

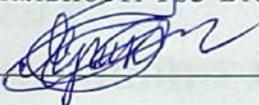
Вінницький національний технічний університет
Факультет інформаційних електронних систем
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

МАГІСТЕРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

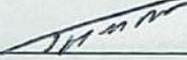
на тему:

Дослідження технологій остеозварювання

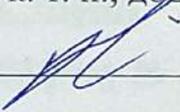
Виконав: студент 2-го курсу, гр. БМІ-24м
спеціальності 163 Біомедична інженерія


Юрчук Я. В.

Керівник: к. т. н., доц., доцент каф. БМІОЕС

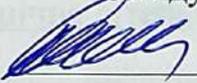

Тимчик С. В.

Опонент: к. т. н., доц. каф. ІРТС


Притула М. О.

Допущено до захисту

Завідувач кафедри БМІОЕС


к. т. н., доц. Коваль Л. Г.

« 8 » 12 2025 р.

Вінниця ВНТУ – 2025 рік

Вінницький національний технічний університет
Факультет інформаційних електронних систем
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем
Рівень вищої освіти – другий (магістерський)
Галузь знань 16 Хімічна інженерія та біоінженерія
Спеціальність 163 Біомедична інженерія
Освітньо-професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії»

ЗАТВЕРДЖУЮ

завідувач кафедри БМІОЕС

 Л. Г. Коваль

«24» 09 2025 р.

ЗАВДАННЯ

НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

Юрчуку Ярославу Вікторовичу

1. Тема роботи: Дослідження технологій остеозварювання.

Керівник роботи: Тимчик С. В., канд. техн. наук, доцент

затверджені наказом ВНТУ від «24» вересня 2025 року № 313.

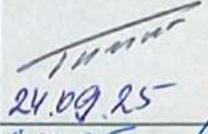
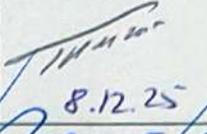
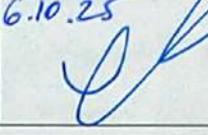
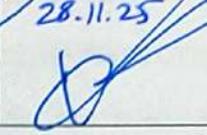
2. Строк подання студентом роботи «08» грудня 2025 року.

3. Вихідні дані до роботи: фізико-механічні та теплофізичні характеристики кісткової тканини; параметри біосумісних матеріалів для припою; параметричне середовище моделювання SolidWorks та Ansys; патенти, науково-технічна та медична література.

4. Зміст текстової частини: аналіз сучасних методів безшовної фіксації кісткових фрагментів, огляд матеріалів для формування зварного з'єднання, обґрунтування методології скінченно-елементного моделювання, розробка 3D-моделі системи «електрод–припой–кістка» в середовищі SolidWorks, проведення чисельного експерименту в середовищі Ansys (аналіз теплових полів), визначення оптимальних геометричних параметрів електродів та режимів зварювання, техніко-економічне обґрунтування доцільності впровадження результатів дослідження.

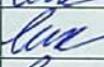
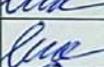
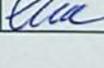
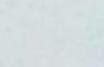
5. Перелік ілюстративного матеріалу: 3D-модель зони остеосинтезу, топограми розподілу температурних полів та густини струму, графіки залежності часу зварювання від напруги та товщини припою.

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Спеціальна частина	Тимчик С. В. к. т. н., доц. каф. БМІОЕС	 24.09.25	 8.12.25
Економічна частина	Козловський В. О. к. е. н., проф. каф. ЕПВМ	 6.10.25	 28.11.25

7. Дата видачі завдання «24» вересня 2025 року.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

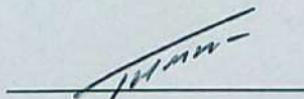
Назва етапів магістерської кваліфікаційної роботи	Строк виконання	Прим.
Аналітичний огляд питання, постановка завдань роботи	до 06.10.2025	
Розроблення моделей і методик досягнення мети роботи	до 27.10.2025	
Розроблення системи	до 24.11.2025	
Розрахунок техніко-економічних показників	до 01.12.2025	
Оформлення текстової та графічної частини	до 08.12.2025	
Попередній захист МКР	08.12.2025	
Рецензування МКР	до 19.12.2025	
Захист МКР	22-23.12.2025	

Здобувач



Ярослав ЮРЧУК

Керівник роботи



Сергій ТИМЧИК

АНОТАЦІЯ

Юрчук Я. В. Дослідження технологій остеозварювання: магістерська кваліфікаційна робота зі спеціальності 163 Біомедична інженерія, освітньо-професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії». Вінниця : ВНТУ, 2025. 92 с.

Укр. мовою. Бібліогр.: 31 найм.; 14 рис.; 8 табл.

В магістерській кваліфікаційній роботі розглянуті сучасні методи з'єднання біологічних тканин, зроблено огляд технології високочастотного електрозварювання кісток. В другому розділі обґрунтовано методологію комп'ютерного моделювання електротермічних процесів, розроблено математичну модель та створено параметричні 3D-моделі системи в середовищі SolidWorks. В третьому розділі проведено чисельне дослідження в програмному комплексі Ansys, проаналізовано вплив товщини припою, геометрії та просторового розташування електродів на розподіл температурних полів. Визначено оптимальні режими зварювання для мінімізації термічної травми. В четвертому розділі прораховано економічний ефект розробки. Показано, що вибір запропонованих параметрів та конструкцій забезпечує ефективність та безпечність процесу остеосинтезу.

Ключові слова: високочастотне електрозварювання, кісткова тканина, остеосинтез, чисельне моделювання, температурне поле, Ansys.

ABSTRACT

Yurchuk, Y. V. Research on osteosynthesis technologies: Master's thesis in the field of 163 Biomedical Engineering, educational and professional programme "Intelligent artificial implants and medical devices in bioengineering". Vinnytsia: VNTU, 2025. 104 p.

In Ukrainian. Bibliography: 31 items; 14 figures; 8 tables.

The master's thesis examines modern methods of connecting biological tissues and reviews the technology of high-frequency electrofusion of bones. The second chapter substantiates the methodology of computer modelling of electrothermal processes, develops a mathematical model, and creates parametric 3D models of the system in the SolidWorks environment. The third chapter presents a numerical study in the Ansys software package, analysing the influence of solder thickness, geometry and spatial arrangement of electrodes on the distribution of temperature fields. Optimal welding modes are determined to minimise thermal injury. The fourth chapter calculates the economic effect of the development. It is shown that the choice of the proposed parameters and designs ensures the efficiency and safety of the osteosynthesis process.

Keywords: high-frequency electric welding, bone tissue, osteosynthesis, numerical modelling, temperature field, Ansys.

ЗМІСТ

ВСТУП	6
1 СУЧАСНІ МЕТОДИ ТА МАТЕРІАЛИ ДЛЯ ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАННЯ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН	9
1.1 Сучасні методи електрозварювання тканин: технологічні аспекти та апаратне забезпечення	9
1.2 Фізико-біологічні основи та термодинаміка процесу електрозварювання	12
1.3 Аналіз фізико-хімічних властивостей біосумісних матеріалів для формування зварного з'єднання	14
1.4 Інженерно-технічні вимоги до інструментарію для високочастотного зварювання біологічних тканин	16
1.5 Порівняльний аналіз технології високочастотного електрозварювання з альтернативними методами безшовної фіксації	18
1.6 Висновки до розділу 1	20
2 МЕТОДОЛОГІЯ ТА ІНСТРУМЕНТАЛЬНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ЧИСЕЛЬНОГО МОДЕЛЮВАННЯ ПРОЦЕСУ ОСТЕОЗВАРЮВАННЯ	22
2.1 Обґрунтування вибору середовища геометричного моделювання SolidWorks	22
2.2 Розробка параметричної геометричної моделі біологічних тканин та зони з'єднання	23
2.3 Розробка типології та геометричних моделей електродних систем	26
2.3 Обґрунтування вибору програмного комплексу Ansys для реалізації мультифізичного аналізу	28
2.5 Параметризація фізико-механічних властивостей матеріалів та визначення граничних умов моделювання	30
2.6. Математична формалізація фізичних процесів електротермічної взаємодії в біологічних тканинах	32
2.6.1. Математична модель електричного поля	33
2.6.2. Математична модель теплопереносу. Рівняння Пеннеса	34
2.6.3. Моделювання фазових переходів	36
2.6.4. Початкові та граничні умови	36
2.6.5. Чисельна реалізація методом скінченних елементів (МСЕ)	37
2.7 Висновки до розділу 2	39

3 РЕЗУЛЬТАТИ ЧИСЕЛЬНОГО МОДЕЛЮВАННЯ ТЕПЛОФІЗИЧНИХ ПРОЦЕСІВ ОСТЕОЗВАРЮВАННЯ	40
3.1 Аналіз впливу теплофізичних характеристик та геометричних параметрів припою на динаміку нагріву	40
3.2. Аналіз впливу геометричної конфігурації електродів на розподіл температурних полів	44
3.1.3 Порівняльний аналіз температурних полів та визначення оптимальної конфігурації електродів	46
3.2.2 Вплив топології контактної поверхні електрода на однорідність температурного поля при фіксованій площі контакту	48
3.2.3 Дослідження впливу площі контактної поверхні електрода на інтегральні теплові характеристики	50
3.2.4 Вплив товщини електрода на теплову інерційність та гомогенність температурного поля	53
3.3 Дослідження впливу просторового позиціонування електродів відносно зони стику на ефективність тепловиділення	55
3.4. Розробка алгоритму автоматичного адаптивного керування процесом остеосинтезу на основі моніторингу імпедансу	57
3.4.1. Аналіз динаміки зміни імпедансу	58
3.4.2. Блок-схема алгоритму керування	59
3.4 Висновки до розділу 3	61
4. ЕКОНОМІЧНИЙ РОЗДІЛ	63
4.1 Технологічний аудит результатів проведеного дослідження технологій остеозварювання (в подальшому – розробки)	63
4.2 Розрахунок витрат на проведення дослідження технологій остеозварювання (в подальшому – розробки)	69
4.3 Розрахунок економічного ефекту від можливої комерціалізації розробки, яка базується на результатах проведеного дослідження технологій остеозварювання	74
ВИСНОВКИ	80
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	82
Додаток А	85
Додаток Б	90

ВСТУП

Актуальність дослідження. Сучасна реконструктивна хірургія та травматологія перебувають у постійному пошуку новітніх методів безшовної консолідації біологічних тканин. Забезпечення надійної фіксації кісткових фрагментів при мінімізації присутності сторонніх тіл (металевих фіксаторів, гвинтів) є одним із пріоритетних завдань галузі. У цьому контексті технологія високочастотного електричного зварювання біологічних тканин (ВЕЗ), розроблена за участі української наукової школи, визнана перспективним напрямом, що дозволяє досягти гемостазу, герметичності з'єднання та скорочення термінів післяопераційної реабілітації.

Однак, на відміну від м'яких тканин, застосування технології ВЕЗ для остеосинтезу (зварювання кісток) супроводжується значними технічними викликами. Кісткова тканина характеризується гетерогенною структурою, високим електричним імпедансом та низькою теплопровідністю. Критичною проблемою залишається ризик термічного некрозу остеоцитів внаслідок неконтрольованого поширення джоулевого тепла. Існуючі дослідження здебільшого фокусуються на підборі біополімерних припоїв (на основі альбуміну, колагену, гідроксиапатиту), проте вплив електротехнічних та геометричних параметрів інструментарію на термодинаміку процесу вивчено недостатньо. Відсутність чітких рекомендацій щодо конфігурації електродної системи та товщини шару припою стримує широке клінічне впровадження методу остеозварювання.

Мета магістерської кваліфікаційної роботи полягає у визначенні оптимальних параметрів процесу високочастотного електрозварювання кісткових тканин шляхом аналізу закономірностей розподілу теплових полів у зоні з'єднання в залежності від геометрії електродної системи та властивостей сполучного матеріалу.

Завданнями магістерської кваліфікаційної роботи є:

- Здійснити аналітичний огляд сучасного стану технології остеозварювання, проаналізувати фізико-механічні властивості кісткових тканин та існуючі підходи до вибору біосумісних припоїв.
- Обґрунтувати вибір методу скінченно-елементного аналізу та програмного середовища для реалізації чисельного експерименту.
- Розробити параметричну 3D-модель системи «електрод–припой–кістка», що враховує багат шарову будову кістки (окістя, кортикальний шар, губчаста речовина).
- Провести серію чисельних експериментів з моделювання теплових процесів при варіюванні геометричних параметрів електродів, товщини та типу матеріалу припою.
- Встановити залежності між вхідними параметрами та динамікою температурного поля, на основі чого розробити рекомендації для оптимізації режимів остеозварювання.

Об'єкт магістерської кваліфікаційної роботи: процес високочастотного електричного зварювання кісткових тканин.

Предмет магістерської кваліфікаційної роботи: закономірності розподілу температурних полів у зоні контакту біологічних тканин під впливом струмів високої частоти залежно від геометричних та фізичних характеристик системи зварювання.

Методи дослідження. Для розв'язання поставлених задач використано методи математичного та комп'ютерного моделювання. Чисельний розрахунок теплових та електричних полів виконано методом скінченних елементів (FEM) у програмному комплексі *Ansys Workbench*. Моделювання базувалося на вирішенні зв'язаної задачі електротермії (Joule heating). Для аналізу результатів застосовано методи статистичної обробки даних та порівняльного аналізу.

Новизна одержаних результатів:

- Набуло подальшого розвитку моделювання процесу БЕЗ шляхом врахування впливу геометрії контактної поверхні електродів на рівномірність прогріву зони з'єднання.

- Встановлено критичні значення товщини шару припою, перевищення яких призводить до неефективного енерговиділення та зниження якості сварного шва.

Практичне значення одержаних результатів: Отримані дані дозволяють обґрунтовано підходити до проектування хірургічного інструментарію (електродів) та вибору допоміжних матеріалів, що сприятиме підвищенню безпеки та ефективності операцій з остеосинтезу.

1 СУЧАСНІ МЕТОДИ ТА МАТЕРІАЛИ ДЛЯ ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАННЯ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

1.1 Сучасні методи електрозварювання тканин: технологічні аспекти та апаратне забезпечення

Технологія високочастотного електричного зварювання біологічних тканин (ВЕЗ) являє собою один із найбільш прогресивних напрямів сучасної біомедичної інженерії. В основі методу лежить ефект джоулевого нагріву, що виникає при проходженні електричного струму високої частоти через біологічну тканину. На відміну від традиційної електрокоагуляції, метою якої є некротизація поверхні для зупинки кровотечі, процес зварювання спрямований на контрольовану денатурацію білкових молекул (переважно колагену та альбуміну) з подальшим утворенням спільного коагуляту, що забезпечує механічну міцність з'єднання [1, 2].

Ключовою перевагою методу є забезпечення повної герметичності шва та відсутність чужорідних тіл (шовок, скоб) у зоні оперативного втручання, що мінімізує запальні реакції та прискорює регенерацію. Залежно від типу тканин, розрізняють дві принципові стратегії зварювання:

1. Зварювання м'яких тканин (судини, порожнисті органи): Відбувається за рахунок власних рідин та білків тканини. Під тиском електродів та впливом температури (50–70 °C) відбувається розрив водневих зв'язків у білках, їх розгортання та сплетіння між собою при охолодженні.
2. Зварювання щільних структур (кісткова тканина): Оскільки кістка мінералізована і містить мало води, пряме зварювання є неможливим без застосування проміжного шару - спеціалізованого електропровідного припою, який виступає адгезивом.

Ефективність клінічного застосування технології безпосередньо залежить від характеристик використовуваного обладнання. Еталонним прикладом

апаратної реалізації методу є високочастотний електрокоагулятор-зварювальник ЕКВЗ-300 (виробництво «ПАТОНМЕД», Україна). Даний прилад дозволяє реалізувати алгоритми адаптивного керування процесом зварювання, базуючись на зміні імпедансу (повного електричного опору) тканини в реальному часі [3].

Апарат ЕКВЗ-300 (Рис. 1.1) функціонує на частоті 440 кГц, що є оптимальним діапазоном для мінімізації явищ нейром'язової стимуляції та запобігання глибоким опікам. Мікропроцесорна система управління пристроєм автоматично регулює вихідну потужність залежно від стану тканини між електродами: при досягненні певного рівня дегідратації опір різко зростає, і система припиняє подачу енергії, запобігаючи обуглюванню (карбонізації).



Рисунок 1.1 – Високочастотний електроагулятор ЕКВЗ-300 ПАТОНМЕД

Основні технічні характеристики пристрою наведено в таблиці 1.1.

Таблиця 1.1 – Технічні характеристики апарату ЕКВЗ-300 [3]

Характеристика	Параметри
Робоча частота	440 кГц
Максимальна вихідна потужність	300 Вт
Параметри живлення	220 В, 50 Гц
Режими роботи	Монополярний/біполярний: різання, коагуляція, автоматичне зварювання
Адаптація до навантаження	Автоматична стабілізація потужності

Характеристика	Параметри
Матеріал робочої частини інструменту	Теплопровідні сплави міді з антиадгезійним покриттям
Сфера застосування	Загальна та абдомінальна хірургія, травматологія, пульмонологія, гінекологія

Особливої уваги в контексті даного дослідження потребує проблема остеосинтезу. Технологія зварювання кісток є значно складнішою за роботу з м'якими тканинами через високу гетерогенність кісткової структури [4, 5]. Кістка є природним композитом, що складається з органічної матриці та неорганічних кристалів гідроксиапатиту. Високий питомий опір кісткової тканини перешкоджає проходженню струму, необхідного для розігріву.

Вирішення цієї проблеми полягає у використанні біосумісних припоїв (на основі альбуміну, колагену, трикальційфосфату), які розміщуються між фрагментами кістки. Припій виконує подвійну функцію:

- Електропровідна: Забезпечує проходження струму та генерацію тепла безпосередньо в зоні контакту.
- Адгезивна: Після полімеризації утворює міцний шов, що утримує фрагменти кістки.

Сучасні системи керування, інтегровані в апарати типу ЕКВЗ-300, дозволяють контролювати критичні параметри остеозварювання: градієнт наростання температури, силу механічної компресії електродів та тривалість енергетичного впливу. Це мінімізує ризик термічного некрозу остеоцитів у прилеглих зонах, що є головним критерієм безпечності методу.

Технологія демонструє значний потенціал не лише в гуманній медицині, але й у ветеринарній практиці та стоматології, де швидкість інтеграції імплантатів є критичним фактором успіху лікування. Таким чином, подальші дослідження теплофізичних процесів у системі «електрод–припой–кістка» є необхідною умовою для вдосконалення протоколів оперативного втручання.

1.2 Фізико-біологічні основи та термодинаміка процесу електрозварювання

Електрозварювання біологічних тканин базується на перетворенні електричної енергії в теплову безпосередньо в об'ємі тканини або в шарі проміжного адгезиву (припою). З точки зору фізики, біологічна тканина є електролітом - провідником другого роду, насиченим іонами (Na^+ , K^+ , Cl^-). При проходженні електричного струму через таку структуру виділення теплової енергії Q описується законом Джоуля-Ленца:

$$Q = I^2 \cdot R \cdot t \quad (1.1)$$

де I - сила струму,

R - активний опір (імпеданс) тканини,

t - час впливу.

Генерація тепла відбувається ендогенно, тобто всередині клітин та міжклітинного простору, за рахунок коливання іонів у змінному електромагнітному полі. Це забезпечує більш рівномірний прогрів порівняно з контактними методами передачі тепла (наприклад, розпеченим інструментом), де існує високий ризик карбонізації поверхні при холодному центрі.

Критичним фактором успішного зварювання є точний контроль температурного поля. Процес можна розділити на кілька температурних фаз:

1. 37–45°C: Фізіологічна норма та оборотні зміни.
2. 45–60°C: Початок денатурації білків. Розриваються водневі зв'язки третинної структури білкових молекул (розгортання глобул).
3. 60–80°C (Зона зварювання): Масова коагуляція білків (колагену та альбуміну). При наявності механічного стиснення електродів розгорнуті білкові ланцюги переплітаються, утворюючи нові поперечні зв'язки (cross-links). Саме в цьому діапазоні формується міцне зварне з'єднання ("біологічний шов").

4. $>100^{\circ}\text{C}$ (Зона ризику): Починається випаровування внутрішньоклітинної рідини (кипіння), що призводить до розриву клітинних мембран (ефект попкорну), висушування тканини та різкого зростання електричного опору.

На відміну від м'яких тканин, кістка складається з мінеральної матриці (гідроксиапатит), яка є діелектриком і не піддається плавленню при температурах зварювання. Тому фізика процесу остеозварювання має суттєві відмінності. Основним механізмом тут виступає не зварювання самої кістки, а полімеризація електропровідного припою, який заповнює мікронерівності кісткових поверхонь.

Теплопровідність кістки (λ) є низькою і неоднорідною (анізотропною):

- Компактна речовина (кортикальний шар): Має високу щільність і низьку провідність, що ускладнює відведення тепла і створює ризик локального перегріву в точках контакту.
- Губчаста речовина: Насичена рідиною (кістковим мозком, кров'ю), тому має кращу електро- та теплопровідність.

Ця неоднорідність вимагає створення складних математичних моделей для прогнозування розподілу тепла, оскільки перегрів кістки вище 50°C протягом 1 хвилини вже може викликати некроз остеоцитів (клітин кістки), що призведе до відторгнення імплантату або резорбції кістки.

Вибір робочої частоти (як правило, 300–450 кГц) зумовлений необхідністю уникнення ефекту Фарадея. При низьких частотах (до 100 кГц) змінний струм викликає деполяризацію нервових та м'язових клітин, що призводить до неконтрольованих м'язових скорочень. На частотах понад 300 кГц цей ефект зникає, і енергія витрачається виключно на нагрів.

Крім того, висока частота запобігає електролізу - розкладанню рідини на газ (водень і кисень), що могло б погіршити контакт електрода з тканиною [7, 8].

Таким чином, ефективність електрозварювання визначається балансом трьох параметрів: енерговкладення (сила струму/час), механічної компресії (тиск

електродів для зближення білкових ланцюгів) та теплофізичних властивостей матеріалів (тканини та припою). Порушення цього балансу веде або до відсутності зварювання (холодний шов), або до термічного некрозу.

1.3 Аналіз фізико-хімічних властивостей біосумісних матеріалів для формування зварного з'єднання

Ефективність та надійність технології високочастотного зварювання кісткових тканин критично залежить від вибору проміжного сполучного матеріалу – припою, який виконує функцію електропровідного адгезиву. На відміну від класичних металургійних процесів, де з'єднання відбувається за рахунок розплавлення крайок основного матеріалу, у біомедичних технологіях остеосинтезу припій відіграє роль активного агента, що полімеризується під дією температури. Матеріали для остеозварювання повинні задовольняти комплекс взаємопов'язаних медико-технічних вимог, серед яких ключовими є достатня електропровідність для генерації джоулевого тепла, відповідні реологічні характеристики для заповнення мікронерівностей кісткової поверхні, а також біосумісність і здатність до біодеградації з подальшим заміщенням власною кістковою тканиною.

Найбільш поширеною групою матеріалів, що застосовуються в сучасній хірургічній практиці, є білкові системи, зокрема на основі сироваткового альбуміну. Альбумін, завдяки своїй доступності та повній біологічній сумісності, вважається еталонним матеріалом для зварювання м'яких тканин. Механізм його дії базується на термічній денатурації білка при температурі 60–70 °С, що супроводжується утворенням щільного коагуляту, який механічно склеює поверхні. Для регулювання електропровідності до складу альбумінових паст часто вводять сольові розчини. Проте використання чистого альбуміну для остеосинтезу обмежується його низьким модулем пружності після полімеризації, що є недостатнім для фіксації несучих навантаження кісткових структур, а також

високою швидкістю резорбції, яка часто випереджає процес формування повноцінного кісткового мозоля.

Альтернативою альбуміну виступають матеріали на основі колагену, який є основним органічним компонентом природного кісткового матриксу. Колагенові гелі характеризуються високою адгезією до поверхні кістки та вираженими остеокондуктивними властивостями, створюючи сприятливе середовище для міграції остеобластів. Водночас суттєвим недоліком колагенових систем є їхня висока термочутливість. Перегрів матеріалу понад 80 °C призводить до незворотної деградації фібрилярної структури та желатинізації, що робить утворений шов крихким і ненадійним. Це вимагає надзвичайно точного контролю температурного поля в зоні зварювання, що є складним завданням без попереднього моделювання процесу.

Для наближення фізико-механічних властивостей припою до нативної кісткової тканини розробляються композитні матеріали, що поєднують органічну матрицю та неорганічні наповнювачі, такі як гідроксиапатит або трикальційфосфат. Оскільки ці мінерали є керамікою з температурою плавлення понад 1000 °C, у процесі електрозварювання вони не плавляться, а виступають у ролі дрібнодисперсного зміцнюючого наповнювача. Частинки фосфатів кальцію стають центрами кристалізації, підвищуючи механічну міцність шва, та забезпечують інтеграцію імплантату в кістку. Однак введення діелектричних частинок кераміки у струмопровідний гель суттєво змінює загальний імпеданс системи, що може призвести до нерівномірного розподілу струму та локальних перегрівів.

Перспективним напрямом удосконалення матеріалів є створення нанокомпозитів, де до складу паст додаються вуглецеві нанотрубки або металеві наночастинки для покращення електропровідності. Це дозволяє знизити необхідну силу струму та зменшити ризик термічного некрозу навколишніх тканин.

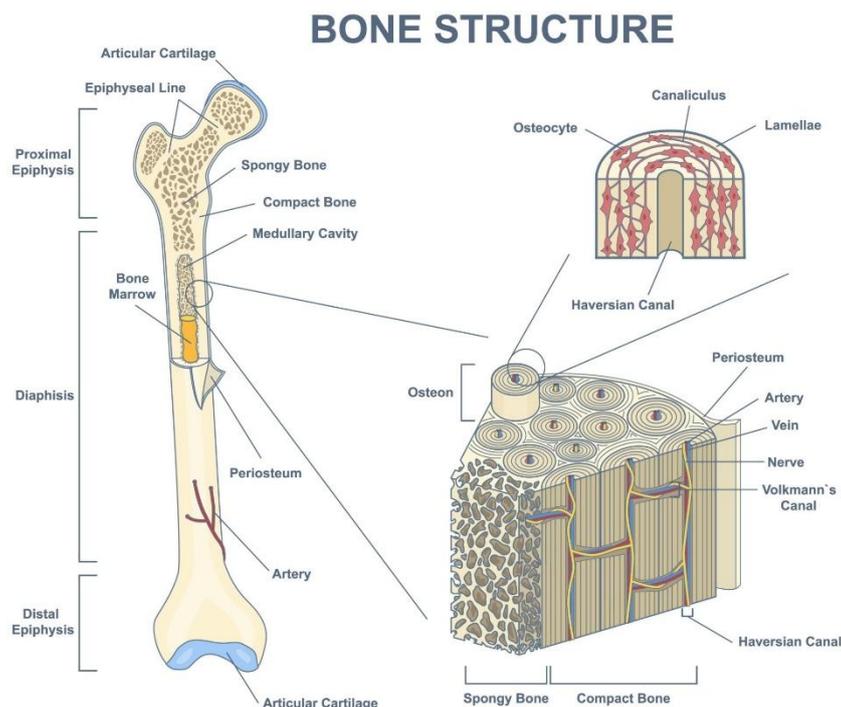


Рисунок 1.2 – Структура кісткової тканини

Підсумовуючи огляд літературних джерел, можна стверджувати, що успіх електрозварювання кісток залежить від складного балансу між параметрами електричного струму, геометрією електродної системи та теплофізичними властивостями композитного припою. Відсутність універсальних методик та складність прогнозування теплових полів в гетерогенних середовищах обґрунтовує необхідність проведення чисельного моделювання для визначення оптимальних режимів остеостварювання.

1.4 Інженерно-технічні вимоги до інструментарію для високочастотного зварювання біологічних тканин

Ефективність клінічного впровадження технологій електротермічної адгезії визначається не лише параметрами генератора струму та властивостями сполучних матеріалів, але й конструктивними особливостями робочого інструментарію. Хірургічний інструмент у системі електрозварювання виступає кінцевою ланкою передачі енергії, тому до нього висувається комплекс суворих

медико-технічних вимог, спрямованих на забезпечення прогнозованості розподілу температурних полів та мінімізацію ятрогенних пошкоджень.

Ключовим завданням при проектуванні електродних систем є забезпечення рівномірної густини струму в зоні контакту. Відомо, що на гострих краях провідників виникає концентрація електричного поля (так званий «крайовий ефект»), що призводить до локального перегріву, карбонізації тканини та погіршення якості зварного шва. Тому геометрія робочих поверхонь електродів повинна мати оптимізований профіль, що нівелює пікові навантаження. Для остеосинтезу, де поверхні часто є нерівними, застосовують адаптивні електродні системи. Зокрема, площинні електроди використовують для консолідації кортикальних пластин, тоді як для роботи у глибоких ранових каналах або з губчастою кісткою доцільніше застосовувати голчасті або циліндричні конфігурації. Окремим напрямком інженерних рішень є модифікація топології поверхні електрода, наприклад, нанесення спеціальних насічок або канавок, які виконують функцію резервуарів для утримання рідкого припою в зоні зварювання під дією капілярних сил, запобігаючи його розтіканню.

Критичним параметром є вибір матеріалів для виготовлення струмопровідних частин. Вони повинні поєднувати високу електропровідність для мінімізації власних втрат енергії та високу теплопровідність для швидкого відведення тепла від поверхні тканини після завершення циклу зварювання. Традиційно використовуються сплави на основі міді, срібла або спеціальні нержавіючі сталі. Однак прямий контакт розігрітого металу з біологічною тканиною викликає проблему адгезії (прилипання) коагуляту до інструменту, що при його видаленні може призвести до механічного руйнування сформованого шва. Для вирішення цієї проблеми робочі частини покривають тонкоплівковими антиадгезійними матеріалами, які є біоінертними та стійкими до електрохімічної корозії, але при цьому не створюють значного перехідного опору.

Сучасний зварювальний інструмент розглядається не просто як пасивний провідник, а як елемент кіберфізичної системи з зворотним зв'язком. Інтеграція в конструкцію інструменту сенсорів (термопар) або використання самих

електродів як датчиків імпедансу дозволяє реалізувати алгоритми автоматичного керування процесом. Система в реальному часі моніторить зміну електричного опору тканини, що корелює зі ступенем її дегідратації, і автоматично припиняє подачу енергії в момент завершення формування зварного з'єднання. Це виключає людський фактор та гарантує відтворюваність результатів.

Окрім електрофізичних характеристик, інструментарій повинен відповідати вимогам ергономіки та експлуатаційної надійності. Враховуючи необхідність створення значного механічного тиску (компресії) для зближення зварюваних поверхонь, конструкція бранш повинна забезпечувати жорсткість фіксації без деформації. Водночас всі компоненти інструменту, включаючи ізоляційні матеріали та електронні блоки, мають бути розраховані на багаторазові цикли стерилізації, зокрема автоклавування при температурах до 134 °C та тиску, що є стандартом у сучасній хірургії. Таким чином, розробка оптимальної конфігурації електродів є багатофакторною задачею, вирішення якої потребує попереднього математичного моделювання фізичних процесів у зоні контакту.

1.5 Порівняльний аналіз технології високочастотного електрозварювання з альтернативними методами безшовної фіксації

Визначення місця технології високочастотного електрозварювання (ВЕЗ) у сучасній хірургії вимагає детального співставлення її ефективності з альтернативними методами безшовної консолідації тканин, такими як застосування хімічних адгезивів (клеїв), лазерне зварювання та ультразвукова фіксація. Кожен із цих методів базується на відмінних фізико-хімічних принципах генерації з'єднання, що визначає специфіку їх застосування, особливо в складних умовах остеосинтезу.

Традиційні методи хімічної фіксації, зокрема використання цианоакрилатних або фібринових клеїв, забезпечують з'єднання поверхонь виключно за рахунок поверхневої адгезії без глибокої структурної інтеграції

матеріалів. Хоча такі адгезиви є зручними у використанні, їхня ефективність в ортопедії суттєво обмежена гідрофільним середовищем рани. Наявність крові та тканинної рідини перешкоджає полімеризації цианоакрилатів або, навпаки, викликає надто швидку екзотермічну реакцію з виділенням тепла, що може призвести до хімічного опіку. Крім того, клейовий шар часто створює бар'єр між кістковими фрагментами, перешкоджаючи міграції клітин і природній регенерації, тоді як технологія ВЕЗ передбачає створення композитного шва, який є проникним для остеобластів. Також міцність клейового з'єднання на зсув та розрив значно поступається коагуляційному шву, сформованому під тиском електродів [13].

Альтернативою є лазерне зварювання, яке базується на фототермічному ефекті - перетворенні світлової енергії в теплову. Головною перевагою лазерних технологій є надзвичайна точність дозування енергії та можливість безконтактного впливу, що мінімізує механічну травму. Проте для зварювання масивних біологічних структур, таких як кістки, лазерне випромінювання має суттєвий недолік - малу глибину проникнення в оптично непрозорі тканини. Нагрів відбувається переважно на поверхні, що ускладнює прогрівання глибоких шарів шва без ризику карбонізації поверхневого шару. На відміну від лазера, високочастотний струм при електрозварюванні протікає через весь об'єм тканини між електродами (об'ємний нагрів), що забезпечує рівномірну коагуляцію та консолідацію по всій товщині з'єднання.

Ультразвукове зварювання, принцип дії якого полягає у перетворенні високочастотних механічних коливань у теплову енергію внаслідок внутрішнього тертя, демонструє високу ефективність при роботі з термопластичними полімерами. Однак застосування ультразвуку на живих кісткових тканинах пов'язане з ризиком виникнення ефекту акустичної кавітації та мікротріщин у трабекулах внаслідок вібраційного навантаження. Окрім того, контроль температурного поля при ультразвуковому впливі є складнішим, ніж при використанні електричного струму, де зміна імпедансу слугує надійним індикатором стану тканини [14].

Таким чином, у порівнянні з розглянутими методами, високочастотне електрозварювання демонструє найбільш збалансований комплекс характеристик для завдань остеосинтезу. Воно поєднує в собі переваги об'ємного нагріву, можливість використання біоактивних припоїв, що стимулюють регенерацію, та наявність зворотного зв'язку для автоматичного контролю процесу. Саме ця синергія механічної міцності, що досягається коагуляцією білків, та біологічної сумісності робить метод ВЕЗ пріоритетним об'єктом для подальших досліджень та оптимізації.

1.6 Висновки до розділу 1

У першому розділі магістерської дисертації проведено системний аналіз сучасного стану технології високочастотного електричного зварювання біологічних тканин, який дозволив ідентифікувати цей метод як один із найбільш перспективних напрямів у реконструктивній хірургії та травматології. Узагальнення результатів теоретичних досліджень підтверджує, що на відміну від традиційних механічних (гвинти, пластини) та хімічних (клеї) методів фіксації, електрозварювання забезпечує формування герметичного, біологічно сумісного з'єднання за рахунок контрольованої структурної реорганізації білкових молекул під дією джоулевого тепла.

Детальний розгляд фізичних принципів процесу виявив, що ключовим фактором успішного остеосинтезу є точний баланс між електричною потужністю, часом експозиції та теплофізичними характеристиками системи. Встановлено, що специфіка зварювання кісткових структур, на відміну від м'яких тканин, полягає у необхідності використання проміжного електропровідного шару – припою. Аналіз матеріалознавчої бази показав, що найбільш ефективними є композитні системи, які поєднують білкову основу (альбумін, колаген) для адгезії та неорганічні наповнювачі (кальцій-фосфати) для забезпечення механічної міцності та остеокондуктивності. Однак введення діелектричних

мінеральних компонентів у припій суттєво змінює електричний опір зони контакту, що ускладнює прогнозування розподілу температурних полів.

Порівняльний аналіз з альтернативними технологіями, такими як лазерне зварювання та ультразвукова фіксація, продемонстрував переваги методу ВЕЗ, зокрема можливість об'ємного прогріву тканин та наявність зворотного зв'язку за імпедансом. Водночас виявлено суттєву науково-практичну проблему: неоднорідність кісткової тканини та складна геометрія електродів створюють ризики локальних перегрівів, що може призвести до некрозу остеоцитів. Оскільки проведення натурних експериментів для підбору параметрів на живих тканинах є коштовним та етично обмеженим, виникає нагальна необхідність у застосуванні методів математичного моделювання. Саме чисельне дослідження теплових процесів дозволить визначити оптимальні геометричні параметри електродів та склад припою, що мінімізують термічну травму та забезпечать надійну консолідацію кісткових фрагментів, що і є завданням наступних розділів роботи.

2 МЕТОДОЛОГІЯ ТА ІНСТРУМЕНТАЛЬНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ЧИСЕЛЬНОГО МОДЕЛЮВАННЯ ПРОЦЕСУ ОСТЕОЗВАРЮВАННЯ

2.1 Обґрунтування вибору середовища геометричного моделювання SolidWorks

Побудова коректної тривимірної моделі досліджуваного об'єкта є фундаментальним етапом будь-якого інженерного розрахунку, оскільки помилки в геометрії неминуче призводять до артефактів при генерації скінченно-елементної сітки та спотворення результатів аналізу. Для реалізації геометричного етапу дослідження було обрано систему автоматизованого проектування (САПР) SolidWorks, яка є галузевим стандартом у сфері інженерного дизайну та біомедичного моделювання. Вибір цього програмного комплексу зумовлений його здатністю працювати зі складними криволінійними поверхнями, що є критично важливим при відтворенні анатомічної архітектури біологічних тканин [17, 18].

Специфіка задачі остеозварювання вимагає створення багатокомпонентної збірки, де необхідно чітко розмежувати фізичні домени з різними властивостями: тонкий шар окістя, щільну кортикальну пластину, пористу губчасту речовину та в'язкий шар припою. Інструментарій твердотілого моделювання SolidWorks дозволяє реалізувати це шляхом створення багатотілесних деталей (multibody parts), що забезпечує ідеальну суміжність поверхонь без зазорів та перетинів. Це є критичною умовою для коректної передачі теплових потоків та електричного струму через межі поділу середовищ у подальшому розрахунку.

Визначальним фактором вибору даного середовища стала підтримка повної параметризації побудов. Оскільки методологія дослідження передбачає проведення серії чисельних експериментів для пошуку оптимальних параметрів, виникає необхідність у швидкій модифікації геометрії без повної перебудови моделі. Функціонал SolidWorks дозволяє прив'язати ключові геометричні характеристики - такі як товщина шару припою, радіус кривизни електрода чи

площа контакту - до глобальних змінних. Зміна числових значень цих змінних автоматично перебудовує всю модель, що значно прискорює процес підготовки варіантів для розрахунку.

Окремої уваги заслуговує високий рівень інтеперабельності SolidWorks із розрахунковими комплексами CAE (Computer-Aided Engineering), зокрема Ansys Workbench. Програма підтримує експорт геометричних даних як у нейтральних форматах (Parasolid, STEP, IGES), так і через прямі інтерфейси асоціативного зв'язку. Використання ядра Parasolid, яке є рідним для обох систем, гарантує збереження цілісності топології при імпорті, виключаючи втрату дрібних поверхонь чи виникнення геометричних конфліктів. Крім того, вбудовані утиліти діагностики геометрії дозволяють завчасно виявити та виправити дефекти (наприклад, короткі кромки або самоперетини), які могли б унеможливити коректну дискретизацію моделі на скінченні елементи [19].

Таким чином, використання SolidWorks забезпечує створення високоточної, параметричної та топологічно коректної 3D-моделі системи «кістка–припой–електрод», що є необхідною передумовою для адекватного моделювання електротермічних процесів.

2.2 Розробка параметричної геометричної моделі біологічних тканин та зони з'єднання

Процес комп'ютерного моделювання електротермічних явищ у біологічних середовищах вимагає певної ідеалізації реальних об'єктів для забезпечення збіжності чисельних методів. У рамках даного дослідження для відтворення архітектури кісткової тканини було обрано підхід спрощення геометрії до форми прямокутного паралелепіпеда. Такий вибір «репрезентативного об'єму» дозволяє абстрагуватися від індивідуальної анатомічної кривизни кісток конкретного пацієнта та зосередити увагу на фундаментальних фізичних процесах теплопередачі та розподілу густини струму в зоні контакту.

Створена в середовищі SolidWorks геометрична модель складається з двох ідентичних фрагментів кістки, що з'єднуються, та проміжного шару припою. Відповідно до гістологічної будови трубчастих кісток, кожен фрагмент структурований як тришаровий композит, що включає окістя (periosteum), компактну (кортикальну) кістку та внутрішній шар губчастої речовини (spongiosa). Товщина та габаритні розміри кожного шару були обрані на основі середньостатистичних антропометричних даних для діафіза стегнової кістки людини, що забезпечує клінічну релевантність моделі. Числові значення геометричних параметрів, закладених у модель, наведено в таблиці 2.1.

Таблиця 2.1 – Геометричні параметри компонентів розрахункової моделі

Елемент моделі (домен)	Висота (Y), мм	Довжина (X), мм	Ширина (Z), мм
Окістя	0,5	30	20
Компактна кістка	5,0	30	20
Губчаста кістка	14,5	30	20
Припій (Зварний шов)	20,0	0,1–0,3	20

Технічна реалізація багатошарової структури здійснювалася методом твердотільного розбиття (partitioning). Використання функціоналу розділення тіл дозволило сформувати ідеальні контактні інтерфейси між шарами, що є критичною умовою для коректного розрахунку кондуктивного теплообміну. Окістя було змодельовано як тонкостінна оболонка, що відіграє роль електричного ізолятора та термічного бар'єра. Компактна кістка представлена як суцільне середовище з високим електричним опором, тоді як губчаста тканина, зважаючи на її пористість та насиченість рідиною, моделювалася як гомогенізоване середовище зі зниженим питомим опором.

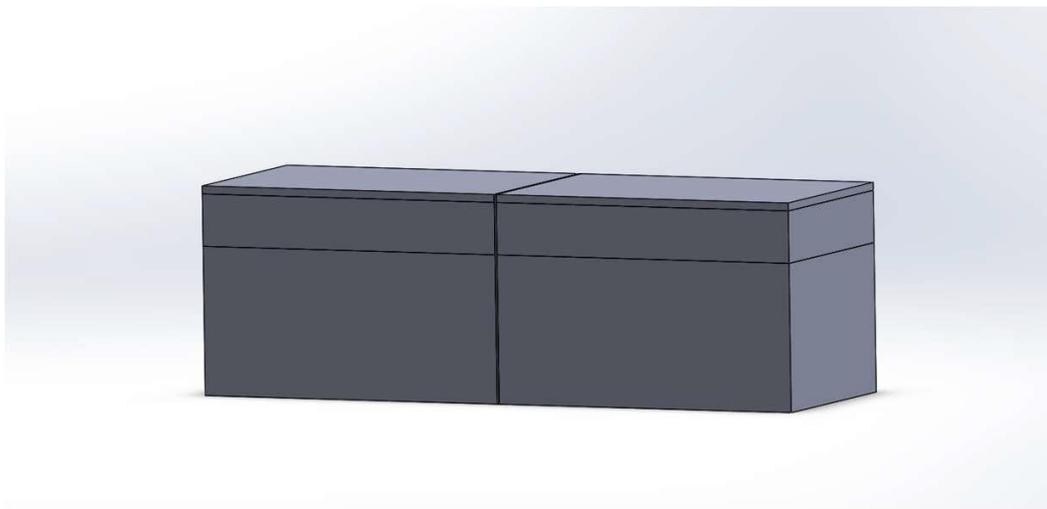


Рисунок 2.1 – Геометрія моделей кістки та припою між ними

Центральним елементом дослідження є геометрична модель шару припою, розташованого між торцями кісткових фрагментів. Вибір діапазону товщини зварного шва від 0,1 мм до 0,3 мм базується на аналізі патентної документації, зокрема патенту US RE43,134 E [20]. Згідно з цим джерелом, саме такий зазор забезпечує оптимальний баланс між електричним опором, необхідним для генерації тепла, та об'ємом матеріалу, що полімеризується. Тонший шар може призвести до електричного пробоя, тоді як товщий шар створює надмірний опір та перешкоджає рівномірному прогріванню. Геометрія припою виконана повністю параметричною, що дозволяє автоматизовано змінювати його товщину у вказаному діапазоні для проведення серії віртуальних експериментів.

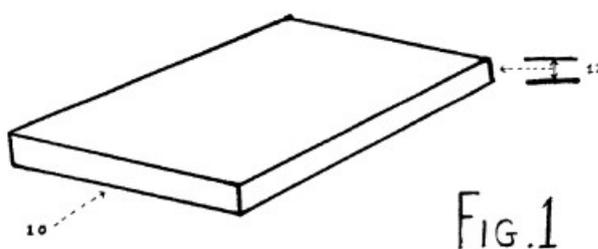


Рисунок 2.2 – Геометрія припою відповідно до патенту US RE43,134 E

Завершальним етапом геометричного моделювання стала підготовка топології до експорту в розрахункове середовище Ansys Workbench. Для

забезпечення інтероперабельності використано нейтральний формат обміну даними Parasolid (*.x_t), який гарантує збереження точності криволінійних поверхонь та асоціативності граней. Перед експортом проведено валідацію геометрії на предмет відсутності інтерференцій (перетинів) об'ємів та наявності коротких кромek, що дозволило уникнути помилок при генерації скінченно-елементної сітки на наступних етапах дослідження [21].

2.3 Розробка типології та геометричних моделей електродних систем

Визначальним фактором, що формує топологію електричного поля та, як наслідок, характер розподілу джоулевого тепла в біологічних тканинах, є геометрія робочої поверхні електрода. Для проведення комплексного порівняльного аналізу ефективності остеозварювання було розроблено бібліотеку параметричних 3D-моделей електродів, що охоплює найбільш поширені в клінічній хірургії конфігурації. Метою моделювання було створення цифрових двійників інструментарію, придатних для дослідження впливу форми контактної плями на рівномірність прогріву та мінімізацію зон локального перегріву (hotspots).

У середовищі SolidWorks було спроектовано чотири базові морфологічні типи електродів, кожен з яких відповідає специфічним клінічним сценаріям:

1. Стрижневий (циліндричний) електрод. Характеризується малою площею контакту круглої форми. Така геометрія забезпечує високу концентрацію ліній струму, що дозволяє досягати необхідних температур у локальних точках за короткий проміжок часу. Використовується для точкового приварювання ("spot welding") дрібних кісткових фрагментів [22].
2. Дисковий електрод. Має збільшену площу робочої поверхні круглої форми. Відсутність гострих кутів дозволяє уникнути "крайового ефекту" (різкого зростання напруженості електричного поля на краях провідника), що сприяє більш рівномірному радіальному розподілу температури порівняно з іншими формами.

3. Блокоподібний (призматичний) електрод. Завдяки прямокутній формі контактної плями дозволяє формувати лінійні шви. Така геометрія є оптимальною для зварювання поздовжніх розломів трубчастих кісток, забезпечуючи покриття значної площі за одну аплікацію.
4. Пластинчастий електрод. Відрізняється від блокоподібного малим співвідношенням товщини до площі поверхні. Використовується для створення рівномірного поля на великих ділянках з'єднання, мінімізуючи механічний тиск на одиницю площі тканини.

Візуалізацію розроблених геометричних примітивів наведено на рисунку

2.3.

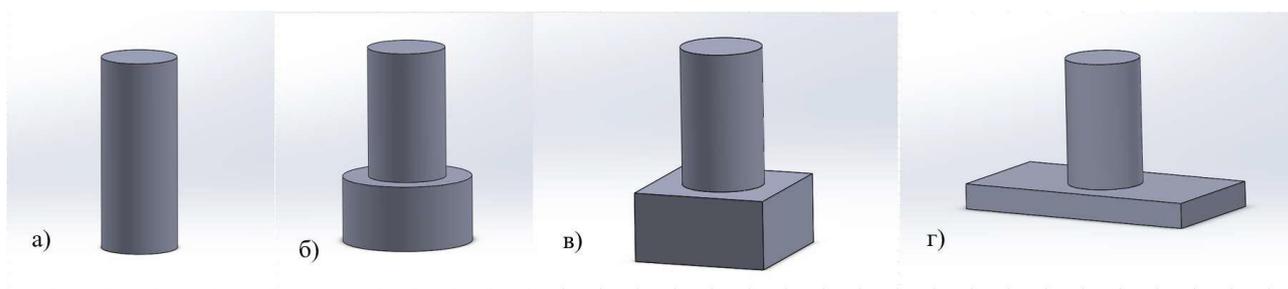


Рисунок 2.3 – Геометричні конфігурації моделей електродів: а) Стрижневий; б) Дісковий; в) Блокоподібний; г) Пластинчастий

Окрім базової типології, методологія дослідження передбачала параметричний аналіз, спрямований на вивчення впливу окремих геометричних характеристик на термодинаміку процесу. Для цього було створено серію модифікованих моделей, що дозволило ізолювати вплив наступних факторів:

- Фактор форми (при $S = \text{const}$): Було змодельовано електроди з різною геометрією перерізу (коло, квадрат, прямокутник), але з однаковою площею контакту. Це дозволило оцінити вплив периметра електрода та наявності кутів на виникнення зон перегріву.
- Фактор площі контакту: Розроблено лінійку моделей з розмірами робочої частини в діапазоні від 10×10 мм до 20×20 мм. Варіація площі

дозволяє дослідити залежність повного електричного імпедансу системи та необхідної потужності генератора від розмірів зони зварювання.

- Фактор масивності (товщини): Товщина електродів варіювалася в межах 1–5 мм. Цей параметр є критичним для врахування теплової інерції інструменту: масивніші електроди виступають як радіатори, інтенсивніше відводячи тепло від поверхні тканини ("heat sink effect"), що може запобігати поверхневим опікам, але вимагає більших енерговитрат.

Усі геометричні моделі пройшли етап верифікації топології (перевірка на нерозривність поверхонь та відсутність інтерференцій) та були успішно імпортовані в модуль *Ansys DesignModeler*. Це забезпечило коректну дискретизацію об'ємів скінченно-елементною сіткою та створило надійну базу для проведення серії віртуальних експериментів, результати яких описані в третьому розділі дисертації.

2.3 Обґрунтування вибору програмного комплексу Ansys для реалізації мультифізичного аналізу

Вибір програмного середовища для чисельного моделювання процесу високочастотного остеозварювання базується на необхідності вирішення класу так званих «спряжених задач» (coupled field problems). Специфіка досліджуваного явища полягає у нерозривному зв'язку електричних та теплових полів: проходження електричного струму через біологічну тканину генерує тепло (ефект Джоуля), яке, у свою чергу, змінює електропровідність тканини та припою. Для коректного відтворення цього процесу було обрано програмний комплекс Ansys, який є світовим лідером у галузі комп'ютерного інжинірингу (CAE) та базується на методі скінченних елементів (МСЕ). Цей інструмент дозволяє виконувати наскрізний мультифізичний аналіз, забезпечуючи високу конвергенцію результатів навіть для систем зі складною гетерогенною структурою.

Визначальним фактором на користь Ansys стала наявність спеціалізованих вирішувачів (solvers) для проведення електротермічного аналізу (Thermal-Electric Analysis). На відміну від спрощених теплових симуляцій, де джерело тепла задається статично, модуль Ansys Electric дозволяє розраховувати розподіл електричного потенціалу та густини струму в об'ємі тканини в залежності від прикладеної напруги та імпедансу середовища. Отримане поле джоулевих втрат автоматично передається як теплове навантаження в модуль Transient Thermal для розрахунку температурного поля в часі. Така двостороння взаємодія фізичних доменів дозволяє врахувати нелінійні ефекти, зокрема зміну властивостей біологічних тканин при фазових переходах (денатурація білка, випаровування рідини).

Архітектура Ansys Workbench забезпечує гнучкість у налаштуванні властивостей матеріалів, що є критичним для біомедичних розрахунків. Програмний комплекс дозволяє задавати анізотропні властивості (різна теплопровідність уздовж та впоперек волокон кістки), а також температурно-залежні характеристики. Це дає можливість змоделювати реальну поведінку припою, який змінює свій агрегатний стан і електричний опір у процесі полімеризації. Висока точність дискретизації обчислювальної області досягається завдяки потужним алгоритмам побудови сітки (Meshing), які підтримують згущення елементів у зонах високих градієнтів температур, зокрема в тонкому шарі припою, забезпечуючи мінімізацію похибки апроксимації.

Важливою перевагою в контексті даного дослідження є безшовна інтеграція Ansys із CAD-системою SolidWorks. Використання асоціативних інтерфейсів дозволяє імпортувати складну геометрію кісткових фрагментів та електродів без втрати топологічної інформації. Крім того, параметричне середовище Ansys Workbench дозволяє автоматизувати проведення серії обчислювальних експериментів (Design of Experiments). Це дає можливість дослідити чутливість моделі до зміни вхідних параметрів - наприклад, оцінити, як зміна площі контакту електрода на 10% вплине на максимальну температуру

в зоні зварювання, без необхідності ручного переналаштування кожного розрахунку.

Таким чином, функціональні можливості Ansys повністю відповідають поставленим задачам дисертаційного дослідження. Комплекс забезпечує математично строгий підхід до моделювання взаємопов'язаних електротермічних процесів, дозволяє врахувати складну геометрію та нелінійні властивості біоматеріалів, що гарантує високу вірогідність отриманих результатів та їх кореляцію з реальними фізичними явищами.

2.5 Параметризація фізико-механічних властивостей матеріалів та визначення граничних умов моделювання

Після завершення етапу геометричного синтезу в середовищі SolidWorks, топологія моделі була експортована через універсальний протокол обміну даними STEP (Standard for the Exchange of Product model data). Вибір цього формату обумовлений його здатністю зберігати ієрархію складання та точні координати поверхонь розділу середовищ, що є критичним для коректної дискретизації контактних зон в Ansys Workbench. У розрахунковому модулі імпортована геометрія була ідентифікована як гетерогенна багат шарова структура, що складається з фізичних доменів: окістя, кортикальної пластини, губчастої речовини та проміжного шару біополімерного припою.

Фундаментальним етапом підготовки до розрахунку є визначення конститутивних моделей матеріалів. У бібліотеці Engineering Data середовища Ansys було створено номенклатуру матеріалів із специфічними теплофізичними та електричними характеристиками. Для біологічних тканин властивості задавалися як ізотропні усереднені величини, базовані на аналізі релевантних літературних джерел. Ключовими параметрами, що визначають динаміку джоулевого нагріву, є: електрична провідність (визначає струм і тепловиділення), теплопровідність (визначає швидкість поширення тепла в глиб тканини) та

питома теплоємність (визначає інерційність нагріву). Зведені параметри матеріалів, використаних у чисельному експерименті, представлені в таблиці 2.2.

Таблиця 2.2 – Фізико-технічні характеристики матеріалів розрахункової моделі

Матеріал	Теплопровідність (k), Вт/(м·К)	Електропровідність (σ), См/м	Питома теплоємність (C_p), Дж/(кг·К)	Критична температура (T_{crit}), °C	Щільність (ρ), кг/м ³
Окістя	0,45	0,01	1300	–	1500
Компактна кістка	0,65	0,02	1100	–	1900
Губчаста кістка	0,40	0,01	1000	–	1100
Альбумін	0,20	0,05	1500	80	1050
Колаген	0,25	0,04	1400	90	1300
Кальцій-фосфат	0,30	0,03	1600	110	2500

Процедура призначення матеріалів (Material Assignment) здійснювалася для кожного геометричного об'єму окремо, що дозволило сформувати коректну фізичну карту моделі. Особливу увагу було приділено властивостям припоїв (альбуміну, колагену та кальцій-фосфатних композитів), оскільки саме в цьому шарі відбувається основна генерація тепла. Параметр "Температура плавлення" в контексті таблиці для білкових структур (альбумін, колаген) інтерпретується як температура незворотної денатурації та коагуляції, при досягненні якої змінюється фазовий стан матеріалу.

Для реалізації чисельного розв'язку задачі нестационарної теплопровідності (Transient Thermal) було сформульовано систему початкових

та граничних умов (Boundary Conditions), що відповідають реальним умовам хірургічного втручання:

1. Початкові умови: Для всіх тіл системи було задано початкову температуру $T_0 = 37^\circ\text{C}$, що відповідає нормальній температурі тіла людини.
2. Електричні граничні умови: На поверхні активного електрода прикладалася електрична напруга (Voltage), величина якої варіювалася в ході експериментів, а на поверхні пасивного електрода встановлювався нульовий потенціал (Ground, 0V).
3. Теплові граничні умови: На зовнішніх поверхнях кістки та електродів, що контактують з повітрям, задавався коефіцієнт конвективного тепловіддачі (Convection), що імітує природне охолодження середовища (" $h \approx 10 - 20 \text{ Вт}/(\text{м}^2 \cdot \text{К})$ ").

Часова дискретизація процесу налаштовувалася таким чином, щоб зафіксувати динаміку швидких процесів нагріву. Тривалість віртуального зварювання (Step End Time) встановлювалася в діапазоні 1–3 секунди з адаптивним кроком інтеграції по часу, що дозволило детально відслідкувати момент досягнення температури коагуляції. Перед запуском вирішувача (Solver) проводилася процедура верифікації моделі (Solution Verification) для виключення геометричних сингулярностей та перевірки замкнутості енергетичного балансу. Такий підхід до налаштування граничних умов забезпечує високу вірогідність результатів моделювання та їх фізичну адекватність.

2.6. Математична формалізація фізичних процесів електротермічної взаємодії в біологічних тканинах

Чисельне моделювання процесу високочастотного електрозварювання кісткових тканин базується на розв'язанні спряженої (coupled) мультифізичної задачі. Вона поєднує в собі розрахунок розподілу електромагнітного поля в провідному середовищі та аналіз нестационарної теплопровідності з урахуванням

специфічних біологічних факторів. Математична модель будується на системі диференціальних рівнянь у частинних похідних.

2.6.1. Математична модель електричного поля

Оскільки частота струму, що використовується в апаратах типу ЕКВЗ-300 (440 кГц), належить до діапазону, де довжина електромагнітної хвилі значно перевищує геометричні розміри об'єкта дослідження (зони зварювання), задачу можна розглядати в електроквазістационарному наближенні. Це дозволяє знехтувати хвильовими ефектами та індуктивними складовими.

Розподіл електричного потенціалу φ в неоднорідному провідному середовищі описується рівнянням нерозривності електричного струму, яке в диференціальній формі виводиться із системи рівнянь Максвелла:

$$\nabla \cdot J = 0 \quad (2.2)$$

де J – вектор густини електричного струму, А/м².

Згідно з диференціальним законом Ома, густина струму пов'язана з напруженістю електричного поля E через питому електричну провідність матеріалу $\sigma(T)$:

$$J = \sigma(T) \cdot E \quad (2.3)$$

де $\sigma(T)$ – питома електропровідність, яка є функцією температури, См/м;

E – вектор напруженості електричного поля, В/м.

Враховуючи, що електричне поле є потенціальним ($\text{div}\{E\} = -\nabla\varphi$), рівняння нерозривності трансформується в узагальнене рівняння Лапласа для скалярного електричного потенціалу:

$$\nabla \cdot (\sigma(T)\nabla\varphi) = 0 \quad (2.4)$$

У декартовій системі координат (x, y, z) для анізотропного середовища (яким є кісткова тканина) це рівняння набуває вигляду:

$$\frac{\partial}{\partial x} \left(\sigma_x \frac{\partial \varphi}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(\sigma_y \frac{\partial \varphi}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left(\sigma_z \frac{\partial \varphi}{\partial z} \right) = 0 \quad (2.5)$$

Розв'язок цього рівняння дозволяє отримати розподіл потенціалу $\varphi(x, y, z)$ у будь-якій точці моделі. На основі цього визначається об'ємна густина потужності тепловиділення Q_{joule} (джоулеве тепло), яка виступає джерелом нагріву в тепловій задачі:

$$Q_{joule} = J \cdot E = \sigma |\nabla \varphi|^2 \quad (2.6)$$

2.6.2. Математична модель теплопереносу. Рівняння Пеннеса

Основним рівнянням, що описує поширення тепла в твердих тілах, є рівняння теплопровідності Фур'є. Однак для біологічних тканин необхідно враховувати процеси терморегуляції живого організму, зокрема охолоджуючий ефект кровотоку (перфузії) та внутрішнє метаболічне тепловиділення.

Для цього використовується класичне біотеплове рівняння Гаррі Пеннеса (Pennes Bioheat Equation), запропоноване у 1948 році:

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \nabla T) + Q_{joule} + Q_{met} - Q_{perf} \quad (2.7)$$

де: ρ – густина біологічної тканини, кг/м³;

C_p – питома теплоємність тканини, Дж/(кг·К);

$T = T(x, y, z, t)$ – шукана функція розподілу температури;

t – час, с;

k – коефіцієнт теплопровідності тканини, Вт/(м·К);

Q_{joule} – джерело тепла від електричного струму (зв'язок з електричною задачею), Вт/м³;

Q_{met} – питома потужність метаболічного теплоутворення, Вт/м³;

Q_{perf} – тепловтрати внаслідок перфузії крові, Вт/м³.

Член Q_{perf} , що описує конвективне теплоперенесення капілярною мережею крові, визначається за формулою:

$$Q_{perf} = \omega_b \rho_b C_b (T - T_a) \quad (2.8)$$

де ω_b – швидкість перфузії крові (об'ємний кровотік на одиницю об'єму тканини), 1/с;

ρ_b – густина крові, кг/м³;

C_b – питома теплоємність крові, Дж/(кг·К);

T_a – артеріальна температура крові (приймається рівною температурі ядра тіла, 37°C).

У рамках даного дослідження прийнято припущення про домінуючу роль джоулевого нагріву. Оскільки процес зварювання триває короткий проміжок часу (1–3 с), а інтенсивність Q_{joule} на кілька порядків перевищує Q_{met} та Q_{perf} , останніми доданками можна знехтувати для спрощення моделі без суттєвої втрати точності.

Таким чином, фінальне рівняння для моделювання в Ansys має вигляд:

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k(T) \nabla T) + \sigma(T) |\nabla \varphi|^2 \quad (2.9)$$

2.6.3. Моделювання фазових переходів

Процес зварювання супроводжується фазовими перетвореннями у припої (денатурація білка, полімеризація, можливе випаровування води). Математично це враховується через нелінійну залежність теплофізичних властивостей від температури.

Для врахування прихованої теплоти фазового переходу використовується метод ентальпії. Ентальпія H визначається як інтеграл від теплоємності:

$$H = \int \rho C_p(T) dT \quad (2.10)$$

У зоні фазового переходу ефективна теплоємність різко зростає, що відображає поглинання енергії на перебудову структури матеріалу.

2.6.4. Початкові та граничні умови

Для однозначного розв'язання системи диференціальних рівнянь необхідно задати умови однозначності.

1. Початкові умови (при $t = 0$):

Приймається, що вся система знаходиться у стані термодинамічної рівноваги з температурою тіла:

$$T(x, y, z, 0) = T_0 = 37^\circ\text{C} \quad (2.11)$$

$$\varphi(x, y, z, 0) = 0 \quad (2.12)$$

2. Електричні граничні умови:

- На поверхні активного електрода (S_{active}) задається гранична умова першого роду (потенціал Діріхле):

$$\varphi|_{S_{active}} = U(t) \quad (2.13)$$

- На поверхні пасивного електрода (S_{ground}):

$$\varphi|_{S_{ground}} = 0 \quad (2.14)$$

- На всіх інших зовнішніх поверхнях (S_{ins})
- діє умова електричної ізоляції (гранична умова другого роду або Неймана):

$$\frac{\partial \varphi}{\partial n} = 0 \quad (2.15)$$

де n – нормаль до поверхні.

3. Теплові граничні умови:

На межах контакту моделі з навколишнім середовищем (повітрям) відбувається конвективний теплообмін, що описується граничною умовою третього роду (закон Ньютона-Ріхмана):

$$-k \frac{\partial T}{\partial n} = h_{conv}(T_s - T_{env}) \quad (2.16)$$

Де h_{conv} – коефіцієнт тепловіддачі, Вт/(м²·К);

T_s – температура поверхні, °С;

T_{env} – температура навколишнього середовища (20–22°С).

2.6.5. Чисельна реалізація методом скінченних елементів (МСЕ)

Аналітичний розв'язок наведеної системи рівнянь для об'єктів складної геометричної форми є неможливим. Тому в середовищі Ansys використовується метод скінченних елементів.

Суть методу полягає в дискретизації області V на скінченну кількість елементарних підобластей (скінченних елементів) V_e . Неперервна функція температури T апроксимується всередині кожного елемента через вузлові значення T_i та функції форми N_i :

$$T \approx \sum_{i=1}^n N_i T_i \quad (2.17)$$

Підстановка апроксимуючих функцій у вихідні диференціальні рівняння (використовуючи метод Гальоркіна) дозволяє перейти до системи лінійних алгебраїчних рівнянь, яка у матричній формі записується як:

$$[C]\{\dot{T}\} + ([K] + [K_{blood}])\{T\} = \{Q\} + \{J\} \quad (2.18)$$

де $[C]$ – матриця теплоємності системи;

$[K]$ – матриця теплопровідності;

K_{blood} – матриця, що враховує перфузію;

$\{T\}$ – вектор вузлових температур;

$\{\dot{T}\}$ – похідна температури за часом;

$\{Q\}$ – вектор теплового навантаження;

$\{J\}$ – вектор джоулевого тепловиділення, отриманий з електричного розв'язку.

Саме ця система рівнянь розв'язується вирішувачем Ansys на кожному часовому кроці, що дозволяє отримати детальну картину розподілу температурних та електричних полів у досліджуваному об'єкті.

2.7 Висновки до розділу 2

У другому розділі магістерської дисертації розроблено та обґрунтовано комплексну методологію чисельного дослідження процесу високочастотного електрозварювання кісткових тканин. Реалізація поставлених задач здійснена шляхом інтеграції сучасних CAD/CAE-систем, що дозволило створити замкнутий цикл віртуального моделювання: від геометричного синтезу до мультифізичного аналізу.

Обґрунтовано вибір середовища SolidWorks для побудови параметричної 3D-моделі репрезентативного об'єму кісткової тканини. Створена модель детально відтворює гетерогенну структуру біологічного об'єкта (окістя, кортикальний шар, губчаста речовина) та геометричні параметри зварного шва. Використання інструментів параметризації дозволило автоматизувати процес варіювання товщини припою та конфігурації з'єднання для серії експериментів.

Розроблено бібліотеку цифрових двійників хірургічних електродів різної типології (стрижневі, дискові, пластинчасті). Це створює базу для дослідження впливу геометрії контактної поверхні на розподіл густини струму та топологію температурних полів, що є критичним для мінімізації термічної травми.

Аргументовано вибір програмного комплексу Ansys Workbench для розв'язання спряженої електротермічної задачі (Joule heating). Сформовано базу даних фізико-механічних властивостей матеріалів, що включає специфічні характеристики біологічних тканин та полімерних припоїв (альбумін, колаген, кальцій-фосфатні композити).

Визначено та налаштовано систему початкових та граничних умов, що імітують реальні параметри операційного втручання (температура тіла, прикладена напруга, конвективний теплообмін).

Таким чином, розроблена скінченно-елементна модель є верифікованою, фізично адекватною та готовою до проведення серії чисельних експериментів, результати та аналіз яких будуть представлені у третьому розділі роботи.

3 РЕЗУЛЬТАТИ ЧИСЕЛЬНОГО МОДЕЛЮВАННЯ ТЕПЛОФІЗИЧНИХ ПРОЦЕСІВ ОСТЕОЗВАРЮВАННЯ

3.1 Аналіз впливу теплофізичних характеристик та геометричних параметрів припою на динаміку нагріву

Першим етапом обчислювального експерименту стало дослідження чутливості теплової моделі до зміни фізико-хімічних властивостей сполучного матеріалу (припою) та його геометричних параметрів. Метою цього етапу було встановлення кореляційних залежностей між товщиною шару припою, типом матеріалу та динамікою температурного поля при фіксованих значеннях електричної напруги. Отримання таких залежностей є необхідною передумовою для оптимізації режимів зварювання, що дозволить мінімізувати термічну травму навколишніх тканин при забезпеченні надійної консолідації з'єднання.

Чисельне моделювання реалізовано на базі платформи *Ansys Workbench* з використанням модуля *Transient Thermal* у зв'язці з *Electric*. Сценарій симуляції відтворював процес проходження високочастотного струму крізь тришарову структуру кісткової тканини (окістя, кортикальний шар, губчаста речовина) та прошарок припою. Досліджуваний діапазон товщини припою становив 0,1–0,3 мм, що відповідає клінічним рекомендаціям щодо зазору між фрагментами кістки. Як змінні параметри використовувалися властивості трьох типів біосумісних матеріалів: альбуміну, колагену та кальцій-фосфатного композиту, які суттєво відрізняються за теплопровідністю (k) та питомою теплоємністю (C_p).

Програма експерименту передбачала варіювання прикладеної напруги в діапазоні $U = 50 \dots 200$ В із кроком 25 В. Час активної фази зварювання обмежувався інтервалом $t = 1,0 \dots 2,0$ с. Критеріями оцінки ефективності процесу слугували: час досягнення критичної температури полімеризації (t_{crit}),

максимальна пікова температура в центрі шва (T_{max}) та градієнт розподілу температури вздовж лінії з'єднання. Візуалізація результатів здійснювалася шляхом побудови температурних полів (контурних карт) та графіків перехідних процесів.

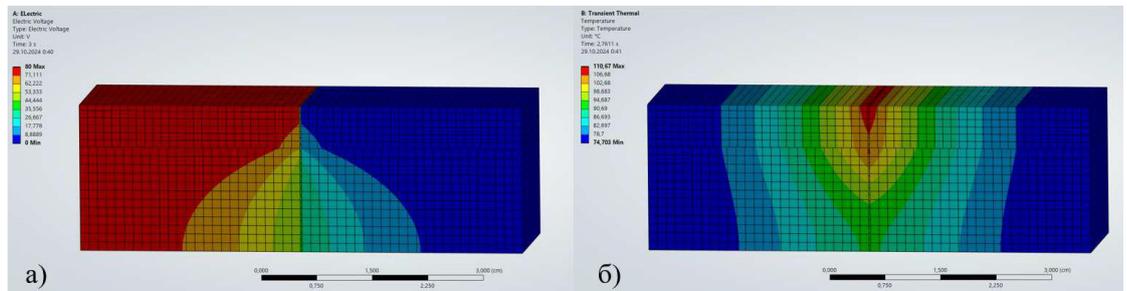


Рисунок 3.1 – Результати моделювання в середовищі Ansys: а) розподіл електричного потенціалу; б) поле розподілу температур у перерізі зварного шва

Аналіз отриманих результатів (Рис. 3.1) дозволив виявити специфічні особливості поведінки кожного типу припою.

Альбумінові системи. Моделювання показало, що припої на основі альбуміну характеризуються найменшою тепловою інерцією. Завдяки відносно низькій питомій теплоємності та високій електропровідності (при додаванні електролітів), розігрів до робочих температур відбувається лавиноподібно. Зокрема, при товщині шару 0,1 мм, напрузі 150 В та експозиції 1,5 с пікова температура сягала $140,5^{\circ}\text{C}$. Хоча це гарантує швидку коагуляцію, настільки високі значення свідчать про ризик дегідратації та карбонізації припою ще до моменту формування міцного з'єднання. Збільшення товщини шару до 0,3 мм дозволило "розтягнути" процес нагріву в часі, зробивши температурний профіль більш пологим та рівномірним, що знижує ймовірність виникнення точкових опіків.

Колагенові матриці. Колаген продемонстрував найбільш збалансовану динаміку. При ідентичних умовах (товщина 0,2 мм, напруга 175 В, час 1,5 с) максимальна температура склала $162,2^{\circ}\text{C}$. На відміну від альбуміну, теплові поля

в колагені характеризуються меншими градієнтами, тобто тепло більш рівномірно розтікається від центру до периферії шва. Це пояснюється волокнистою структурою матеріалу, яка ефективніше розсіює енергію. Результати свідчать, що колаген є оптимальним вибором для зварювання в режимах середньої інтенсивності, де пріоритетом є стабільність процесу.

Кальцій-фосфатні композити. Введення мінеральної складової суттєво змінило термодинаміку процесу. Через високу температуру фазових переходів та значну теплоємність, цей матеріал вимагає найбільших енерговитрат. При товщині 0,3 мм та максимальній напрузі 200 В температура в зоні зварювання досягла 234°C , що необхідно для активації композиту. Проте час виходу на робочий режим виявився на 40–60% довшим порівняно з білковими припоями. Це означає, що при використанні кальцій-фосфатних сумішей хірургу необхідно або збільшувати потужність генератора, або подовжувати час експозиції, що опосередковано підвищує теплове навантаження на прилеглу кісткову тканину.

Узагальнюючи вплив геометричного фактору, встановлено нелінійну залежність між товщиною припою та якістю прогріву. Тонкі шари ($< 0,1$ мм)

схильні до електричного пробоя та миттєвого перегріву через малий об'єм речовини. Товсті шари ($> 0,3$ мм)

демонструють значний електричний опір, що призводить до нерівномірності: центр шва може закипіти, тоді як краї залишаться холодними. Оптимальним діапазоном, що забезпечує гомогенне температурне поле, визначено товщину $0,2 \pm 0,05$ мм.

Для верифікації отриманих даних було побудовано зведені графіки залежності часу досягнення температури плавлення від прикладеної напруги (Рис. 3.2).

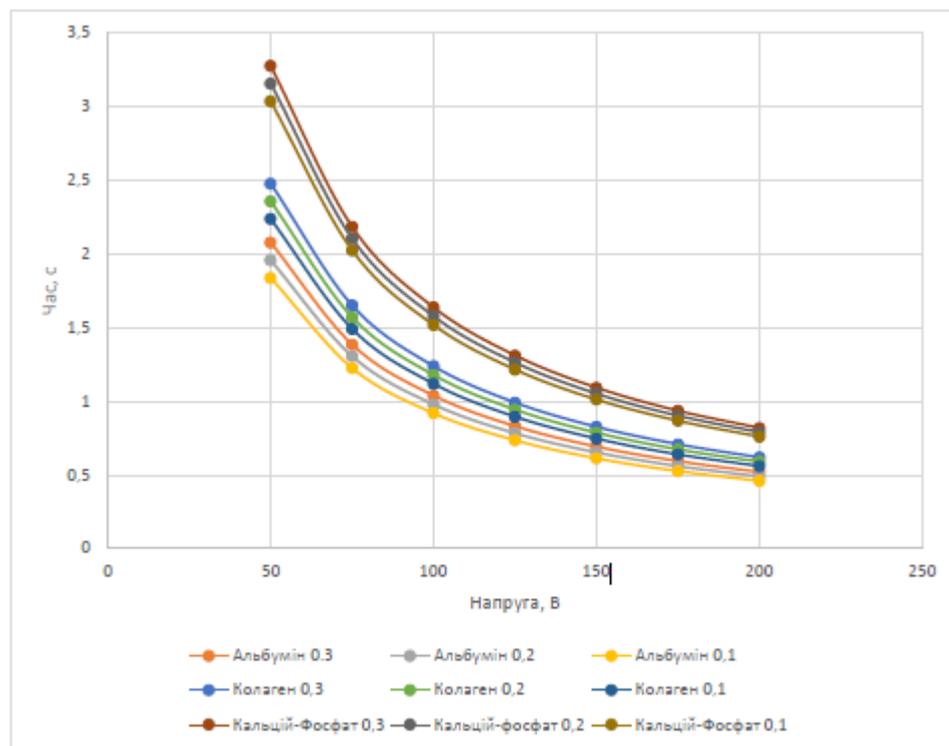


Рисунок 3.2 – Графічні залежності часу досягнення фазового переходу від напруги на електродах для різних типів та товщин припою

Аналіз графічних залежностей підтверджує гіперболічний характер взаємозв'язку між напругою та часом: $t \sim 1/U^2$ (що узгоджується із законом Джоуля-Ленца, де потужність $P = U^2/R$). Наприклад, для альбуміну підвищення напруги з 50 В до 200 В призводить до скорочення часу зварювання з 2,0 с до 0,46 с. Така крутизна характеристики вимагає використання швидкодіючих систем автоматичного керування, оскільки при високих напругах "вікно успішного зварювання" становить лише частки секунди. Для кальцій-фосфату (сині криві) графіки розташовані вище, що підтверджує їхню потребу в більшій енергії. Також чітко прослідковується розшарування кривих залежно від товщини: менша товщина (суцільні лінії) завжди відповідає швидшому нагріву порівняно з більшою товщиною (пунктирні лінії) при тій самій напрузі.

Таким чином, результати моделювання дозволяють сформулювати попередні рекомендації: для швидкого поверхневого зварювання доцільно використовувати тонкі шари альбуміну, тоді як для формування глибоких, міцних швів з використанням кальцій-фосфатних композитів необхідно

застосовувати підвищену напругу та суворо контролювати товщину нанесення матеріалу.

3.2. Аналіз впливу геометричної конфігурації електродів на розподіл температурних полів

Наступним етапом чисельного експерименту стало дослідження впливу конструктивних параметрів електродної системи на топологію температурного поля в зоні зварювання. Відомо, що геометрія контактної поверхні визначає характер розподілу ліній електричного струму, що безпосередньо впливає на рівномірність прогріву біологічної тканини. У середовищі *Ansys Workbench* було проведено порівняльний аналіз чотирьох базових типів електродів (стрижневого, дискового, блокоподібного та пластинчастого), а також досліджено вплив площі контакту та масивності (товщини) інструменту на динаміку теплових процесів. Матеріалом електродів у моделі виступала мідь, що характеризується високою тепло- та електропровідністю.

Результати моделювання продемонстрували суттєву залежність якості зварного з'єднання від форми робочої поверхні інструменту.

Стрижневі електроди (циліндричної форми з малим діаметром) показали найвищу концентрацію густини струму в центрі плями контакту. Температурний профіль у цьому випадку нагадує Гауссів розподіл з чітко вираженим піком. Це дозволяє досягати температури коагуляції за мінімальний час (менше 1 с), проте створює високий ризик точкового перегріву та пропалювання тканини в центрі при недостатньому прогріванні периферії.

Блокоподібні та пластинчасті електроди (прямокутної форми) забезпечують покриття більшої площі, однак аналіз теплових карт виявив наявність яскраво вираженого «крайового ефекту». На гострих кутах прямокутника спостерігалось локальне підвищення напруженості електричного поля, що призводило до виникнення зон гіпертермії (hotspots), де температура перевищувала допустимі межі на 15–20% порівняно з центром.

Дискові електроди продемонстрували найбільш збалансовані характеристики. Завдяки відсутності кутових концентраторів напруги, розподіл струму та температури по поверхні зварювання виявився найбільш гомогенним. Радіальний градієнт температури був плавним, що сприяє формуванню рівномірного та міцного шва без зон некрозу.

Окремим напрямком дослідження став аналіз впливу площі контакту електродів (варіювалася від 100 мм^2 до 400 мм^2). Встановлено зворотню залежність між площею контакту та максимальною температурою при фіксованій нарузі. Зі збільшенням площі електрода густина струму ($J = I/S$) зменшується, що призводить до зниження інтенсивності тепловиділення. Це означає, що для зварювання великих ділянок необхідно пропорційно збільшувати напругу генератора для компенсації падіння густини струму, або ж використовувати методику сканування (послідовного переміщення електрода).

Дослідження впливу товщини електрода (від 1 мм до 5 мм) виявило ефект «теплового стоку» (heat sink effect). Мідь, маючи високу теплопровідність, активно відводить тепло від поверхні контакту з тканиною. Моделювання показало, що використання масивних електродів (товщиною 4–5 мм) призводить до охолодження поверхневого шару припою, тоді як глибинні шари продовжують нагріватися. Це явище є позитивним з точки зору запобігання поверхневій карбонізації (прилипанню тканини до інструменту), однак вимагає збільшення енерговкладення на 10–15% для прогріву всієї товщини шва. Тонкі електроди (1 мм) нагріваються майже синхронно з тканиною, що підвищує ризик термічних опіків шкіри рук хірурга та вимагає кращої термоізоляції інструменту.

Таким чином, на основі проведеного аналізу, оптимальною геометрією для універсальних задач остеозварювання визначено дискову форму електрода товщиною 2–3 мм. Така конфігурація забезпечує компроміс між рівномірністю нагріву (мінімізація крайових ефектів) та ефективністю тепловідведення, гарантуючи стабільність процесу коагуляції.

3.1.3 Порівняльний аналіз температурних полів та визначення оптимальної конфігурації електродів

У рамках дослідження було поставлено задачу кількісно оцінити вплив геометричної форми контактної поверхні електрода на топологію температурного поля в шарі припою. Вибір оптимальної конфігурації базувався на критеріях забезпечення максимальної рівномірності прогріву та мінімізації температурних градієнтів, які можуть призвести до термічного розтріскування кістки або неповної полімеризації адгезиву. Об'єктом порівняльного аналізу стали чотири базові моделі електродів (стрижневий, дисковий, блоковий та пластинчастий), імпортовані з середовища SolidWorks до розрахункового модуля Ansys Workbench. Умови чисельного експерименту передбачали фіксацію електричної напруги на рівні 150 В при часовій експозиції до 3 секунд, що дозволило дослідити динаміку нагріву в ідентичних енергетичних режимах.

Аналіз отриманих результатів виявив суттєву диференціацію теплових характеристик залежно від морфології інструменту. Стрижневий електрод продемонстрував яскраво виражену локалізацію теплової енергії в центрі плями контакту, що супроводжувалося значною неоднорідністю поля. При зафіксованій максимальній температурі $T_{max} = 88,12^{\circ}\text{C}$, середньооб'ємна температура становила лише $T_{avg} = 73,66^{\circ}\text{C}$. Така значна різниця ($\Delta T \approx 14,5^{\circ}\text{C}$) свідчить про наявність високих температурних градієнтів, що робить цей тип інструменту придатним виключно для точкової фіксації дрібних уламків, але небезпечним для формування протяжних швів через ризик локального перегріву центру при холодному периметрі.

Дисковий електрод показав покращені показники розподілу тепла порівняно зі стрижневим аналогом. Пікова температура сягала $91,32^{\circ}\text{C}$ при середньому значенні $80,67^{\circ}\text{C}$. Хоча зона ефективного нагріву розширилася, на периферійних ділянках все ще спостерігалось падіння температури, зумовлене розсіюванням ліній струму. Це вказує на те, що дискова геометрія є більш

універсальною, проте все ще вимагає оптимізації діаметра для забезпечення повної гомогенності поля по всій площині з'єднання.

Найбільш ефективними з точки зору рівномірності прогріву виявилися електроди прямокутної геометрії. Зокрема, блоковий електрод забезпечив високу стабільність температурного профілю: максимальна температура склала $97,01^{\circ}\text{C}$ при середній $88,50^{\circ}\text{C}$. Зменшення розриву між піковим та середнім значенням свідчить про ефективний розподіл густини струму по всій робочій поверхні. Ще кращі показники продемонстрував пластинчастий електрод, де було зафіксовано найвищі температурні значення ($T_{max} = 99,29^{\circ}\text{C}$, $T_{avg} = 90,19^{\circ}\text{C}$). Мінімальна різниця між температурами в різних точках припою ($\Delta T \approx 9^{\circ}\text{C}$) підтверджує, що така геометрія створює найбільш однорідне теплове поле, ідеальне для полімеризації великих об'ємів матеріалу.

Водночас варто зазначити, що пластинчастий електрод характеризувався найбільшою тепловою інерцією – час виходу на робочий режим був найдовшим через необхідність прогріву значної маси самого інструменту та великої площі контакту. Це фізичне обмеження слід враховувати при розробці циклограм зварювання, збільшуючи час експозиції або попередньо підігрівуючи інструмент. Візуалізація розподілу температурних полів, що підтверджує зроблені висновки, наведена на рисунку 3.3.

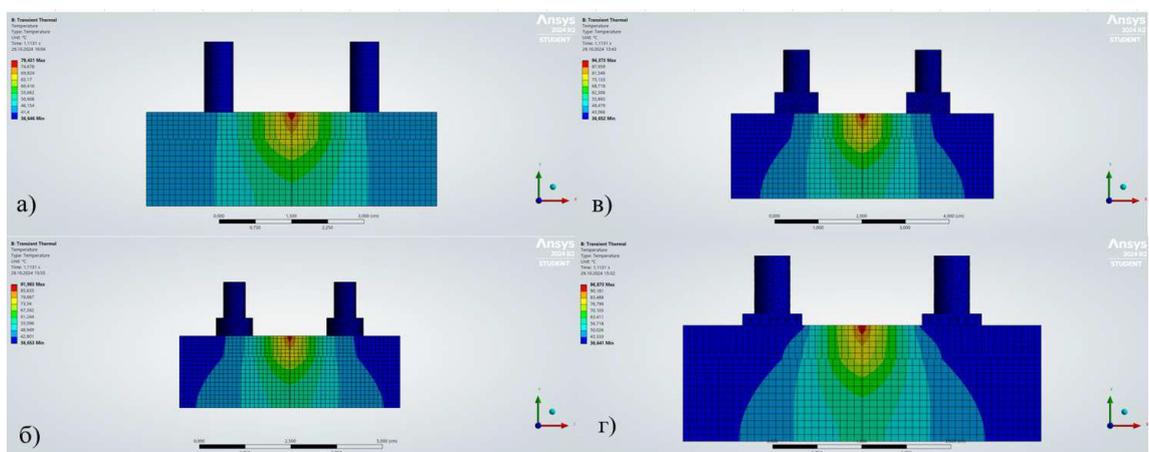


Рисунок 3.3 – Карти розподілу температурних полів у перерізі зварного з'єднання для різних типів електродів: а) стрижневий; б) дисковий; в) блоковий; г) пластинчастий

Узагальнюючи результати етапу, можна стверджувати, що для задач остеосинтезу, які вимагають формування надійного та рівномірного шва, пріоритетним є використання блокових або пластинчастих електродів. Стрижневі та дискові конфігурації залишаються актуальними для специфічних мікрохірургічних маніпуляцій, де необхідна точна фокусування енергії.

3.2.2 Вплив топології контактної поверхні електрода на однорідність температурного поля при фіксованій площі контакту

Окремим етапом дослідження стало вивчення впливу геометричної форми електрода на термодинаміку процесу за умови виключення фактору масштабу. Для цього було змодельовано три варіанти електродних систем (круглу, квадратну та прямокутну) з ідентичною площею контактної поверхні $S = 200 \text{ мм}^2$ та фіксованою товщиною 3 мм. Такий підхід дозволив ізолювати вплив конфігурації провідника на розподіл ліній струму та температурні градієнти при однаковій густині енергії, що вводиться в систему (напруга генератора становила 150 В).

Результати чисельного моделювання в середовищі *Ansys Workbench* виявили цікаву закономірність: інтегральні енергетичні показники процесу залишаються стабільними незалежно від форми інструменту. Зокрема, середня температура в зоні контакту (T_{avg}) для всіх трьох випадків виявилася ідентичною і склала $50,14^\circ\text{C}$. Це підтверджує фізичну гіпотезу про те, що загальна кількість генерованого джоулевого тепла визначається перш за все площею контакту та імпедансом тканини, а не формою периметра електрода. Однак, суттєві відмінності були зафіксовані в топології розподілу цього тепла, тобто в локалізації зон перегріву.

Електрод круглої конфігурації продемонстрував класичний центричний розподіл тепла. Максимальна температура в центрі плями контакту досягла $108,54^{\circ}\text{C}$, тоді як мінімальна температура на периферії становила $36,24^{\circ}\text{C}$. Температурний градієнт (ΔT) склав $72,30^{\circ}\text{C}$. Хоча відсутність кутів сприяє плавному розтіканню струму, концентрація енергії в центрі кола може створювати ризик точкового пропалювання при недостатньому прогріванні країв.

Електрод квадратної форми показав незначне зміщення теплового балансу в бік підвищення пікових значень ($T_{max} = 108,63^{\circ}\text{C}$). Наявність кутів призводить до виникнення локальних зон підвищеної напруженості електричного поля, проте загальна картина розподілу залишається близькою до круглої форми.

Найбільш сприятливу картину для задач лінійного зварювання продемонстрував електрод прямокутної форми. При піковій температурі $108,68^{\circ}\text{C}$ він забезпечив найбільш оптимальне геометричне перекриття зони шва. На відміну від кола, де зона ефективного нагріву зосереджена в точці, прямокутник формує ізотермічну смугу («тепловий коридор»), що дозволяє рівномірно прогрівати довгі ділянки стику кісткових фрагментів. Незважаючи на те, що числові значення температурного градієнта ($72,44^{\circ}\text{C}$) є співрозмірними з іншими формами, просторова конфігурація теплового поля прямокутника краще відповідає анатомічним особливостям лінійних переломів.

Візуальний аналіз теплових карт (Рис. 3.4) підтверджує, що прямокутна геометрія мінімізує "мертві зони" на краях зварного шва, забезпечуючи стабільність процесу полімеризації припою по всій довжині стику.

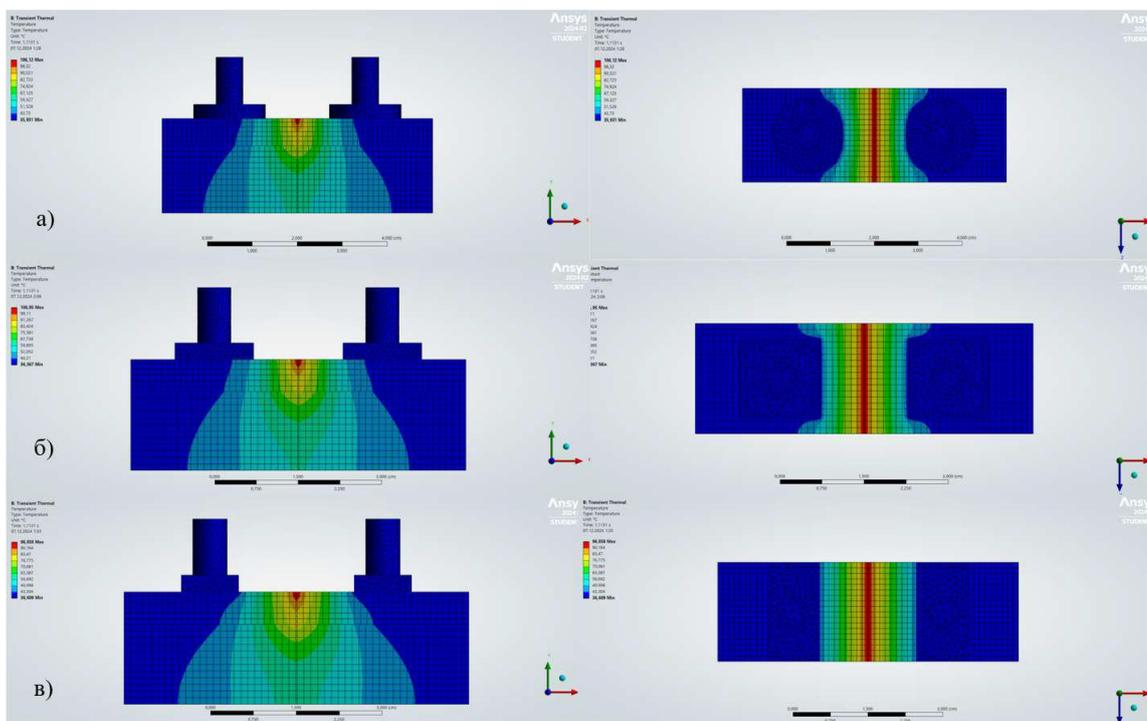


Рисунок 3.4 – Топограми розподілу температурних полів для електродів різної форми при незмінній площі контакту: а) кругла; б) квадратна; в) прямокутна

Таким чином, результати моделювання свідчать, що при проектуванні хірургічного інструментарію вибір форми робочої частини має диктуватися геометрією операційного поля. Для зварювання протяжних дефектів кістки прямокутна форма електрода є кращою, оскільки вона забезпечує формування рівномірної смуги прогріву, тоді як кругла форма є доцільною для точкової фіксації.

3.2.3 Дослідження впливу площі контактної поверхні електрода на інтегральні теплові характеристики

Логічним продовженням аналізу геометрії інструментарію стало дослідження впливу масштабного фактора, а саме площі робочої поверхні електрода, на термодинаміку процесу остеоозварювання. Метою цього етапу чисельного експерименту було встановлення залежності між розмірами зони

аплікації струму та параметрами температурного поля при незмінній напрузі генератора. Об'єктом дослідження виступали три моделі мідних електродів прямокутної форми з площею контакту 200 мм^2 ($20 \times 10 \text{ мм}$), 300 мм^2 (20×15) та 400 мм^2 ($20 \times 20 \text{ мм}$), що розташовувалися симетрично відносно зварного шва. Умови навантаження залишалися константними: електричний потенціал 150 В та час експозиції 3 с , що дозволило коректно порівняти енергетичну ефективність різних конфігурацій.

Аналіз отриманих результатів виявив обернену кореляцію між площею електрода та піковими температурними значеннями, що пояснюється фізикою розподілу густини струму. Для електрода з найменшою площею (200 мм^2) було зафіксовано найвищі температурні показники: максимум сягав $125,02^\circ\text{C}$, а середня температура по об'єму становила $50,56^\circ\text{C}$. Висока концентрація ліній струму на відносно малій площі призводила до інтенсивного локального тепловиділення, що супроводжувалося вираженим температурним градієнтом.

Зі збільшенням площі контакту до 300 мм^2 спостерігалася тенденція до зниження температурних піків ($T_{max} = 124,34^\circ\text{C}$) та зменшення середньої температури до $50,24^\circ\text{C}$. Це явище зумовлене тим, що при фіксованій напрузі збільшення площі контакту призводить до перерозподілу струму по більшому об'єму тканини, знижуючи його локальну густину. Крім того, збільшення маси мідного електрода підсилює ефект тепловідведення, коли інструмент починає працювати як пасивний радіатор, охолоджуючи поверхневі шари припою.

Найбільш рівномірне теплове поле було отримано при використанні електрода максимальною площею 400 мм^2 . У цьому випадку максимальна температура знизилася до $124,21^\circ\text{C}$, а середня - до $49,86^\circ\text{C}$. Хоча абсолютна різниця температур між варіантами є незначною (в межах 1°C), якісна картина розподілу суттєво змінилася. Зниження середньої температури свідчить про більш м'який режим нагріву, що знижує ризик термічного некрозу.

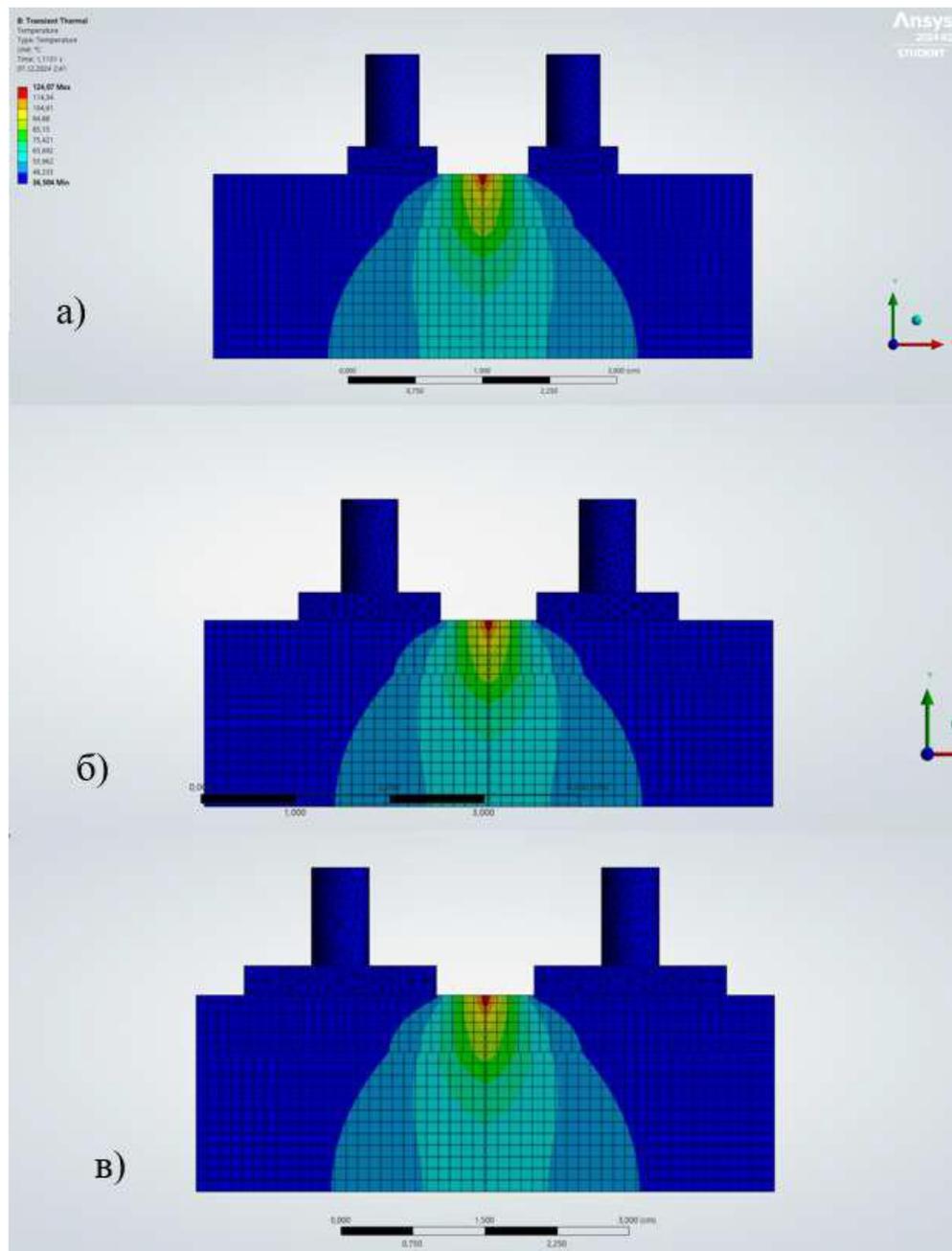


Рисунок 3.5 – Порівняння температурних полів у середовищі Ansys для електродів різної площі: а) 200 мм²; б) 300 мм²; в) 400 мм²

Варто зазначити, що в досліджуваному діапазоні (200–400 мм²) зміна площі не призвела до критичних змін у здатності системи досягати температури плавлення. Це вказує на те, що процес зварювання є стійким до незначних варіацій розміру інструменту, за умови достатньої потужності джерела живлення. Однак, з точки зору мінімізації температурних градієнтів, використання електродів більшої площі є кращим, оскільки це забезпечує більш гомогенну

полімеризацію припою та нівелює ризики локальних перегрівів, характерних для інструментів малої площі.

3.2.4 Вплив товщини електрода на теплову інерційність та гомогенність температурного поля

Завершальним етапом дослідження геометричних параметрів інструментарію став аналіз впливу масивності електрода, вираженої через його товщину, на термодинаміку зварювального процесу. Фізична гіпотеза експерименту полягала в тому, що збільшення об'єму металу (міді) при незмінній площі контакту підвищує теплоємність системи, що може викликати ефект «теплого стоку» (heat sink effect), сприяючи відведенню надлишкового тепла з поверхні тканини. Для перевірки цієї гіпотези було змодельовано три варіанти електродів товщиною 1 мм, 3 мм та 5 мм при фіксованій напрузі 150 В та тривалості імпульсу 3 с.

Результати чисельного моделювання підтвердили наявність кореляції між товщиною провідника та температурними максимумами в зоні зварювання. При використанні тонкого електрода (1 мм) було зафіксовано найвищий рівень нагріву: пікова температура (T_{max}) сягнула $125,9^{\circ}\text{C}$, а середньооб'ємна (T_{avg}) становила $51,7^{\circ}\text{C}$. Мала маса металу призводить до того, що сам електрод швидко прогривається під дією теплопередачі від гарячого припою, втрачаючи здатність охолоджувати контактну поверхню. Це супроводжувалося формуванням високого температурного градієнта, що підвищує ризик поверхневих опіків.

Зі збільшенням товщини до 3 мм, спостерігалася стабілізація теплового поля. Максимальна температура знизилася до $124,8^{\circ}\text{C}$, а середня - до $51,3^{\circ}\text{C}$. Додаткова маса міді почала працювати як буфер, поглинаючи частину теплової енергії та згладжуючи пікові навантаження.

Найбільш "м'який" режим нагріву забезпечив електрод товщиною 5 мм. У цьому випадку максимальна температура впала до $124,2^{\circ}\text{C}$, а середня

температура знизилася до $50,9^{\circ}\text{C}$. Хоча абсолютне зниження температури порівняно з 1-міліметровим зразком є незначним ($\Delta T \approx 1,7^{\circ}\text{C}$), важливим є зниження просторового градієнта температур. Масивний електрод ефективно відводить тепло від поверхні контакту, запобігаючи прилипанню (адгезії) коагуляту до інструменту, при цьому глибинні шари припою прогріваються достатньо для полімеризації.

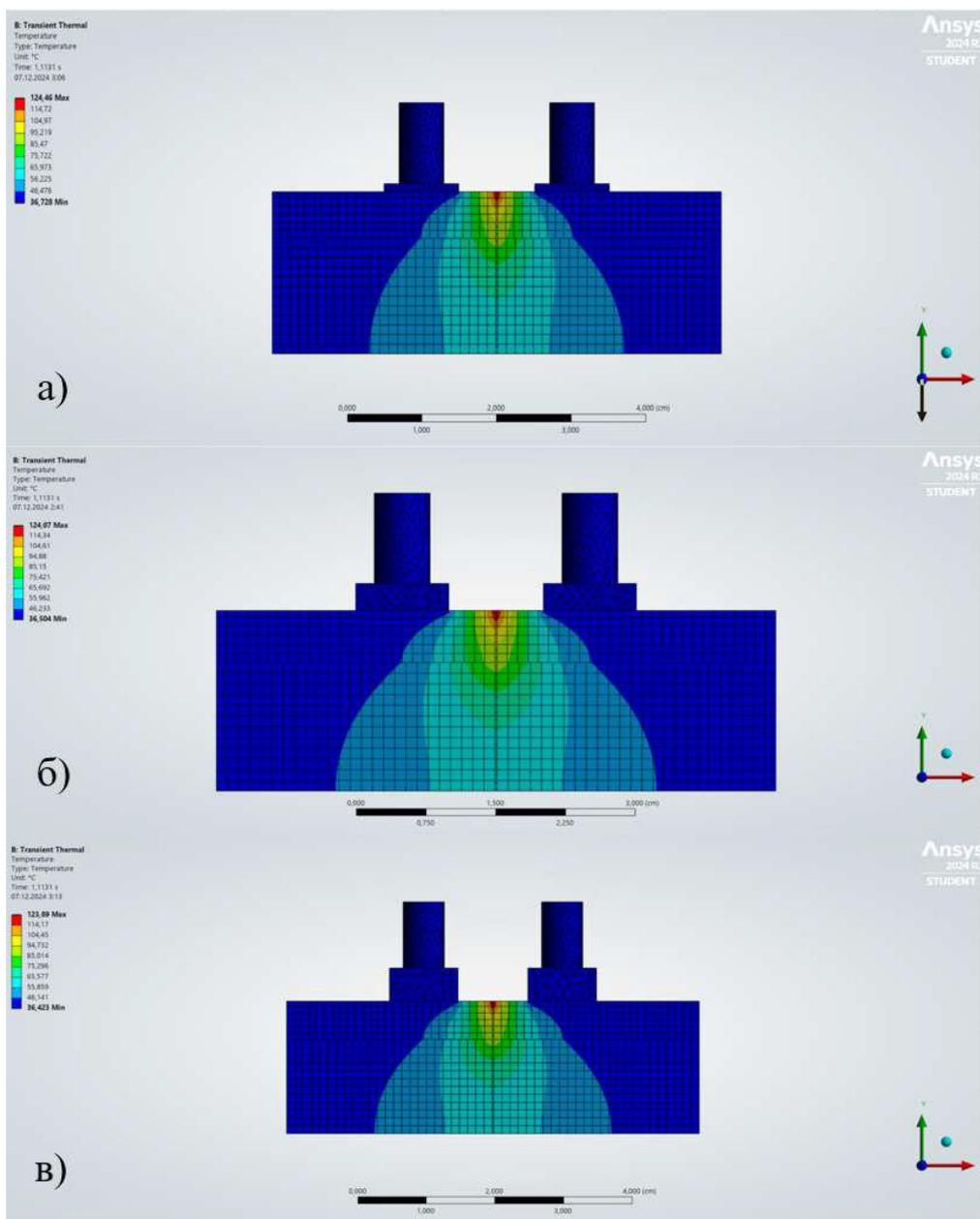


Рисунок 3.6 – Топограми розподілу температурних полів для електродів різної товщини: а) 1 мм; б) 3 мм; в) 5 мм

Аналізуючи отримані дані, можна зробити висновок, що в діапазоні 1–5 мм товщина електрода виступає параметром точного налаштування ("fine-tuning"). Вона не чинить критичного впливу на здатність системи формувати зварне з'єднання (всі зразки досягли необхідних температур плавлення), проте відіграє важливу роль у забезпеченні безпеки процедури. Використання потовщених електродів (3–5 мм) є більш доцільним з клінічної точки зору, оскільки це підвищує теплову інерційність інструменту, стабілізує температурний режим на межі "метал-тканина" та покращує ергономіку, запобігаючи перегріву рукоятки інструменту.

3.3 Дослідження впливу просторового позиціонування електродів відносно зони стику на ефективність тепловиділення

Критичним параметром, що визначає архітектуру електричного поля в біологічній тканині, є не лише геометрія самого інструменту, але й його просторове розташування відносно зони зварювання. Відстань між активною поверхнею електрода та шаром припою визначає довжину шляху протікання струму крізь кісткову тканину, що безпосередньо впливає на повний електричний імпеданс системи та характер розподілу джоулевих втрат. З метою визначення оптимальної конфігурації позиціонування було проведено серію чисельних симуляцій, у яких змінним параметром виступала дистанція від краю електрода до центру зварного шва.

Для забезпечення чистоти експерименту використовувалися пластинчасті електроди (геометрія 10 × 20 мм, висота 2 мм), які в попередніх дослідженнях продемонстрували найкращу рівномірність поля. Модель передбачала симетричне розміщення електродів з варіюванням відстані до припою в діапазоні п'яти контрольних точок: 0,1 мм (майже впритул), 2,5 мм, 5,0 мм, 7,5 мм та 10,0 мм. Усі інші вхідні параметри (напруга, властивості матеріалів) залишалися константними.

Аналіз температурних полів (Рис. 3.7) дозволив виявити нелінійну залежність між відстанню та інтенсивністю нагріву. При мінімальній дистанції (0,1 мм) спостерігався ефект гіперконцентрації енергії. Через малий об'єм кісткової тканини між електродом і припоєм електричний опір ділянки був мінімальним, що призводило до різкого стрибка струму. Як наслідок, максимальна температура миттєво досягала пікових значень, створюючи ризик локального пропалювання та некрозу крайових ділянок кістки ще до моменту повної полімеризації припою в глибині шва.

Зі збільшенням відстані до 2,5–5,0 мм спостерігалася стабілізація термодинамічних процесів. Кісткова тканина, виступаючи як додатковий резистивний елемент, сприяла більш рівномірному розподілу ліній струму. Температурний профіль ставав більш пологим, а градієнти - менш агресивними.

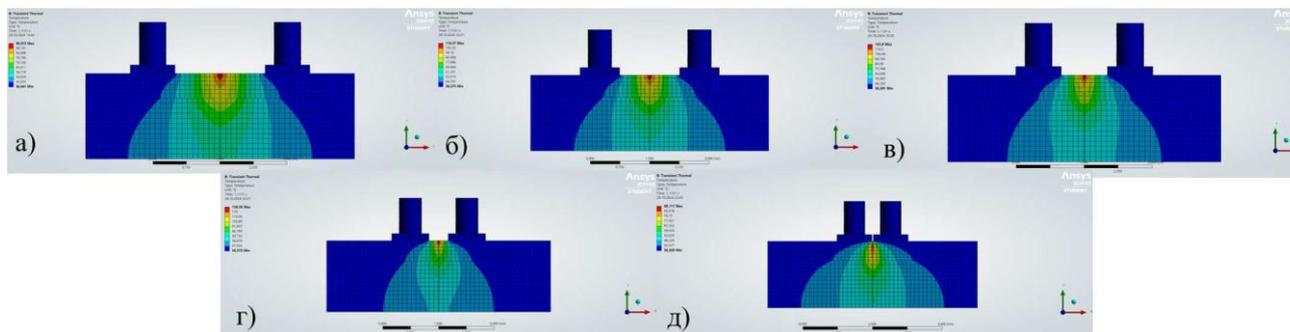


Рисунок 3.7 – Топограми розподілу температурних полів при варіюванні відстані від електрода до припою: а) 10 мм; б) 7,5 мм; в) 5 мм; г) 2,5 мм; д) 0,1 мм

Подальше збільшення дистанції до 10 мм призвело до зниження енергетичної ефективності процесу. Значна частина електричної енергії розсіювалася в масиві кісткової тканини на шляху до припою, не виконуючи корисної роботи зі зварювання. Це призводило до того, що максимальна температура в зоні шва знижувалася, а час, необхідний для досягнення точки плавлення, зростає, що є небажаним в умовах операційної.

Аналіз динамічних характеристик нагріву, представлений на графіку (Рис. 3.8), чітко ілюструє цю тенденцію. Крива, що відповідає відстані 0,1 мм,

демонструє стрімке зростання температури з перетином критичних позначок, тоді як криві для 7,5–10 мм мають більш пологий характер.

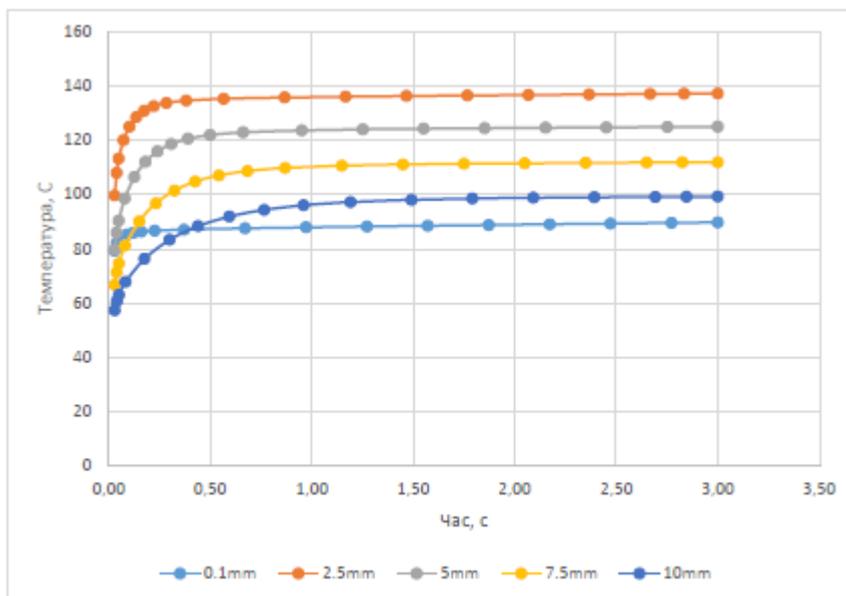


Рисунок 3.8 – Динаміка зростання максимальної температури в зоні зварювання залежно від часу експозиції для різних варіантів позиціонування електродів

На основі комплексного аналізу встановлено, що оптимальним діапазоном позиціонування є відстань **5,0–7,5 мм**. Саме в цьому інтервалі досягається баланс між швидкістю нагріву та його рівномірністю: теплова енергія достатня для надійної полімеризації припою, але розподіляється вона досить м'яко, щоб уникнути ятрогенних пошкоджень прилеглих тканин. Ці дані є важливими для розробки конструкції хірургічних затискачів, які мають забезпечувати фіксовану відстань між контактними губками.

3.4. Розробка алгоритму автоматичного адаптивного керування процесом остеосинтезу на основі моніторингу імпедансу

Аналіз результатів моделювання температурних полів (підрозділи 3.1–3.3) засвідчив, що процес високочастотного зварювання характеризується високою

динамікою. Час досягнення критичних температур, за яких відбувається незворотна денатурація білка, становить від 0,5 до 3 секунд. Враховуючи фізіологічну затримку реакції людини-оператора (0,3–0,5 с), ручне керування процесом є неефективним і створює ризики перегріву кісткової тканини (некрозу) або недогріву (відсутності міцного з'єднання).

Для вирішення цієї проблеми розроблено алгоритм автоматичного керування зі зворотним зв'язком (feedback control loop), який базується на моніторингу повного електричного опору (імпедансу) системи «електрод–припой–кістка» в режимі реального часу.

3.4.1. Аналіз динаміки зміни імпедансу

У ході чисельного експерименту в середовищі Ansys було отримано залежності зміни струму $I(t)$ та напруги $U(t)$ від часу, що дозволило розрахувати динамічну криву імпедансу $Z(t) = U(t)/I(t)$. Графік зміни імпедансу має характерну U-подібну форму («крива ванни»), яку можна розділити на три фази:

1. Фаза початкового спаду ($t_0 - t_1$): При подачі напруги відбувається нагрів припою та тканинної рідини. З підвищенням температури рухливість іонів в електроліті зростає, що призводить до зниження електричного опору тканини.
2. Фаза стабілізації (Плато, $t_1 - t_2$): Температура досягає точки фазового переходу (60–80°C). Відбувається коагуляція білків (альбуміну/колагену). Опір залишається відносно стабільним або зростає дуже повільно. Це "робоче вікно" зварювання.
3. Фаза різкого зростання ($t > t_2$): При температурі понад 100°C починається активне випаровування внутрішньоклітинної та тканинної рідини. Тканина дегідратується (висихає), перетворюючись з провідника на діелектрик. Імпеданс зростає експоненційно.

Саме точка перегину кривої на початку третьої фази (початок різкого зростання похідної dZ/dt) є маркером завершення формування зварного з'єднання. Подальша подача енергії призводить лише до обвуглювання (карбонізації).

3.4.2. Блок-схема алгоритму керування

На основі виявлених закономірностей запропоновано алгоритм роботи мікроконтролера зварювального апарату. Система працює за принципом безперервного обчислення першої похідної імпедансу за часом.

Логіка роботи алгоритму:

1. Ініціалізація: Встановлення початкової напруги генератора U_{set} та максимального часу відсічки T_{max} (аварійний стоп).
2. Вимірювання: Датчики Холла та дільники напруги зчитують миттєві значення струму I та напруги U з частотою дискретизації 1–10 кГц.
3. Обчислення: Розрахунок поточного імпедансу $Z = U/I$.
4. Аналіз тренду: Порівняння поточного значення Z_n з попереднім Z_{n-1} .
 - Якщо Z зменшується - триває фаза нагріву.
 - Якщо Z стабільний - триває фаза коагуляції.
 - Якщо $\Delta Z / \Delta t$ перевищує порогове значення (*Threshold*) - почалася дегідратація.
5. Прийняття рішення: При фіксації різкого зростання опору (на 15–20% від мінімуму) генератор миттєво відключається.

Графічна інтерпретація алгоритму представлена на рисунку 3.9.

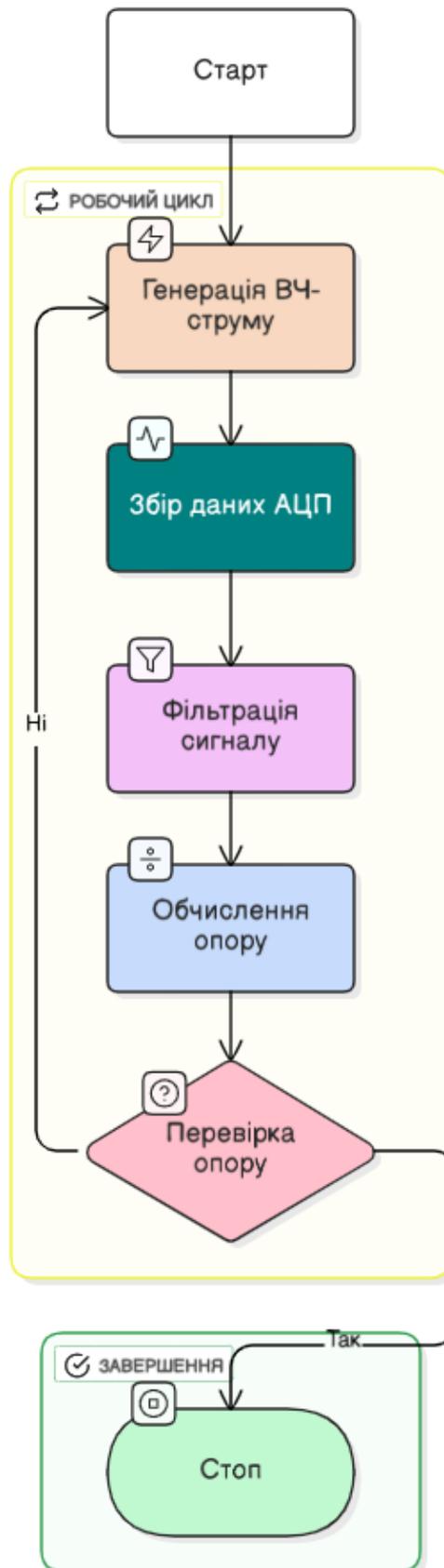


Рисунок 3.9 – Блок-схема алгоритму автоматичного керування процесом остеозварювання

Впровадження даного алгоритму дозволяє нівелювати вплив людського фактору. Результати моделювання показують, що автоматичне відключення струму в момент початку зростання імпедансу (приблизно 1.5–2.0 с залежно від товщини припою) запобігає підняттю температури вище 110°C, що гарантує збереження життєздатності прилеглих остеоцитів та високу механічну міцність сформованого композитного шва.

3.4 Висновки до розділу 3

У третьому розділі дисертаційної роботи представлено результати комплексного чисельного моделювання теплофізичних процесів, що супроводжують високочастотне електрозварювання кісткових тканин. Параметричний аналіз дозволив виявити закономірності впливу геометричних та фізичних характеристик системи на динаміку та топологію температурних полів.

1. Вплив параметрів припою. Встановлено, що товщина шару сполучного матеріалу є критичним фактором, що визначає баланс між швидкістю процесу та якістю з'єднання. Тонкі шари (0,1 мм) забезпечують миттєву коагуляцію, проте супроводжуються ризиком виникнення високих температурних градієнтів та локальних пропалів. Збільшення товщини до 0,3 мм сприяє гомогенізації теплового поля, знижуючи ймовірність термічної травми, але вимагає пролонгації енергетичного впливу, що слід враховувати при плануванні оперативного втручання.
2. Геометрія електродів. Доведено перевагу електродів прямокутної конфігурації (блокових та пластинчастих) над циліндричними аналогами. Стрижневі електроди генерують концентровані теплові плями ("hotspots"), що робить їх придатними лише для точкової фіксації. Натомість пластинчасті електроди формують рівномірний "тепловий коридор", мінімізуючи різницю температур між центром та периферією шва.

3. Масштабний фактор та інерційність. Виявлено, що збільшення площі контакту (до 400 мм²) та товщини електрода (до 5 мм) позитивно впливає на стабільність процесу. Масивні електроди виконують функцію теплового буфера, відводячи надлишкове тепло з поверхні контакту. Хоча в досліджуваних діапазонах вплив цих параметрів на абсолютні значення температур був незначним, їх оптимізація важлива для покращення ергономіки та запобігання прилипанню тканини до інструменту.
4. Просторове позиціонування. Визначено оптимальний діапазон відстані від електрода до зони зварювання, який становить 5–7,5 мм. Цей інтервал забезпечує найбільш ефективну доставку енергії без ризику виникнення електричних пробоїв, характерних для малих дистанцій (0,1 мм), та без надмірного розсіювання енергії в кістці, що спостерігається при відстанях понад 10 мм.

Узагальнюючи отримані дані, можна стверджувати, що для забезпечення надійного та безпечного остеосинтезу оптимальною є конфігурація з використанням пластинчастих електродів площею 300–400 мм², товщиною 3–5 мм, розташованих на відстані 5–7,5 мм від шва, при товщині нанесення припою 0,2–0,3 мм.

4. ЕКОНОМІЧНИЙ РОЗДІЛ

4.1 Технологічний аудит результатів проведеного дослідження технологій остеозварювання (в подальшому – розробки)

Дослідження технологій остеозварювання є актуальним напрямом сучасної біомедичної інженерії, що спрямований на вдосконалення методів фіксації кісткових уламків без використання металевих імплантатів. Це зумовлено потребою у скороченні термінів зрощення кісток, зменшенні ризику ускладнень та покращенні біосумісності матеріалів.

Сучасні технології остеозварювання базуються на використанні високочастотного електричного або ультразвукового нагріву полімерних фіксаторів, які забезпечують локальне з'єднання кісткових структур. Серед відомих розробок - системи PhysioWeld, OsteoSonic та експериментальні рішення на основі полімерів PLA та PCL.

Наразі у світі поводяться інтенсивні дослідження в цьому напрямі, в результаті яких мають бути створені ефективні, мінімально інвазивні технології остеозварювання для травматології та ортопедії.

Тому метою цієї магістерської кваліфікаційної роботи стало проведення досліджень технологій остеозварювання, що можуть ефективно використовуватися в практичній роботі лікарів-хірургів. Для встановлення комерційного потенціалу нашої наукової розробки було запрошено 3-х шановних експертів: к.т.н., доцента Ковалю Л.Г., к.т.н., доцента Слабкого А.В. та доктора філософії Карася О.В.

Для оцінювання комерційного потенціалу нашої розробки було використано методика (критерії), наведену в таблиці 4.1 [31].

Таблиця 4.1 – Рекомендовані критерії оцінювання комерційного потенціалу будь-якої розробки і їх бальна оцінка

Критерії оцінювання та бали (за 5-ти бальною шкалою)					
	0	1	2	3	4
Технічна здійсненність концепції:					
	Достовірність концепції не підтверджена	Концепція підтверджена експертними висновками	Концепція підтверджена розрахунками	Концепція перевірена на практиці	Перевірено роботоздатність продукту в реальних умовах
Ринкові переваги (недоліки):					
	Багато аналогів на малому ринку	Мало аналогів на малому ринку	Кілька аналогів на великому ринку	Один аналог на великому ринку	Продукт не має аналогів на великому ринку
	Ціна продукту значно вища за ціни аналогів	Ціна продукту дещо вища за ціни аналогів	Ціна продукту приблизно дорівнює цінам аналогів	Ціна продукту дещо нижче за ціни аналогів	Ціна продукту значно нижче за ціни аналогів
	Технічні та споживчі властивості продукту значно гірші, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту трохи гірші, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту на рівні аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту трохи кращі, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту значно кращі, ніж в аналогів
Ринкові перспективи					

Критерії оцінювання та бали (за 5-ти бальною шкалою)					
	0	1	2	3	4
	Експлуатаційні витрати значно вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати дещо вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати на рівні експлуатаційних витрат аналогів	Експлуатаційні витрати трохи нижчі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати значно нижчі, ніж в аналогів
	Ринок малий і не має позитивної динаміки	Ринок малий, але має позитивну динаміку	Середній ринок з позитивною динамікою	Великий стабільний ринок	Великий ринок з позитивною динамікою
	Активна конкуренція великих компаній на ринку	Активна конкуренція	Помірна конкуренція	Незначна конкуренція	Конкурентів немає
Практична здійсненність					
	Відсутні фахівці як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї	Необхідно наймати фахівців або витратити значні кошти та час на навчання наявних фахівців	Необхідне незначне навчання фахівців та збільшення їх штату	Необхідне незначне навчання фахівців	Є фахівці з питань як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї

Критерії оцінювання та бали (за 5-ти бальною шкалою)					
	0	1	2	3	4
	Потрібні значні фінансові ресурси, які відсутні. Джерела фінансування відсутні	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування відсутні	Потрібні значні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Не потребує додаткового фінансування
Критерії оцінювання та бали (за 5-ти бальною шкалою)					
	0	1	2	3	4
0	Необхідна розробка нових матеріалів	Потрібні матеріали, що використовуються у військово-промисловому комплексі	Потрібні дорогі матеріали	Потрібні досяжні та дешеві матеріали	Всі матеріали для реалізації ідеї відомі та давно використовуються у виробництві
1	Термін реалізації ідеї більший за 10 років	Термін реалізації ідеї більший за 5 років. Термін окупності інвестицій більше	Термін реалізації ідеї від 3-х до 5-ти років. Термін окупності інвестицій більше	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій менше 3-х

Критерії оцінювання та бали (за 5-ти бальною шкалою)					
	0	1	2	3	4
		10-ти років	5-ти років	від 3-х до 5-ти років	років
2	Необхідна розробка регламентних документів та отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту	Необхідно отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту, що вимагає значних коштів та часу	Процедура отримання дозвільних документів для виробництва та реалізації продукту вимагає незначних коштів та часу	Необхідно тільки повідомлення відповідним органам про виробництво та реалізацію продукту	Відсутні будь-які регламентні обмеження на виробництво та реалізацію продукту

Запрошені експерти оцінили комерційний потенціал результатів нашої наукової розробки за рекомендованими критеріями шляхом виставлення бальних оцінок за шкалою (0-1-2-3-4), яку наведено в таблиці 4.2.

Після проведеного експертного оцінювання було встановлено рівень комерційного потенціалу результатів нашої наукової розробки. Для цього були використані рекомендації, які наведено в таблиці 4.3 [31].

Таблиця 4.2 – Результати оцінювання комерційного потенціалу результатів нашої наукової розробки (за 5-ти бальною шкалою оцінювання: 0 -1 – 2 – 3 - 4)

Критерії	Ініціали, прізвище експертів		
	Л.Г. Коваль	А.В. Слабкий	О.В. Карась
	Бали, що їх виставили експерти:		
1	4	3	4
2	4	4	4
3	4	4	4
4	4	3	4
5	3	4	4
6	4	3	4
7	4	4	3
8	3	3	4
9	4	3	3
10	3	4	4
11	4	4	4
12	3	3	3
Сума балів	СБ ₁ = 44	СБ ₂ = 42	СБ ₃ = 45
Середньоарифметична сума балів $\overline{СБ}$	$\overline{СБ} = \frac{\sum_{i=1}^3 СБ_i}{3} = \frac{44 + 42 + 45}{3} = \frac{131}{3} = 43,66$		

Таблиця 4.3 – Рівні комерційного потенціалу будь-якої наукової розробки

Середньоарифметична сума балів $\overline{СБ}$, розрахована на основі висновків експертів	Рівень комерційного потенціалу розробки
0 – 10	Низький
11 – 20	Нижче середнього
21 – 30	Середній
31 – 40	Вище середнього
41 – 48	Високий

Оскільки середньоарифметична сума балів, що їх виставили експерти, становить 43,66 балів (із максимально можливих 48-ми балів), то це свідчить, що результати, отримані під час проведення наукових досліджень, у разі їх втілення у відповідні розробки, мають рівень комерційного потенціалу, який можна вважати «високим». Це пояснюється тим, що результати виконаної нами наукової роботи мають дуже великі перспективи для втілення їх у практичну роботу лікарів-хірургів.

4.2 Розрахунок витрат на проведення дослідження технологій остеозванювання (в подальшому – розробки)

Під час проведення дослідження було зроблено такі основні витрати:

а). Основна заробітна плата Z_o дослідників, консультантів, фахівців тощо, величина якої визначається за формулою:

$$Z_o = \frac{M}{T_p} \cdot t \quad \text{грн,} \quad (4.1)$$

де M – місячний посадовий оклад розробника (дослідника), грн;

Для 2025 року прийmemo, що:

$M = (8000 \dots 8000)$ грн/місяць;

T_p – число робочих днів в місяці; прийmemo $T_p = 20$ днів;

t – число днів роботи дослідників, дослідників, інших фахівців.

Зроблені розрахунки величини основної заробітної плати розробників, дослідників, фахівців тощо зведемо до таблиці 4.4:

Таблиця 4.4 – Основна заробітна плата дослідників (розробників) тощо

Найменування посади виконавця	Місячний посадовий оклад, грн	Оплата за робочий день, грн	Число днів (годин) роботи	Витрати на оплату праці, грн
1. Науковий керівник магістерської роботи, доцент	28000	= 1400	20 годин	$(1400 / 6) \times 20 =$ $=4666,67 \approx 4667$ грн (при 6-годинному робочому дні)
2. Здобувач-магістрант (виконавець)	8000 грн	= 400	75 днів	= 30000
3. Консультанти-лікарі, інші медпрацівники	46000	= 2300	5 днів	= 11500 грн (при 8-годинному робочому дні)
4. Консультант з економічної частини	20000	= 1000	1,5 години	$(1000 / 6) \times 1,5 =$ $= 249,99 \approx 250$ грн (при 6-годинному робочому дні)
Загалом				$З_0 = 46417$ грн

Примітка. За заробітну плату магістранта приймемо мінімальну заробітну плату в країні

б). Додаткова заробітна плата $З_д$ розробників (дослідників), яка розраховується як (10...12)% від величини їх основної заробітної плати, тобто:

$$З_д = \alpha \cdot З_0 = (0,1...0,12) \cdot З_0 \quad (4.2)$$

Прийmemo, що $\alpha = 0,112$. Тоді для нашого випадку отримаємо:

$$З_d = 0,112 \times 46417 = 5198,70 \approx 5199 \text{ грн.}$$

в). Нарахування на заробітну плату НЗП_{зп} розробників (дослідників) розраховуються за формулою:

$$\text{НЗП}_{\text{зп}} = (З_o + З_d) \cdot \frac{\beta}{100}, \quad (4.3)$$

де β – ставка обов'язкового єдиного внеску на державне соціальне страхування, %. В 2025 році ставка $\beta = 22\%$. Тоді:

$$\text{НЗН}_{\text{зп}} = (46417 + 5199) \times 0,22 = 11355,52 \approx 11356 \text{ грн.}$$

г). Амортизація основних засобів А, які використовувались під час виконання магістерської кваліфікаційної роботи:

$$A = \frac{Ц \cdot Н_a}{100} \cdot \frac{T}{12} \text{ грн,} \quad (4.4)$$

де Ц – загальна балансова вартість основних засобів, грн;

$Н_a$ – річна норма амортизаційних відрахувань.

Встановлено, що $Н_a = (2,5...25)\%$;

T – термін використання основних засобів, місяці.

Зроблені розрахунки зведено в таблицю 4.5.

Таблиця 4.5 – Розрахунок амортизаційних відрахувань

Найменування обладнання, приміщень тощо	Балансова вартість, грн	Норма амортизації, %	Термін використання, місяців	Величина амортизаційних відрахувань, грн
1. Комп'ютерна техніка, обладнання, інші прилади тощо	140000	21,5	3,0 (при 80% використанні)	6020

2. Приміщення університету, факультету, кафедри	64000	2,25	3,0 (при 75% використанні)	270
3. Приміщення лікарні	54000	2,25	3,0 (при 25% використанні)	75,94 ≈ 76
Всього				A = 6366 грн

д). Витрати на матеріали M розраховуються за формулою:

$$M = \sum_1^n H_i \cdot C_i \cdot K_i - \sum_1^n V_i \cdot C_v \quad \text{грн,} \quad (4.5)$$

де H_i – витрати матеріалу i -го найменування, кг;

C_i – вартість матеріалу i -го найменування;

K_i – коефіцієнт транспортних витрат, $K_i = (1,1 \dots 1,15)$;

V_i – маса відходів матеріалу i -го найменування;

C_v – ціна відходів матеріалу i -го найменування; n – кількість видів матеріалів.

е). Витрати на комплектуючі K розраховуються за формулою:

$$K = \sum_1^n H_i \cdot C_i \cdot K_i \quad \text{грн,} \quad (4.6)$$

де H_i – кількість комплектуючих i -го виду, шт.;

C_i – ціна комплектуючих i -го виду;

K_i – коефіцієнт транспортних витрат, $K_i = (1,1 \dots 1,15)$;

n – кількість видів комплектуючих.

Під час виконання магістерської кваліфікаційної роботи загальні витрати на матеріали та комплектуючі склали укрупнено приблизно 3800 грн.

ж). Витрати на силову електроенергію V_e розраховуються за формулою:

$$V_e = \frac{V \cdot \Pi \cdot \Phi \cdot K_{\Pi}}{K_d}, \quad (4.7)$$

де V – вартість 1 кВт-год. електроенергії, в 2025 р. $V \approx 6,0$ грн/кВт;

Π – установлена потужність обладнання, кВт; $\Pi = 2,05$ кВт;

Φ – фактична кількість годин роботи обладнання, годин.

Прийmemo, що $\Phi = 245$ годин;

K_{Π} – коефіцієнт використання потужності; $K_{\Pi} < 1 = 0,72$.

K_d – коефіцієнт корисної дії, $K_d = 0,67$.

Тоді витрати на силову електроенергію будуть дорівнювати:

$$V_e = \frac{V \cdot \Pi \cdot \Phi \cdot K_{\Pi}}{K_d} = \frac{6,0 \cdot 2,05 \cdot 245 \cdot 0,72}{0,67} = 3238,39 \approx 3239 \text{ грн.}$$

и). Інші витрати $V_{\text{інш}}$ можна прийняти як (50...300)% від основної заробітної плати розробників, тобто:

$$V_{\text{інш}} = (0,5 \dots 3) \times Z_o. \quad (4.8)$$

Для нашого випадку отримаємо:

$$V_{\text{інш}} = 1,15 \times 46417 = 53379,55 \approx 53380 \text{ грн.}$$

к). Сума всіх попередніх статей витрат становить витрати на виконання цієї магістерської роботи безпосередньо розробником-магістрантом – V .

$$V = 46417 + 5199 + 11356 + 6366 + 3800 + 3239 + 53380 = 129757 \text{ грн.}$$

л). Загальні витрати на проведення дослідження технологій остеозварювання становитимуть:

$$V_{\text{заг}} = \frac{V}{\beta}, \quad (4.9)$$

де β – коефіцієнт, який характеризує етап (стадію) виконання цієї роботи.

Оскільки наші дослідження ще не є остаточно завершеними і потребують деякого продовження, то можна умовно прийняти, що, $\beta \approx 0,7$ [31].

$$\text{Тоді: } V_{\text{заг}} = \frac{136529}{0,7} = 185367,14 \text{ грн або приблизно 186 тисяч грн.}$$

Тобто прогнозовані витрати на проведення і завершення дослідження технологій остеозварювання можуть становити 186 тисяч грн.

4.3 Розрахунок економічного ефекту від можливої комерціалізації розробки, яка базується на результатах проведеного дослідження технологій остеозварювання

Проведене дослідження ринку показало, що результати проведених нами досліджень технологій остеозварювання (в подальшому – розробки), знайдуть дуже широке застосування на ринку лікувальних послуг і в навчальному процесі. Основними користувачами нашої розробки будуть лікарі-хірурги, дослідники тощо.

Дослідження ринку також показали, що орієнтовна вартість проведення дослідження технологій остеозварювання (розробка, тестування та валідація медичної технології зварювання кісткових тканин) залежить від масштабу, обладнання та етапів дослідження. Зазвичай, такі проекти виконуються в медико-інженерних лабораторіях або університетських центрах. Орієнтовні діапазони вартості становлять \$(20000...70000) або (800...2800) тисяч грн і вище. На програмне моделювання витрачається \$(5000...20000) або (200...800) тисяч грн.

З врахуванням цього, прийемо за базову ціну нашої розробки ціну в \$1000 або приблизно 42000 грн. А оскільки наша розробка, яка буде базуватися на результатах проведених досліджень, має значно кращі функціональні можливості, то її можна буде реалізовувати на ринку дещо дорожче, ніж аналогічні розробки, наприклад, в середньому за 52000 грн, тобто на 10000 грн дорожче.

Припустимо, що на сьогодні кількість реальних користувачів подібних розробок становить 300 осіб. Не виникає сумніву, що попит на нашу розробку принаймні протягом 3-х років після її впровадження буде зростати. Тобто, якщо

наша розробка буде впроваджена з 1 січня 2026 року, то її результати будуть виявлятися протягом 2026-го, 2027-го та 2028-го років.

Прогноз зростання попиту на нашу розробку може складати по роках:

а) 2026 р. – приблизно + 30 шт. (відносно базового року);

б) 2027 р. – + 60 шт. (відносно базового року);

в) 2028 р. – +50 шт., оскільки можуть з'явитися нові, більш ефективні розробки, створені здобувачами другого (магістерського) рівня вищої освіти у ВНТУ.

Далі проведено розрахунок економічного ефекту від можливого впровадження нашої розробки, яка базується на результатах проведених нами досліджень.

Так, можливе збільшення чистого прибутку $\Delta\Pi_i$, що його може отримати потенційний інвестор від комерціалізації нашої розробки при її виведенні на ринок, становитиме:

$$\Delta\Pi_i = \sum_1^n (\Delta\Pi_o \cdot N + \Pi_o \cdot \Delta N)_i \cdot \lambda \cdot \rho \cdot \left(1 - \frac{\nu}{100}\right), \quad (4.10)$$

де $\Delta\Pi_o$ – збільшення ціни реалізації розробки $\Delta\Pi_o = 52 - 42 = + 10$ тисячі грн;

N – обсяг діяльності у році до впровадження розробки; $N = 300$ шт.;

ΔN – покращення основного кількісного показника від впровадження розробки: у 2026 році – + 30 шт., у 2027 році + 60 шт., у 2028 році + 50 шт. (відносно базового 2025 року);

Π_o – ціна реалізації нашої розробки, яка буде базуватися на результатах наших досліджень) після її виведення на ринок, $\Pi_o = 52$ тисячі грн;

n – кількість років, протягом яких очікується отримання позитивних результатів від впровадження розробки; для нашого випадку $n = 3$;

λ – коефіцієнт, який враховує сплату податку на додану вартість; $\lambda = 0,8333$.

ρ – коефіцієнт, який враховує рентабельність продукту.
 Рекомендується приймати $\rho = (0,2...0,5)$; візьмемо прийнятний рівень $\rho = 0,4$;
 ν – ставка податку на прибуток. У 2025 році $\nu = 18\%$.

Тоді можливе зростання чистого прибутку $\Delta \Pi_1$, $\Delta \Pi_2$, $\Delta \Pi_3$ для потенційного інвестора протягом першого, другого та третього років від можливої комерціалізації нашої розробки становитиме:

$$\Delta \Pi_1 = [10 \cdot 300 + 52 \cdot 30] \cdot 0,8333 \cdot 0,4 \cdot \left(1 - \frac{18}{100}\right) = 1246,35 \approx 1247 \text{ тисяч грн.}$$

$$\Delta \Pi_2 = [10 \cdot 300 + 52 \cdot 60] \cdot 0,8333 \cdot 0,4 \cdot \left(1 - \frac{18}{100}\right) = 1672,73 \approx 1673 \text{ тисяч грн.}$$

$$\Delta \Pi_3 = [10 \cdot 300 + 52 \cdot 50] \cdot 0,8333 \cdot 0,4 \cdot \left(1 - \frac{18}{100}\right) = 1530,60 \approx 1531 \text{ тис.}$$

грн.

Приведена вартість зростання для потенційного інвестора всіх чистих прибутків від можливої комерціалізації нашої розробки становитиме:

$$\text{ПП} = \sum_1^t \frac{\Delta \Pi_i}{(1 + \tau)^t}, \quad (4.11)$$

де $\Delta \Pi_i$ – збільшення чистого прибутку у кожному із років, протягом яких виявляються результати виконаної та впровадженої роботи, грн;

t – період часу, протягом якого виявляються результати впровадженої роботи, роки. Для нашого випадку $t = 3$ роки;

τ – ставка дисконтування (або рівень інфляції). Для 2025 р. приймемо, що

$$\tau = 0,14 \text{ (14\%);}$$

t – період часу (в роках) від моменту початку нашої розробки (проведення досліджень) до моменту отримання можливих чистих прибутків (в кожному із років) від її виведення потенційним інвестором на ринок.

Тоді прогнозована приведена вартість зростання всіх можливих чистих прибутків ПП, що їх може отримати потенційний інвестор від комерціалізації нашої розробки, становитиме:

$$\text{ПП} = \frac{1247}{(1+0,14)^2} + \frac{1673}{(1+0,14)^3} + \frac{1531}{(1+0,14)^4} \approx 960 + 1129 + 906 = 2995 \text{ тисяч}$$

грн.

Теперішня вартість інвестицій PV (або можлива вартість придбання нашої розробки інвестором для її комерціалізації): $PV = K \times V_{\text{заг}} = (1,0 \dots 5,0) \times V_{\text{заг}}$,

де $V_{\text{заг}} = 186$ тисяч грн (див. підрозділ 5.1).

Для нашого випадку приймемо, що:

$$PV = 3,0 \times 186 = 558 \text{ тисяч грн.}$$

Абсолютний економічний ефект для інвестора від можливої комерціалізації нашої розробки за три роки (2026, 2027, 2028) складе:

$$E_{\text{абс}} = \text{ПП} - PV = 2995 - 558 = 2437 \text{ тисяч грн.}$$

Далі розрахуємо внутрішню дохідність E_B вкладених інвестицій (коштів):

$$E_B = \sqrt[T_{\text{ж}}]{1 + \frac{E_{\text{абс}}}{PV}} - 1, \quad (4.12)$$

де $E_{\text{абс}}$ – абсолютний ефект вкладених інвестицій; $E_{\text{абс}} = 2437$ тисяч грн;

PV – теперішня вартість початкових інвестицій $PV = 558$ тисяч грн;

$T_{\text{ж}}$ – життєвий цикл розробки, роки.

$$T_{\text{ж}} = 4 \text{ роки (2025-й, 2026-й, 2027-й, 2028-й роки)}$$

Для нашого випадку отримаємо:

$$E_B = \sqrt[4]{1 + \frac{2437}{558}} - 1 = \sqrt[4]{1 + 4,3674} - 1 = \sqrt[4]{5,3674} - 1 = 1,522 - 1 = 0,522 \approx 52,2\%.$$

Далі визначимо мінімальну дохідність вкладених інвестицій, нижче за яку потенційному інвестору не вигідно буде займатися виведенням нашої розробки на ринок і її комерціалізацією.

Мінімальна дохідність $\tau_{\text{мін}}$ визначається за формулою:

$$\tau_{\text{мін}} = d + f, \quad (4.13)$$

де d – середньозважена ставка за депозитними операціями в комерційних банках; в 2025 році в Україні $d = (0,10...0,18)$. Прийmemo, що $\tau = 13\%$.

f – показник, що характеризує ризикованість вкладень; $f = (0,05...0,30)$.

Прийmemo, що $f = 30\%$, тобто $f = 0,3$.

Тоді для нашого випадку отримаємо:

$$\tau_{\text{мін}} = 0,13 + 0,30 = 0,43 \quad \text{або} \quad \tau_{\text{мін}} = 43\%.$$

Оскільки величина $E_b = 52,5\% > \tau_{\text{мін}} = 43\%$, то потенційний інвестор у принципі може бути зацікавлений у виведенні на ринок і комерціалізації нашої розробки.

Тоді термін окупності коштів, вкладених у можливу комерціалізацію нашої розробки становитиме:

$$T_{\text{ок}} = \frac{1}{E_b} = \frac{1}{0,522} \approx 1,915 \quad \text{років} < 3 \text{ років}, \quad (5.14)$$

що свідчить про потенційну економічну доцільність комерціалізації нашої розробки, яка буде базуватися на результатах проведених нами досліджень.

Результати виконаної економічної частини магістерської кваліфікаційної роботи зведено у таблицю:

Показники	Задані у ТЗ	Досягнуті у магістерській кваліфікаційній роботі	Висновок
1. Витрати на розробку	Не більше 200 тисяч грн	\approx 186 тисяч грн	Досягнуто
2. Абсолютний ефект від впровадження розробки, тисяч грн	В межах 2500 тисяч грн (за три роки)	2437 тисячі грн (при 14% інфляції)	Виконано
3. Внутрішня	не менше 50,0%	52,2%	Виконано

дохідність потенційних інвестицій (коштів), %			
4. Термін окупності інвестицій (коштів), роки	до 3-ти років	1,915 рік	Виконано

Таким чином, основні техніко-економічні показники нашої розробки (яка буде базуватися на результатах проведених нами досліджень), визначені у технічному завданні, повністю виконані.

ВИСНОВКИ

У магістерській кваліфікаційній роботі вирішено актуальну науково-прикладну задачу підвищення ефективності та безпеки процесу безшовної фіксації кісткових фрагментів шляхом оптимізації параметрів високочастотного електрозварювання.

За результатами виконаних досліджень можна зробити наступні висновки:

Теоретичний аналіз. На основі аналізу сучасного стану технологій у хірургії доведено перспективність методу високочастотного електрозварювання біологічних тканин. Встановлено, що ключовою перевагою методу перед традиційними (механічними та клейовими) є можливість формування герметичного з'єднання за рахунок нативної коагуляції білків при мінімізації термічної травми. Визначено, що критичними факторами успіху є точне дозування енергії та геометрія інструментарію.

Методологія моделювання. Обґрунтовано та реалізовано методику комп'ютерного моделювання електротермічних процесів. Створено параметричні геометричні моделі в середовищі SolidWorks, що враховують гетерогенну структуру кістки (окістя, кортикальний шар, губчаста речовина). Застосування МСЕ-аналізу в середовищі Ansys Workbench з урахуванням температурно-залежних властивостей матеріалів дозволило отримати високоточні дані про розподіл температурних полів без необхідності проведення травматичних натурних експериментів.

Оптимізація параметрів припою. Встановлено, що товщина шару припою є визначальним фактором динаміки нагріву. Тонкі шари (менше 0,1 мм) призводять до виникнення високих температурних градієнтів, тоді як шари понад 0,3 мм значно збільшують час процедури. Визначено оптимальний діапазон товщини припою 0,2–0,3 мм, який забезпечує баланс між швидкістю коагуляції та гомогенністю температурного поля.

Вплив геометрії електродів. Доведено, що форма контактної поверхні безпосередньо впливає на топологію електричного поля. Стрижневі електроди

створюють зони локального перегріву, тому їх використання доцільне лише для точкової фіксації. Для формування надійного лінійного шва рекомендовано використовувати пластинчасті або блокові електроди площею 300–400 мм² та товщиною 3–5 мм, що забезпечують рівномірний прогрів та ефективне відведення надлишкового тепла.

Просторове позиціонування. Визначено критичну залежність якості зварювання від відстані між електродом та зоною стику. Експериментально доведено, що оптимальною є відстань 5,0–7,5 мм. Зменшення дистанції нижче 2,5 мм спричиняє ризик електричних опіків, а збільшення понад 10 мм призводить до неефективного розсіювання енергії в навколишніх тканинах.

Практичне впровадження. На основі отриманих результатів розроблено концепцію стартап-проєкту з виведення на ринок адаптивного електрода для електрозварювання. Розроблено стратегію комерціалізації, яка включає аналіз цільової аудиторії, оцінку конкурентоспроможності та план маркетингових заходів, що підтверджує економічну доцільність впровадження розробки.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Paton B. E. Electric welding of soft tissues in surgery / B. E. Paton // The Paton Welding Journal. - 2004. - No. 9. - P. 7–11.
2. Тканинзберігаюча високочастотна електрозварювальна хірургія / Б. Є. Патон, О. М. Іванова, О. В. Лебедєв та ін. - Київ : Наукова думка, 2012. - 200 с.
3. Lankin Yu. M. Automatic control system for process of electrothermal welding of biological tissues / Yu. M. Lankin, O. M. Ivanova // Electronics and Communications. - 2009. - No. 4. - P. 55–59.
4. Dubko A. G. Application of high-frequency electric welding of living tissues in surgery / A. G. Dubko, O. V. Lebedev // Biocybernetics and Biomedical Engineering. - 2009. - Vol. 29, No. 3. - P. 55–63.
5. Pennes H. H. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm / H. H. Pennes // Journal of Applied Physiology. - 1948. - Vol. 1. - P. 93–122.
6. Gabriel C. The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues / C. Gabriel, S. Gabriel, E. Corthout // Physics in Medicine and Biology. - 1996. - Vol. 41, No. 11. - P. 2271–2293.
7. Duck F. A. Physical Properties of Tissue: A Comprehensive Reference Book / F. A. Duck. - London : Academic Press, 2013. - 336 p.
8. Cowin S. C. Bone Mechanics Handbook / S. C. Cowin. - 2nd ed. - Boca Raton : CRC Press, 2001. - 992 p.
9. Lauto A. Albumin solders for laser tissue welding / A. Lauto, D. Trickett // Lasers in Surgery and Medicine. - 2000. - Vol. 26. - P. 366–374.
10. McNally-Heintzelman K. M. Scaffold-enhanced albumin and cyanoacrylate adhesives for tissue repair / K. M. McNally-Heintzelman // Biomedical Sciences Instrumentation. - 2003. - Vol. 39. - P. 312–317.
11. Madenci E. The Finite Element Method and Applications in Engineering Using ANSYS / E. Madenci, I. Guven. - New York : Springer, 2015. - 656 p.

12. Moaveni S. Finite Element Analysis: Theory and Application with ANSYS / S. Moaveni. - 4th ed. - Upper Saddle River : Pearson Education, 2014. - 896 p.
13. Podpryatov S. E. Method and apparatus for welding biological tissue: Patent US RE43134 E / Inventor: S. E. Podpryatov. - Publ. date: Jan 31, 2012.
14. Марининський Є. В. Дослідження теплових процесів при зварюванні біологічних тканин / Є. В. Марининський, В. А. Чернець // Вісник НТУУ «КПІ». Серія «Приладобудування». - 2018. - Вип. 56. - С. 102–108.
15. Тойчкін О. С. Біофізичні аспекти взаємодії високочастотного струму з біологічними тканинами / О. С. Тойчкін // Медична фізика. - 2016. - Т. 2, № 1. - С. 22–29.
16. Fung Y. C. Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues / Y. C. Fung. - New York : Springer-Verlag, 1993. - 568 p.
17. Zienkiewicz O. C. The Finite Element Method: Its Basis and Fundamentals / O. C. Zienkiewicz, R. L. Taylor, J. Z. Zhu. - 7th ed. - Oxford : Butterworth-Heinemann, 2013. - 756 p.
18. Polk C. Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Fields / C. Polk, E. Postow. - 2nd ed. - Boca Raton : CRC Press, 1995. - 640 p.
19. Басовський В. Г. Моделювання теплофізичних процесів у біологічних тканинах методом скінченних елементів / В. Г. Басовський // Біомедична інженерія і технологія. - 2019. - № 2. - С. 45–52.
20. ANSYS Inc. ANSYS Mechanical User's Guide. Release 2023 R1. - Canonsburg : ANSYS, Inc., 2023..
21. Eriksson A. R. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: A vital-microscopic study in the rabbit / A. R. Eriksson, T. Albrektsson // Journal of Prosthetic Dentistry. - 1983. - Vol. 50, No. 1. - P. 101–107.
22. Grimnes S. Bioimpedance and Bioelectricity Basics / S. Grimnes, O. G. Martinsen. - 3rd ed. - Oxford : Academic Press, 2015. - 560 p.
23. Podpryatov S. E. High-frequency electric welding of biological tissues in surgery / S. E. Podpryatov // Welding in the World. - 2013. - Vol. 57. - P. 611–616.

- 24.Saha S. Electric and dielectric properties of wet human cortical bone as a function of frequency / S. Saha, P. A. Williams // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. - 1984. - Vol. BME-31, No. 4. - P. 296–303.
- 25.Pearce J. A. Electrosurgery / J. A. Pearce. - London : Chapman & Hall, 1986. - 280 p.
- 26.Rho J. Y. Mechanical properties and the hierarchical structure of bone / J. Y. Rho, L. Kuhn-Spearing, P. Zioupos // Medical Engineering & Physics. - 1998. - Vol. 20, No. 2. - P. 92–102
- 27.Vallet-Regí M. Calcium phosphates as substitution of bone tissues / M. Vallet-Regí, J. M. González-Calbet // Progress in Solid State Chemistry. - 2004. - Vol. 32. - P. 1–31.
- 28.Berjano E. J. Theoretical modeling for radiofrequency ablation: state of the art and challenges for the future / E. J. Berjano // BioMedical Engineering OnLine. - 2006. - Vol. 5, No. 24.
- 29.Крищук М. Г. Моделювання біомеханічних систем: практикум / М. Г. Крищук. - Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2019. - 160 с.
- 30.Davidson J. D. Thermal analysis of bone drilling: A review / J. D. Davidson, D. A. James // Biomechanical Engineering. - 2003. - Vol. 25. - P. 11–20.
- 31.Методичні вказівки до виконання економічної частини магістерських кваліфікаційних робіт. / Укладачі В.О. Козловський, О.Й. Лесько, В.В.Кавецький. Вінниця : ВНТУ, 2021. 42 с.

Додаток А
(обов'язковий)

Ілюстративна частина
Дослідження технологій остеозварювання

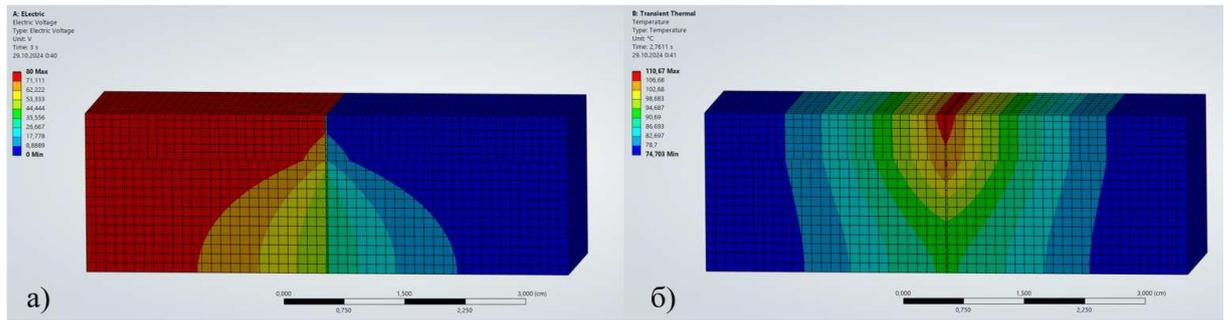


Рисунок А.1 – Результати моделювання в середовищі Ansys: а) розподіл електричного потенціалу; б) поле розподілу температур у перерізі зварного шва

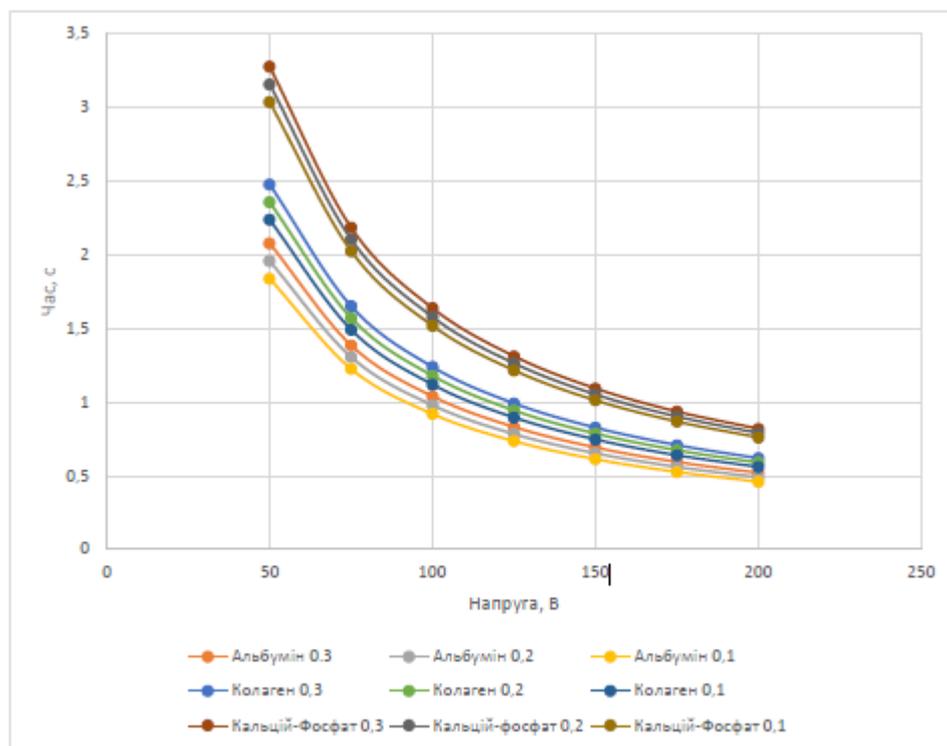


Рисунок А.2 – Графічні залежності часу досягнення фазового переходу від напруги на електродах для різних типів та товщин припою

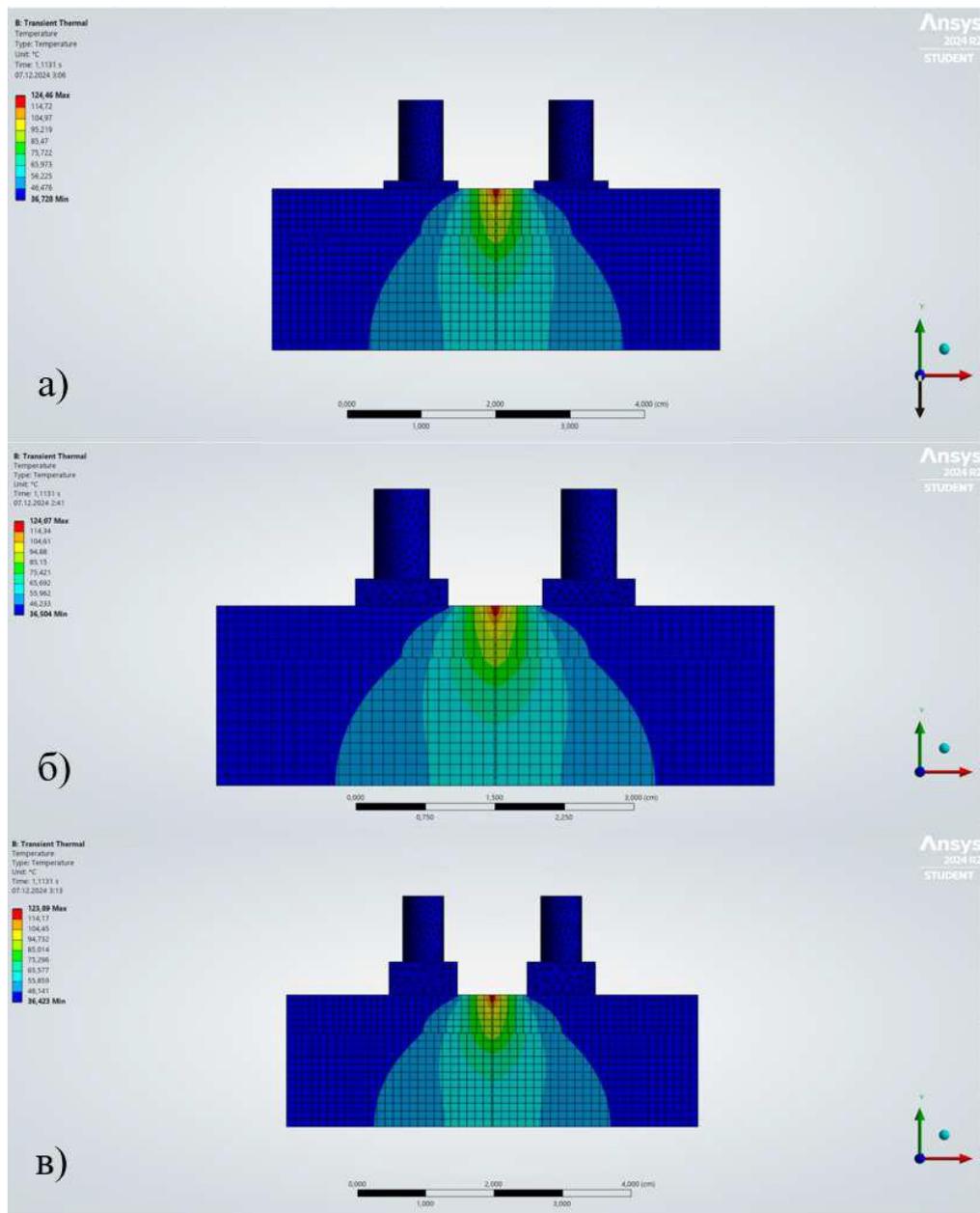


Рисунок А.3 – Топограми розподілу температурних полів для електродів різної товщини: а) 1 мм; б) 3 мм; в) 5 мм

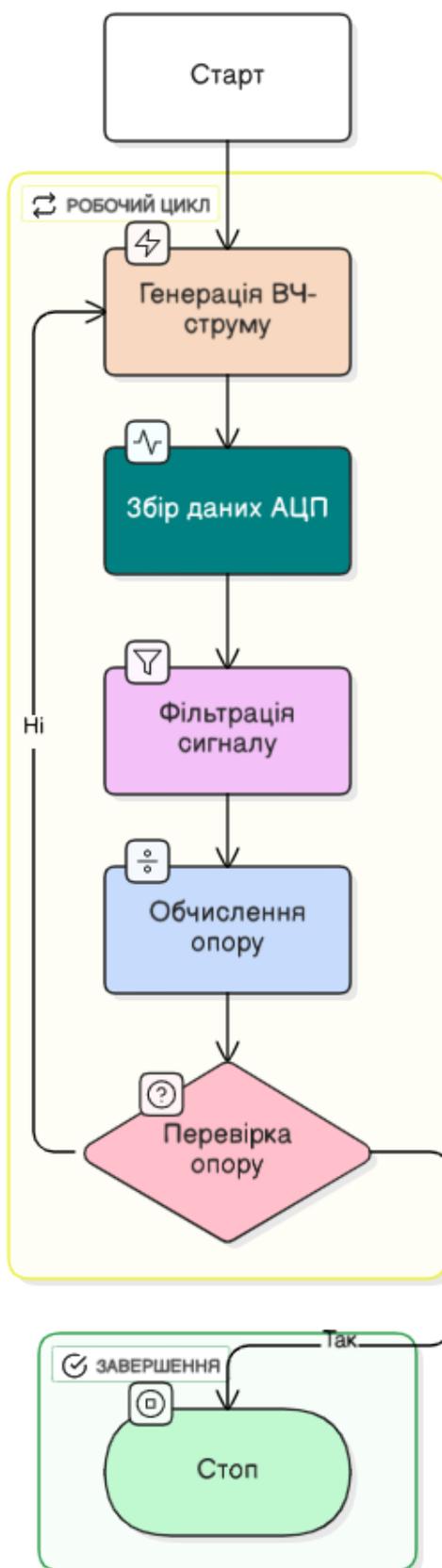


Рисунок А.4 – Блок-схема алгоритму автоматичного керування процесом остеозварювання

ПРОТОКОЛ ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ

Назва роботи: Дослідження технологій остеоозварювання

Тип роботи: магістерська кваліфікаційна робота

(бакалаврська кваліфікаційна робота / магістерська кваліфікаційна робота)

Підрозділ кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

(кафедра, факультет, навчальна група)

Коефіцієнт подібності текстових запозичень, виявлених у роботі системою StrikePlagiarism (КПІ) 0,11 %

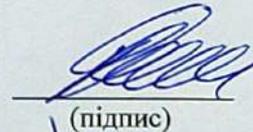
Висновок щодо перевірки кваліфікаційної роботи (відмітити потрібне)

- Запозичення, виявлені у роботі, оформлені коректно і не містять ознак академічного плагіату, фабрикації, фальсифікації. Роботу прийняти до захисту.
- У роботі не виявлено ознак плагіату, фабрикації, фальсифікації, але надмірна кількість текстових запозичень та/або наявність типових розрахунків не дозволяють прийняти рішення про оригінальність та самостійність її виконання. Роботу направити на доопрацювання.
- У роботі виявлено ознаки академічного плагіату та/або в ній містяться навмисні спотворення тексту, що вказують на спроби приховування недобросовісних запозичень. Робота до захисту не приймається.

Експертна комісія:

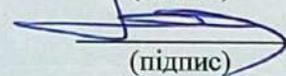
Коваль Л. Г., к.т.н., доц., зав. каф. БМІОЕС, гарант ОП

(прізвище, ініціали, посада)

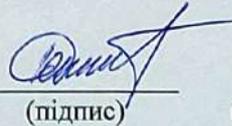

(підпис)

Павлов С. В., д.т.н., проф., професор каф. БМІОЕС

(прізвище, ініціали, посада)


(підпис)

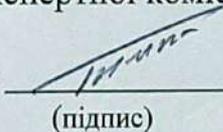
Особа, відповідальна за перевірку


(підпис)

Штофель Д. Х.
(прізвище, ініціали)

З висновком експертної комісії ознайомлений(-на)

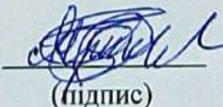
Керівник


(підпис)

Тимчик С. В., к.т.н., доцент каф. БМІОЕС

(прізвище, ініціали, посада)

Здобувач


(підпис)

Юрчук Я. В.

(прізвище, ініціали)