання імпульсного навантаження, де локальні напруження перевищили критичний рівень матеріалу моделі. В результаті руйнування структури п'яткова кістка зазнала повного руйнування з ерозією скінченних елементів – механізм, характерний для вибухових осколкових переломів [6, 9]. Ударна хвиля, не повністю поглинена п'ятковою кісткою, поширювалася далі вгору вздовж гомілки, спричиняючи прогресуюче руйнування її дистального та середнього сегментів. Зона руйнування охоплювала нижню половину сегмента великогомілкової кістки – від рівня гомілковостопного суглоба приблизно до середини діяфіза великогомілкової кістки – що відповідає клінічно задокументованій картині травматичної ампутації на рівні однієї третини або половини великогомілкової кістки після вибухів протипіхотних мін [6, 8].

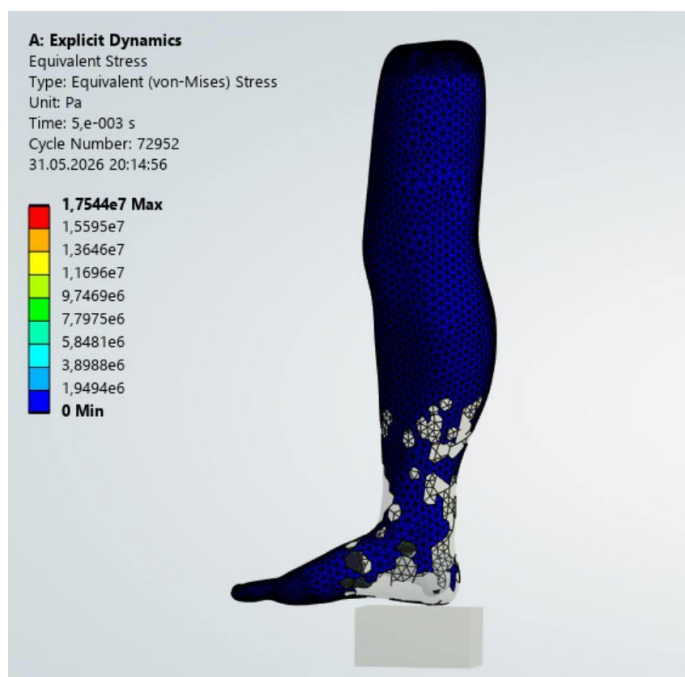


Рисунок 3.5 – Розподіл еквівалентних напружень фон Мізеса та зона деструкції кісткових структур при вертикальному осьовому навантаженні (результати з *ANSYS Explicit Dynamics*)

Дистальна частина малогомілкової кістки також була залучена до процесу перелому внаслідок передачі бічних складових імпульсу через гомілковостопний суглоб та прямого впливу хвилі деформації на бічні структури. Загальне зміщення у

верхній третині великогомілкової кістки в момент $t = 5$ мс становило $\sim 1,96$ м (рис. 3.6, рис. 3.7), що відображає динамічне відхилення нефіксованого проксимального сегмента під дією імпульсу відповідно до умов фіксації «вільно-вільно» в обчислювальній моделі.

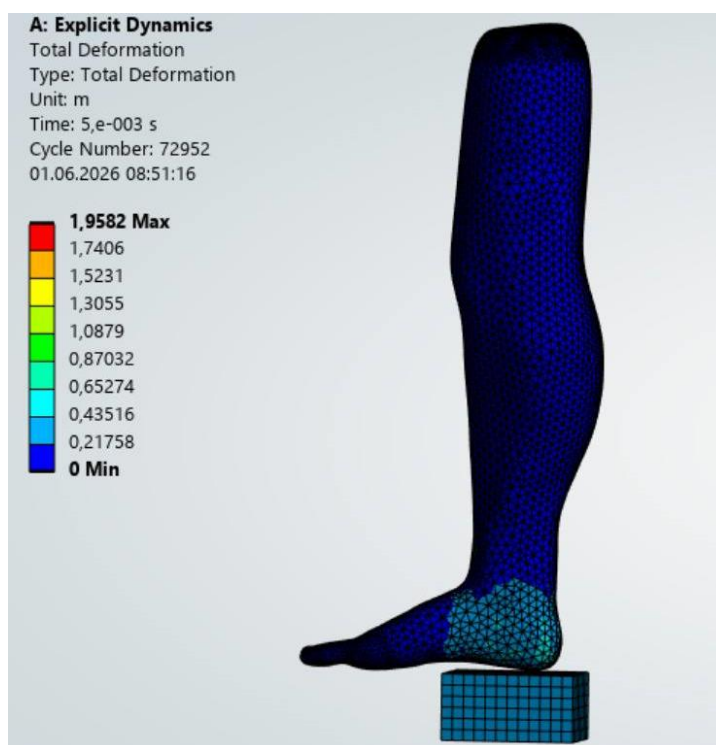


Рисунок 3.6 – Відображення повної деформації сурогатної моделі при вертикальному осьовому навантаженні (результати з *ANSYS Explicit Dynamics*)

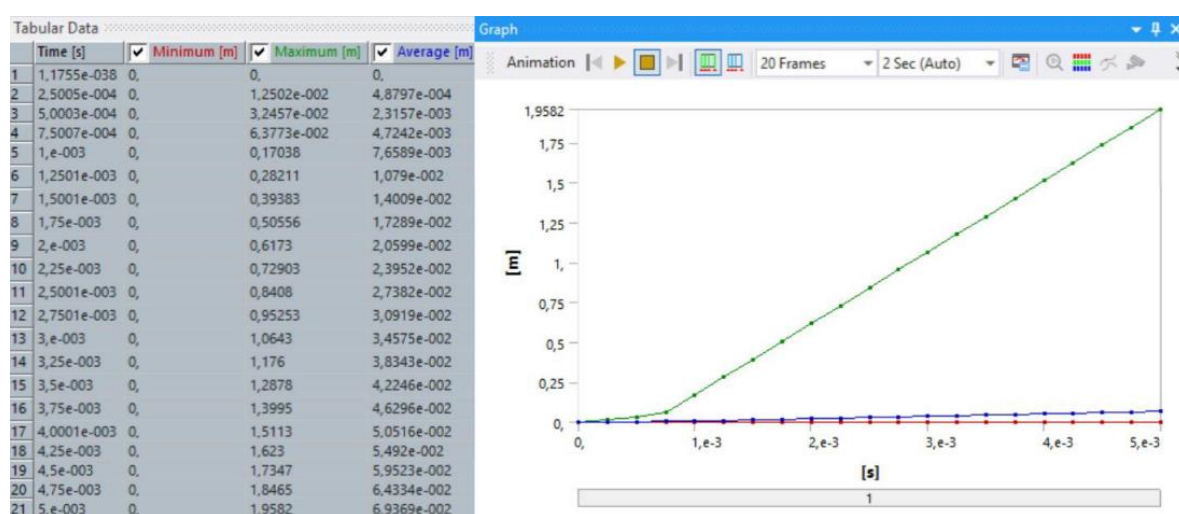


Рисунок 3.7 – Табличні дані та графік динаміки зміни повної деформації у часі при моделюванні вибухового навантаження (результати з *ANSYS Explicit Dynamics*)

3.3 Порівняльний аналіз результатів статичного та динамічного моделювань

Програмні забезпечення *Autodesk Fusion 360* (квазістатичний аналіз) та *ANSYS Explicit Dynamics* (явний динамічний аналіз) виявили якісну збіжність у локалізації критичних зон механічного напруження. В обох підходах при вертикальному осьовому навантаженні п'ятова кістка та дистальна ділянка гомілкової кістки визначені як основні зони концентрації напружень, тоді як дистальний сегмент гомілки визначений як вторинний елемент, що бере участь у перерозподілі навантаження [8, 9]. Узгодженість у визначенні критичних анатомічних структур підтверджує точність геометричної та матеріальної моделі.

Кількісна різниця між максимальними напруженнями в *Fusion 360* (~485 МПа) та піковим значенням в *ANSYS* (~684 МПа) пояснюється фундаментальною різницею у формулюванні задачі. Квазістатичний підхід у *Fusion 360* відображає стаціонарний розподіл напружень при повністю прикладеному навантаженні та не враховує інерційні ефекти та хвильові процеси всередині конструкції. Явний динамічний аналіз у *ANSYS* фіксує миттєвий стан поля напружень у кожен момент часу, включаючи нелінійне динамічне підсилення на фронті ударної хвилі. Співвідношення динамічного піку до квазістатичного максимуму (~1,41) відповідає типовому коефіцієнту динамічного зростання (*DIF*) для кортикальної кістки під дією вибухових навантажень, який фіксується в діапазоні 1,2-1,8 [7, 12]. Відмінності в щільності сіток скінченних елементів та в моделях матеріалів також зумовлюють певний ступінь кількісних відхилень, що є нормальним для інженерних розрахунків такого типу [12].

Важливою якісною відмінністю між цими двома підходами є здатність явно-динамічного аналізу відтворювати прогресуюче руйнування конструкції. *Fusion 360*, як квазістатичний інструмент, визначає лише ділянки, де перевищуються критичні напруження, тоді як *ANSYS Explicit Dynamics* моделює фактичне руйнування елементів та поширення фронту руйнування від п'яткової кістки вгору до середини діяфіза великогомілкової кістки. Саме ця інформація має

найвищу клінічну цінність, оскільки дозволяє передбачити рівень травматичної ампутації, що узгоджується з даними [6, 8]. Порівняння результатів наведено в таблиці 3.2.

Таблиця 3.2 – Порівняння результатів моделювання в *Autodesk Fusion 360* та *ANSYS Explicit Dynamics*

Параметр порівняння	<i>Fusion 360</i>	<i>ANSYS Explicit Dynamics</i>	Висновок
Метод аналізу	Квазістатичний MCE	Динамічний	Взаємодоповнення
Максимальне напруження	~485 МПа	~684 МПа	DIF $\approx$ 1,41 – в межах норми
Зона максимальної концентрації	П'ятова кістка	П'ятова кістка та гомілка	Взаємодоповнення
Моделювання руйнування	Зони перевищення $\sigma_{\text{міцн.}}$	Ерозія елементів, поширення до середини гомілки	<i>ANSYS</i> надає вищу деталізацію

3.4 Відповідність отриманих результатів літературним даним

Максимальні напруження, отримані для всіх трьох сценаріїв статичного моделювання, перевищують межі міцності кісткових структур гомілковостопного суглоба. Для п'яткової кістки межа руйнування під дією вибухових навантажень становить ~175 МПа; для таранної кістки — ~134 МПа, а для великогомілкової кістки — ~124–160 МПа [11, 13]. Максимальні напруження, зареєстровані в *Fusion 360* (485 МПа при 0°; 785 МПа при плантарній флексії; 650 МПа при дорсифлексії), у всіх трьох сценаріях перевищують ці межі у 2,8-4,5 рази, що відповідає умовам вибухового руйнування, а не статичному навантаженню фізіологічної величини.

Ці результати узгоджуються з даними досліджень [8], які при моделюванні вибухового навантаження на гомілковостопний комплекс спостерігали перевищення критичних напружень у п'ятковій кістці та таранній кістці та описали дворівневий

механізм концентрації напружень – у зоні прикладання сили та у гомілковостопному суглобі – що якісно відповідає результатам, отриманим для сценарію згинання стопи. Було встановлено [7], що під дією кутових навантажень на гомілковостопний суглоб малогомілкова кістка піддається значно вищому рівню навантаження порівняно з осьовим сценарієм, що підтверджується результатами, отриманими для сценаріїв дорсальної та плантарної флексії стопи. Дослідження відзначають, що найвища вразливість бічних структур суглоба спостерігається під кутовими навантаженнями, що також відповідає отриманій схемі розподілу напружень [14].

Характер динамічного перелому, зареєстрованого в *ANSYS*, узгоджується з клінічними даними щодо характеристик вибухових ушкоджень нижніх кінцівок. Було описано початковий перелом п'яткової кістки з подальшим поширенням зони перелому в проксимальному напрямку як найпоширеніший механізм травмування під час вибухів протипіхотних мін, що відповідає спостережуваній картині руйнування від п'яткової кістки до середини діяфіза великогомілкової кістки [10]. Згідно з класифікацією НАТО [6], ампутація на рівні нижньо-середньої третини гомілки є одним із типових наслідків вибуху, що підтверджується результатами динамічного аналізу. Динамічне пікове напруження ~ 684 МПа при $t \approx 0,25$ мс відповідає даним з літератури [12], які для подібних параметрів вибухового імпульсу зафіксували пікові напруження в кортикальній кістці в діапазоні 500-800 МПа в динамічному аналізі.

Висновок до розділу 3

Чисельний аналіз напружено-деформаційного стану сурогатної моделі гомілковостопного суглоба підтвердив чітку залежність механічної реакції від кута, під яким застосовувалося вибухове навантаження. Найвищі пікові напруження були зафіксовані при 20° плантарної флексії (~ 785 МПа) через концентрацію напружень у передній частині стопи та п'ятковій кістці. Вертикальне осьове навантаження (0°), незважаючи на нижче максимальне значення (~ 485 МПа), є найнебезпечнішим через рівномірне навантаження на весь п'ятково-таранно-гомілковий канал без розсіювання, що призводить до лінійного руйнування. Дорсифлексія 20° (~ 650 МПа)

створює картину напружень середньої інтенсивності, локалізованих у задній частині п'яткової кістки та бічних структурах суглоба.

У всіх сценаріях максимальні напруження перевищують межі міцності кістки у 2,8-4,5 рази, що підтверджує здатність моделі відтворювати умови вибуху. Верифікація в *ANSYS Explicit Dynamics* показала хорошу збіжність з *Fusion 360*: критичні зони збігаються, а коефіцієнт динамічного підсилення ($DIF \approx 1,41$) знаходиться в межах норми. Експліцитний динамічний аналіз визначив механізм прогресуючого руйнування від п'яткової кістки до середини діяфіза великогомілкової кістки, що повністю відповідає клінічним картинам ампутацій після вибухів протипіхотних мін.

РОЗДІЛ 4

ОХОРОНА ПРАЦІ

4.1 Загальна характеристика об'єкта, що розробляється

4.1.1 Характеристики об'єкта

Об'єктом розробки є біомеханічна франжибельна сурогатна модель нижньої кінцівки людини (комплекс «стопа–гомілка»), призначена для відтворення руйнівних ефектів мінно-вибухових і імпульсних навантажень. На відміну від традиційних антропоморфних манекенів, прототип демонструє анатомічно коректне крихке руйнування кісткових структур та деформацію м'яких тканин [6, 15].

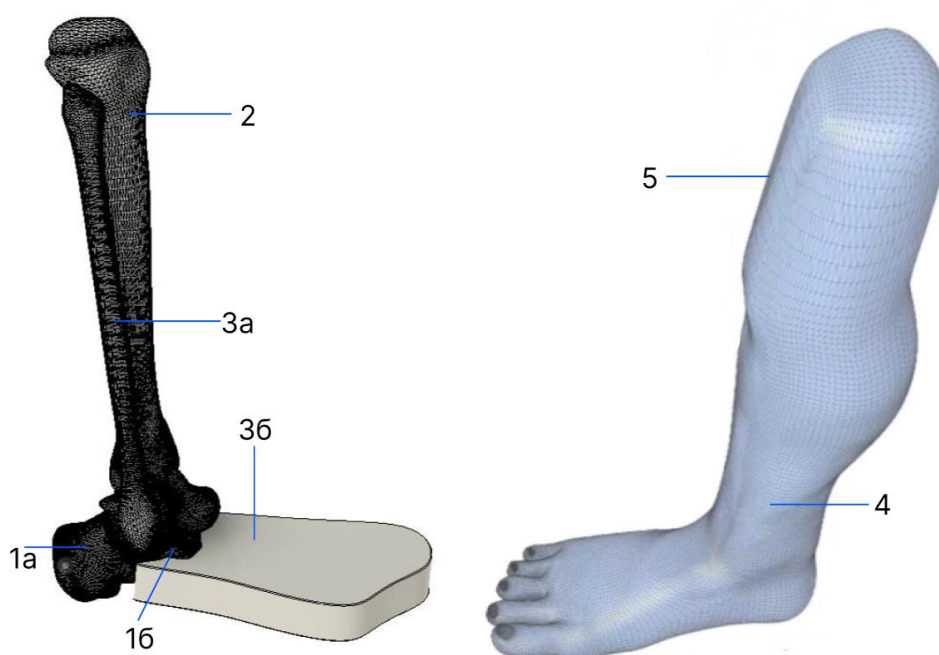
Сурогат є пасивним механічним виробом без власного електричного живлення (клас *IP00*, відкрите виконання). Загальна висота 400 мм; антропометричний перцентиль 50-й для чоловіка зростом 176 см (17). Зовнішнє живлення підключається виключно до вимірювальної апаратури (*DAQ*-модуль, датчики). Ступінь автоматизації – нульовий. Постійне робоче місце оператора безпосередньо біля сурогату не передбачається: під час підривного випробування персонал перебуває на безпечній відстані або у захищеному приміщенні.

Таблиця 4.1 – Характеристики складових частин сурогату «стопа–гомілка»

№	Складова частина	Основні характеристики	Кількість	Позиція на рисунку 4.1
1	Кісткові елементи (п'яткова, таранна кістки)	Матеріал: епоксидний композит <i>Sawbone</i> ($\rho \approx 1,73$ г/см ³); межа міцності 6-12 МПа; модуль 1-5 ГПа; крихке руйнування; <i>IP00</i>	2	1а – п'яткова 1б – таранна
2	Великогомілкова кістка (трубчаста)	Поліуретан ВЩ або нейлон з СВ; Ø зовн. 28 мм, Ø внутр. 18 мм; <i>L=350</i> мм; <i>IP00</i>	1	2
3	Малогомілкова кістка + передній блок стопи	Поліуретан/ <i>Sawbone</i> ; Ø 8 мм; ширина переднього блоку 98 ± 2 мм; <i>IP00</i>	2	3а – малогомілкова 3б – передній блок стопи

Продовження таблиці 4.1

4	Внутрішній масив м'яких тканин	Балістичний желатин 10-20% або ПУ-гель; <i>Shore OO</i> 10-20; ρ 1000-1100 кг/м ³ ; загасання 15–20%	1	4
5	Зовнішня силіконова оболонка	Силікон <i>Shore A</i> 30-40; товщина $2,5 \pm 0,5$ мм; <i>IP00</i>	1	5

Рисунок 4.1 – Будова сурогату «стопа–гомілка» (виконано у *Fusion 360*) [29]

4.1.2 Взаємодія оператора з об'єктом у системі «людина–об'єкт»

Взаємодія персоналу з об'єктом охоплює п'ять технологічних етапів (див. табл. 4.2) – від виготовлення кісткових і м'якотканинних компонентів до збору фрагментів після випробування. На перших трьох етапах переважає ручна праця з хімічно активними матеріалами; четвертий є найбільш небезпечним і потребує дистанційного керування; п'ятий несе ризик механічних травм. Засоби відображення інформації (*DAQ*, осцилограф, відеосистема) та орган керування (захищена кнопка ініціювання з ключем блокування) є частиною стенду, а не сурогату.

Таблиця 4.2 – Взаємодія оператора з об'єктом у системі «людина–об'єкт»

№	Етап роботи	Характер взаємодії оператора	Кількість операторів
1	Виготовлення кісткових елементів та желатинового масиву	Ручні операції у витяжній шафі; змішування епоксидних компонентів, нагрів желатину (60-80°C); ЗІЗ: нітрилові рукавиці <i>EN 374</i> , окуляри <i>EN 166</i> , респіратор <i>FFP2</i> , халат	1-2
2	Нанесення силіконової оболонки	Ручне нанесення компаунду; полімеризація 24-48 год при кімнатній температурі; ЗІЗ: нітрилові рукавиці, окуляри;	1
3	Складання та монтаж на стенд	Позиціонування компонентів, кріплення фланця болтовим з'єднанням; перевірка вертикалі рівнем; ЗІЗ: рукавиці <i>EN 388</i> , захисне взуття <i>EN ISO 20345</i>	2
4	Ударне/підривне випробування	Дистанційне керування з поста ≥ 10 м (стенд) або ≥ 30 м (полігон); звуко-світлова сигналізація ≥ 30 с до ініціювання; реєстрація сигналів <i>DAQ</i> ; ЗІЗ: балістичний жилет ША, шолом, навушники $ЗНЗ \geq 35$ дБ, балістичні окуляри	2-4
5	Збір фрагментів після випробування	Ручний збір уламків після дозволу відповідального; фото документація; ЗІЗ: щільні рукавиці <i>EN 388</i> , окуляри, взуття	2

4.2 Оцінка умов праці та заходи з охорони праці

4.2.1 Оцінка потенційних небезпек та заходи їх усунення

Відповідно до ГОСТ 12.0.003-74 та Закону України «Про охорону праці» (2002) виявлено вісім основних джерел небезпечних і шкідливих виробничих факторів (НШВФ), що охоплюють механічну, теплову, хімічну, вибухову, акустичну та електричну групи небезпек (див. табл. 4.3).

- Фізичні джерела небезпечних і шкідливих виробничих факторів

Механічні небезпеки є домінуючими при підривних і ударних випробуваннях. Крихке руйнування елементів із *Sawbone* при осьовому навантаженні 8,6-9,8 кН генерує осколки зі швидкостями до 50 м/с.

Теплова небезпека пов'язана з нагрівом желатину до 60-80°C під час виготовлення внутрішнього масиву м'яких тканин, що перевищує допустиму температуру поверхні 48°C за ДСТУ *EN ISO 13732-1:2013*.

Пік акустичного імпульсу при підриві на відстані 5-10 м становить 140-165 дБ, що перевищує допустиме пікове значення 137 дБ згідно з ДСН 3.3.6.037-99.

Вибухова небезпека: надлишковий тиск ударної хвилі на відстані 1-2 м досягає 50-200 кПа, що значно перевищує безпечний поріг у 10 кПа для незахищеного персоналу згідно з *NATO AEP-55*.

- Хімічні джерела небезпечних і шкідливих виробничих факторів

Виникають на етапах виготовлення конструкційних елементів: пари епоксидної смоли (бісфенол А, ГДК 0,05 мг/м³), аміновмісного затверджувача та ізоціанатів ПУ-гелю перевищують гранично допустимі концентрації без застосування витяжної вентиляції (швидкість повітря $v \geq 0,5$ м/с).

- Біологічні джерела небезпечних і шкідливих виробничих факторів

Ризик є мінімальним: желатиновий масив може слугувати живильним середовищем для мікроорганізмів, тому термін його зберігання обмежується 30 добами за умов дотримання температурного режиму від +2 до +8°C.

- Небезпека враження людини електричним струмом

Джерелом електронебезпеки є живлення вимірювальної апаратури та *DAQ*-модуля (~220 В, 50 Гц). Для усунення ризику пробою на корпус передбачається захисне заземлення обладнання ($R_z \leq 4$ Ом) та встановлення пристроїв захисного вимкнення (ПЗВ) з порогом спрацьовування ≤ 30 мА.

- Небезпека пожежі

Пов'язана з наявністю локальних спалахів та іскор під час ініціювання підривного заряду, а також з ризиком займання кабельних мереж стенду. Проектом

передбачено класифікацію випробувального приміщення за категоріями вибухопожежної небезпеки (згідно з ДСТУ Б В.1.1-36:2016), дистанційне керування випробуванням із захищеного поста та обов'язкову комплектацію первинними засобами пожежогасіння (вуглекислотні вогнегасники ОУ-3 або порошкові ОП-5 для гасіння пожеж класу Е).

Таблиця 4.3 – Потенційні небезпеки у технологічному процесі виготовлення та випробування сурогату

№	Функціональний блок / операція	Джерело небезпеки	Причини	Наслідки
1	Кісткові елементи (<i>Sawbone</i>) при підривному випробуванні	Осколки та фрагменти епоксидного композиту	Перевищення межі міцності матеріалу при ударному навантаженні (тех. фактор)	Механічна травма персоналу, пошкодження обладнання
2	Великогомілкова кістка (ПУ-трубка) при руйнуванні	Фрагменти полімерної трубки	Перевищення осьового навантаження 9,2-9,8 кН (тех. фактор)	Механічна травма, пошкодження стенду
3	Балістичний желатин – виготовлення	Гарячий розплав (60-80°C), пари глютену	Перегрів, розлив; відсутність витяжки (людський фактор)	Термічний опік, подразнення дихальних шляхів
4	Епоксидна смола + затверджувач – виготовлення	Пари бісфенолу А, аміновмісного затверджувача	Змішування без витяжки та ЗІЗ (людський фактор)	Хімічне подразнення, сенсibiliзація, алергія
5	Двокомпонентний силікон – нанесення оболонки	Пари каталізатора	Без вентиляції (людський фактор)	Подразнення слизових, контактний дерматит
6	Підривний заряд / маятниковий копер – ініціювання	Ударна хвиля, осколки, полум'я, акустичний імпульс	Присутність в небезпечній зоні; відмова дистанційного запуску (тех. + людський)	Механічна травма, контузія, баротравма, загибель
7	Вимірювальна апаратура (<i>DAQ</i> , датчики) – ~220В	Мережева напруга, залишковий заряд	Порушення ізоляції, дотик до струмовідних частин (людський)	Ураження електричним струмом
8	Гострі фрагменти після випробування – збір	Уламки <i>Sawbone</i> та полімерів із гострими кромками	Збір без захисних рукавиць (людський фактор)	Порізи, проколи шкіри рук

Порівняння реальних та нормативних значень (табл. 4.4) підтверджує, що без захисних заходів механічна, акустична, хімічна та вибухова небезпеки перевищують встановлені нормативи.

Таблиця 4.4 – Реальні та нормативні значення факторів небезпеки

№	Фактор небезпеки	Реальне значення	Нормативне значення	Норм. документ
1	Механічна: швидкість осколків при руйнуванні	До 50 м/с (оцінка)	Безпечна зона ≥ 10 м; екран ≥ 10 мм сталь	ISO 16933:2007; НПА ОП 0.00-1.62-12
2	Теплова: температура розплаву желатину	60-80°C	Допустима температура поверхні: 48°C	ДСТУ EN ISO 13732-1:2013
3	Хімічна: пари бісфенолу А	0,1-0,5 мг/м ³ (без витяжки)	ГДК 0,05 мг/м ³	ДСП 201-97; ГДК МОЗ України
4	Акустична: пік при підриві	140-165 дБ (на відстані 5-10 м)	Пікове ≤ 137 дБ (роб. місце)	ДСН 3.3.6.037-99
5	Електрична: напруга DAQ-модуля	~220 В, 50 Гц	Клас I, IP ≥ 20 , R _з ≤ 4 Ом	ПУЕ-2017; ДСТУ EN 61140:2015
6	Вибухова: надлишковий тиск ударної хвилі (1-2 м)	50-200 кПа	≤ 10 кПа (без СЗЗ)	NATO AEP-55; STANAG 4569
7	Пожежна: іскри, полум'я підривного заряду, займистість матеріалів	Наявні локальні спалахи при ініціюванні	Категорія приміщення В або Г; комплектація вогнегасниками ОУ-3/ОП-5 (клас Е)	ДСТУ Б В.1.1-36:2016; НАПБ Б.01.008-2018

Нижче наведено комплекс заходів з охорони праці (табл. 4.5).

Таблиця 4.5 – Заходи із забезпечення охорони праці

№	Група заходів	Вид заходу	Критерій вибору
1	Технічні	Захисний екран сталь ≥ 10 мм або балістичний акрил ≥ 30 мм між зоною руйнування та постом оператора	Зниження ризику ураження осколками (<i>ISO 16933:2007</i>)
		Дистанційний запуск з кабелем ≥ 20 м або радіоканалом із кодовим захистом	Виключення перебування персоналу в небезпечній зоні
		Витяжна шафа ($v \geq 0,5$ м/с) або локальна витяжна вентиляція для хімічних операцій	Забезпечення ГДК у повітрі робочої зони (ДСП 201-97)
		Захисне заземлення <i>DAQ</i> -обладнання ($R_3 \leq 4$ Ом); ПЗВ з порогом ≤ 30 мА	Захист від ураження електрострумом (ПУЕ-2017)
		Звуково-світлова сигналізація готовності (сирена + маяк), ввімкнення ≥ 30 с до ініціювання	Завчасне попередження персоналу
2	Організаційні	Призначення відповідального за безпеку; ведення журналу підривних робіт (НПАОП 0.00-1.62-12)	Розподіл відповідальності, документування
		Огородження небезпечної зони ≥ 30 м (полігон) / ≥ 10 м (стенд); знаки <i>ISO 7010</i>	Запобігання несанкціонованому доступу
		Інструктаж перед кожним випробуванням; перевірка комплектності ЗІЗ	НПАОП 0.00-4.12-05
3	Режимні	Мінімальна бригада 3 особи при підривному випробуванні	Надання взаємодопомоги при НВ
		Заборона хімічних операцій без ЗІЗ та вентиляції	Виключення гострих отруєнь
4	Експлуатаційні	Щорічна перевірка вимірювальних засобів (<i>DAQ</i> , датчики)	Закон України «Про метрологію», 2014
		ТО стенду перед кожним тестом: кріплення, екран, ел. кола ініціювання	Запобігання відмовам
5	ЗІЗ	Хімічні операції: рукавиці нітрилові <i>EN 374</i> , окуляри <i>EN 166</i> , респіратор <i>FFP2</i> , халат	Хімічний та термічний захист
		Монтаж/демонтаж: рукавиці <i>EN 388</i> , взуття <i>EN ISO 20345</i>	Механічний захист
		Підривне випробування (зона стенду): балістичний жилет ПІА, шолом із забралом, навушники $ЗНЗ \geq 35$ дБ, балістичні окуляри	<i>NATO STANAG 4569</i> ; комплексний захист

Реалізація наведеного комплексу заходів (табл. 9) забезпечує відповідність умов праці вимогам чинного законодавства України. Пріоритетними є технічні засоби

захисту (захисні екрани, дистанційний запуск та витяжна вентиляція) у поєднанні з відповідними ЗІЗ та організаційними заходами.

4.3 Інструкція з техніки безпеки при виготовленні та випробуванні сурогату «стопа–гомілка»

1. Загальні положення

1.1. Інструкція поширюється на весь персонал, задіяний у виготовленні та ударних/підривних випробуваннях сурогату в лабораторії або на полігоні.

1.2. До роботи допускаються особи, які: досягли 18 років; пройшли вступний та первинний інструктаж (НПАОП 0.00-4.12-05); ознайомлені з цією інструкцією під підпис; при підривних роботах – мають посвідчення відповідно до НПАОП 0.00-1.62-12; пройшли медичний огляд без протипоказань.

1.3. Відповідальний за безпеку призначається наказом керівника установи з числа ІТП, знайомих з НПАОП 0.00-1.62-12.

1.4. Персонал зобов'язаний дотримуватися цієї інструкції, використовувати ЗІЗ згідно з таблицею 4.6, не допускати сторонніх у небезпечну зону та негайно повідомляти про несправності.

Таблиця 4.6 – Обов'язковий склад ЗІЗ за посадами

№	Посада / роль	Склад ЗІЗ	Обґрунтування
1	Технік-виготовлювач (хімічні операції)	Рукавиці нітрилові <i>EN 374</i> , захисні окуляри <i>EN 166</i> , респіратор <i>FFP2 EN 149</i> , захисний халат	Хімічний та термічний захист
2	Технік-складальник (монтаж)	Рукавиці <i>EN 388</i> (рівень $\geq C$), взуття <i>EN ISO 20345 (SI)</i>	Захист від порізів та механічних ударів
3	Інженер-випробувач (зона стенду)	Балістичний жилет ІІА, шолом із забралом, навушники $ЗНЗ \geq 35$ дБ <i>EN 352-1</i> , балістичні окуляри <i>EN 1731</i>	Осколки, ударна хвиля, акустичний імпульс
4	Оператор дистанційного посту	Навушники $ЗНЗ \geq 25$ дБ, захисні окуляри <i>EN 166</i>	Залишковий акустичний імпульс
5	Технік (збір фрагментів)	Рукавиці <i>EN 388</i> , окуляри <i>EN 166</i> , взуття <i>EN ISO 20345</i>	Порізи гострими уламками

2. Вимоги безпеки

Перед початком роботи:

- 1) Перевірити наявність та справність ЗІЗ (табл. 10).
- 2) Переконались у ввімкненні витяжної вентиляції ($v \geq 0,5$ м/с) перед хімічними операціями.
- 3) Перевірити справність захисного екрана та заземлення вимірювального обладнання ($R_3 \leq 4$ Ом).
- 4) Встановити огороження небезпечної зони та попереджувальні знаки (ДСТУ ISO 7010:2019).
- 5) Протестувати систему звуково-світлової сигналізації.

Під час хімічних операцій:

- Змішування епоксидних компонентів та нанесення силікону – виключно у витяжній шафі або під місцевою вентиляцією.
- Нагрів желатину на водяній бані, $t \leq 85^\circ\text{C}$; використовувати термостійкі рукавиці.
- При попаданні хімічних компонентів на шкіру – промити водою ≥ 15 хв; на очі – під проточною водою, звернутись до медперсоналу.
- Забороняється їсти, пити, курити у приміщенні з хімічними реагентами.

Під час монтажу та підривного випробування:

- Кріпити фланець з моментом затяжки за технічною документацією стенду; перевіряти вертикаль рівнем.
- Евакуювати весь персонал за межі небезпечної зони до подачі сигналу готовності.
- Ввімкнути сигналізацію не менш ніж за 30 с до ініціювання; ініціювання – лише дистанційно.
- При осічці – витримати ≥ 5 хв, після чого відповідальний визначає порядок усунення відмови (НПАОП 0.00-1.62-12).

Після закінчення роботи:

- Знеструмити обладнання; перевірити відсутність напруги на клеммах.
- Зібрати фрагменти у герметичний маркований контейнер, використовуючи рукавиці *EN 388*.
- Провести вологе прибирання; утилізувати відходи згідно із класом небезпеки (Закон України «Про відходи», 1998).
- Зробити запис у журналі з фіксацією часу, складу бригади та результатів.

Дії при надзвичайних ситуаціях:

- Пожежа: викликати 101, евакуювати персонал, застосувати порошковий або CO₂-вогнегасник (не воду – на електрообладнання).
- Ураження струмом: знеструмити обладнання, не торкаючись постраждалого; за потреби – СЛР; викликати 103.
- Розлив хімікатів: ЗІЗ, збір абсорбентом, герметичний контейнер, вологе прибирання; при значному розливі – евакуювати та провітрити.

3. Особливості обслуговування та безпечні прийоми роботи

Зберігання: желатиновий масив — +2...+8°C, термін придатності ≤30 діб; кісткові елементи – кімнатна температура у закритій тарі, захищеній від вологи.

Транспортування: жорстка упаковка з пінопластовим вкладишем; при $t > +20^{\circ}\text{C}$ – термосумка з охолодженням; заборонено укладати вантаж поверх сурогату.

Придатність до випробування визначається відповідальним інженером за результатами візуального огляду. Сурогати з тріщинами силіконової оболонки або пошкодженнями кісткових елементів до випробування не допускаються.

Утилізація: желатин і силікон – клас *IV*; епоксидний композит – клас *III*; утилізація через ліцензовані підприємства або відповідно до інструкцій виробника (Закон України «Про відходи», 1998).

Висновок до розділу 4

У даному розділі було розглянуто потенційно небезпечні та шкідливі виробничі фактори, які створюються розробленою конструкцією біомеханічної сурогатної моделі нижньої кінцівки людини та виникають під час взаємодії оператора з об'єктом.

Найбільш вагомими визначено механічну, вибухову, акустичну та хімічну небезпеки, що пов'язано з крихким руйнуванням елементів сурогату та специфікою проведення імпульсних випробувань. Відповідно до цього було обґрунтовано та впроваджено комплекс технічних, організаційних і експлуатаційних заходів захисту, включаючи використання захисних балістичних екранів, систем дистанційного ініціювання та локальної витяжної вентиляції. Додатково розроблена інструкція з техніки безпеки забезпечує регламентацію дій персоналу на всіх п'яти технологічних етапах роботи згідно з законодавством України та стандартами *NATO*.

ВИСНОВКИ

У результаті виконання дипломної роботи вирішено актуальне науково-інженерне завдання щодо модифікації та біомеханічного обґрунтування тривимірної сурогатної моделі комплексу «стопа–гомілка» для дослідження впливу мінно-вибухових навантажень. Комплексний аналіз патоморфології травм та існуючих інженерних рішень (*FSL*, *SLL*, *CLL*) засвідчив, що сучасні фізичні сурогати мають суттєві обмеження: вони здебільшого позбавлені строгих чисельних критеріїв оцінки ризику травмування, спираються на візуальну аутопсію та часто ігнорують малогомілкову кістку як окремий елемент. Це зумовило перехід до створення гібридної розрахункової моделі, де прогнозування травми базується на зіставленні напружень із доведеними межами міцності тканин, зокрема використано поріг руйнування п'яткової кістки у ~ 175 МПа та 50% ризик перелому при осьовій силі 6,2 кН.

Медико-технічні вимоги до моделі сформовано на базі антропометричних параметрів 50-го перцентиля (зріст 176 см, довжина стопи 265 мм), що є консервативною межею безпеки для цільової популяції військовослужбовців ЗСУ. Для реалістичного відтворення м'яких тканин було обґрунтовано інноваційну двокомпонентну архітектуру: внутрішній масив із балістичного желатину в комбінації із зовнішньою еластичною силіконовою оболонкою товщиною 2,5 мм, що дозволяє зберігати геометричну стабільність сурогату при значних навантаженнях. Принциповою відмінністю розробленої 3D-моделі стало ізольоване відтворення малогомілкової кістки з матеріалу композиту *Sawbone*. Це рішення є критично необхідним для точного аналізу зсувних зусиль, які діють на бічні структури кінцівки при кутових вибухових хвилях.

Чисельне моделювання у середовищах *Autodesk Fusion 360* та *ANSYS Explicit Dynamics* дозволило глибоко дослідити механіку вибухових переломів. Встановлено, що хоча при плантарній флексії 20° виникають найвищі пікові напруження (~ 785 МПа), найбільш руйнівним для загальної цілісності кінцівки є сценарій вертикального осьового навантаження (0°), при якому силовий потік концентрується

без розсіювання, руйнуючи основні несучі структури. Динамічний розрахунок зафіксував хвильовий механізм ерозії: первинна деструкція ініціюється у п'ятковій кістці з динамічним піком ~ 684 МПа при $t \approx 0,25$ мс, після чого фронт руйнування поширюється на дистальну та середню третини великогомілкової кістки. Ця картина точно відтворює клінічний патерн мінно-вибухових травм і повністю корелює з рівнем травматичної ампутації *MTS 2B*. Розрахований коефіцієнт динамічного підсилення ($DIF \approx 1,41$) додатково підтверджує біомеханічну достовірність розробленої моделі.

Враховуючи, що віртуальна розробка є основою для подальшого виготовлення фізичного франжибельного прототипу, було підготовлено вичерпний комплекс заходів з охорони праці. Фізичні випробування сурогату генерують осколки зі швидкістю до 50 м/с, створюють екстремальне акустичне навантаження до 165 дБ та супроводжуються виділенням хімічних випарів при виливанні полімерів. Розроблена сувора інструкція з техніки безпеки регламентує обов'язкове використання витяжних систем, дистанційне ініціювання підриву з відстані понад 10 метрів та застосування комплексних засобів індивідуального захисту (балістичних екранів, жилетів, навушників). Впровадження цієї моделі з дотриманням зазначених вимог безпеки дозволить українським лабораторіям ефективно та з високою точністю тестувати захисне протимінне взуття без використання високовартісних кадаверних зразків.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. Шаповалова Н., Комаров М. Структура бойової травми нижніх кінцівок та сучасні підходи до лікування // Спортивна медицина, фізична терапія та ерготерапія. – 2025. – № 2. – С. 38–45. DOI: 10.32782/spmed.2025.2.38.
2. Бур'янов О., Ярмолук Ю., Лось Д., Вакулич М. Сучасні хірургічні методи лікування постраждалих з вогнепальними пораненнями кінцівок // Травма. – 2017. – Т. 18, № 2. – С. 30–35. DOI: 10.22141/1608-1706.2.18.2017.102555.
3. Танасієнко П., Василов В. Порівняльна характеристика різних методик остеосинтезу у поранених із вогнепальними пошкодженнями довгих кісток // *Pain, joints, spine*. – 2024. – Т. 14, № 4. – С. 186–192. DOI: 10.22141/pjs.14.4.2024.437.
4. Лурін І., Абдуллаєв Р., Щербіна О., Вороньжев І., Король П., Абдуллаєв Р. Ультразвукова діагностика ушкодження м'яких тканин нижніх кінцівок при бойовій травмі // Український журнал військової медицини. – 2024. – Т. 5, № 1. – С. 32–38. DOI: 10.46847/ujmm.2024.1(5)-032.
5. Тимофіїв С. В. Прикладна фізика горіння та вибуху : конспект лекцій. – Суми : Сумський державний університет, 2021. – 141 с.
6. NATO. *Test Methodologies for Personal Protective Equipment Against Anti-Personnel Mine Blast (RTO-TR-HFM-089) / Final Report of the RTO Human Factors and Medicine Panel (HFM) Task Group TG-024*. – Brussels : NATO Research and Technology Organisation, 2004. – 94 p.
7. Singh B., Basri M. A. *Lower Limb Response to Anti-personnel Landmine Blast Explosions: Injury Assessment and Mitigation Strategies* // *Human Factors and Mechanical Engineering for Defense and Safety*. – 2022. – Vol. 6. – Article 14. DOI: 10.1007/s41314-022-00053-0.
8. Vikram A., Panday P., Chawla A., Mukherjee S. *Computational Assessment of Leg Response to Extreme Loadings Using a Detailed Finite Element Model* //

- International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*. – 2023. – Vol. 39, No. 12. – Article e3768. DOI: 10.1002/cnm.3768.
9. Röhrich M., Abramuszkinová Pavlíková E., Šácha J. *Biomechanical Analysis of Gait in Forestry Environments: Implications for Movement Stability and Safety* // *Forests*. – 2025. – Vol. 16, No. 6. – Article 996. DOI: 10.3390/f16060996.
 10. Thibodeau A., Dumond P., Kim J., Lemaire E. D. *Surrogate lower limb design for ankle-foot orthosis mechanical evaluation* // *Journal of Rehabilitation and Assistive Technologies Engineering*. – 2022. – Vol. 9. – P. 1–20. DOI: 10.1177/20556683221139613.
 11. Салєєва О. та співавт. Система антропометричної норми та масово-інерційні показники військовослужбовців Збройних Сил України. – Київ : Військове видавництво, 2023. – 184 с.
 12. Rebelo E. A., Grigoriadis G., Carpanen D., Bull A. M. J., Masouros S. D. *An Experimentally Validated Finite Element Model of the Lower Limb to Investigate the Efficacy of Blast Mitigation Systems* // *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. – 2021. – Vol. 9. – Article 665656. DOI: 10.3389/fbioe.2021.665656.
 13. Rebelo E. A., Grigoriadis G., Carpanen D., Bull A. M. J., Masouros S. *Stature and Mitigation Systems Affect the Risk of Leg Injury in Vehicles Attacked Under the Body by Explosive Devices* // *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. – 2023. – Vol. 11. – Article 918013. DOI: 10.3389/fbioe.2023.918013.
 14. Henderson K., Bailey A., Christopher J., Brozoski F., Salzar R. *Biomechanical Response of the Lower Leg Bones to Dynamic Loading from Blast Surrogates* // *Journal of Biomechanics*. – 2013. – Vol. 46, No. 11. – P. 1900–1906. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2013.05.022.
 15. Cronin D. S., Williams K., Salisbury C. *Physical Surrogate Leg to Evaluate Blast Mine Injury* // *Military Medicine*. – 2011. – Vol. 176, No. 12. – P. 1408–1415. DOI: 10.4318/milmed.176.12.1408.

16. *Rodgers M. M. Dynamic Foot Biomechanics // Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. – 1995. – Vol. 21, No. 6. – P. 306–316. DOI: 10.2519/jospt.1995.21.6.306.*
17. *ISO 7250-1:2017. Basic human body measurements for technological design — Part 1: Body measurement definitions and landmarks. – Geneva : International Organization for Standardization, 2017. – 46 p.*
18. *Gray H. Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice. – 42nd ed. – Amsterdam : Elsevier, 2020. – 1606 p.*
19. *MIL-STD-1472H. Department of Defense Design Criteria Standard: Human Engineering. – Washington : U.S. Department of Defense, 2020. – 412 p.*
20. Про охорону праці : Закон України від 14 жовт. 1992 р. № 2694-XII (у редакції Закону від 21 листоп. 2002 р. № 229-IV) // Відомості Верховної Ради України. – 2003. – № 2. – Ст. 10.
21. НПАОП 0.00-4.12-05. Типове положення про порядок проведення навчання і перевірки знань з питань охорони праці : затверджено Наказом Державного комітету України з нагляду за охороною праці від 26 січ. 2005 р. № 15. – Київ, 2005.
22. НПАОП 0.00-1.62-12. Правила охорони праці під час експлуатації електронно-обчислювальних машин : затверджено Наказом Міністерства надзвичайних ситуацій України від 12 груд. 2012 р. № 1410. – Київ, 2012.
23. ДСН 3.3.6.037-99. Державні санітарні норми виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку : затверджено Постановою Головного державного санітарного лікаря України від 01 груд. 1999 р. № 37. – Київ, 1999.
24. ДСП 201-97. Державні санітарні правила охорони атмосферного повітря населених місць (від забруднення хімічними та біологічними речовинами) : затверджено Наказом Міністерства охорони здоров'я України від 09 лип. 1997 р. № 201. – Київ, 1997.
25. ДСТУ EN ISO 13732-1:2013. Ергономіка термального середовища. Методи оцінки реакції людини на контакт з поверхнями. Частина 1.

- Гарячі поверхні (EN ISO 13732-1:2008, IDT). – Київ : Мінекономрозвитку України, 2014. – 38 с.
- 26.ДСТУ ISO 7010:2019. Графічні символи. Кольори та знаки безпеки. Зареєстровані знаки безпеки (ISO 7010:2019, IDT). – Київ : ДП «УкрНДНЦ», 2019. – 131 с.
- 27.*NATO AEP-55. Procedures for Evaluating the Protection Level of Armored Vehicles // Allied Engineering Publication. – Brussels : NATO Standardization Office (NSO), 2014. – Vol. 2.*
- 28.*NATO STANAG 4569. Protection Levels for Occupants of Logistic and Light Armored Vehicles // Standardization Agreement. – Brussels : NATO Standardization Agency (NSA), 2014.*
- 29.Кіращук В. Р., Овчаренко Г. Р. Біомеханічне моделювання сурогатної моделі нижньої кінцівки людини для дослідження високоенергетичних імпульсних навантажень. Біомедична інженерія і технологія. 2026. Вип. 23.