

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

Факультет біомедичної інженерії

Кафедра біомедичної інженерії

«На правах рукопису»

УДК 617-7 + 621.791

До захисту допущено:

Завідувач кафедри

_____ Владислав ШЛИКОВ

«__» _____ 20__ р.

Магістерська дисертація

на здобуття ступеня магістра

за освітньо-професійною програмою «Медична інженерія»

зі спеціальності 163 «Біомедична інженерія»

на тему: «Оптимізація процесу високочастотного

зварювання кісткових тканин»

Виконав:

студент II курсу, групи ЗМ-31мп

Неживий Максим Михайлович _____

Керівник:

Проф. каф. БМІ, д.т.н., професор,

Лебедєв Олексій Володимирович _____

Рецензент:

Завідувач кафедри ББЗЛ, д.мед.н., професор,

Худецький Ігор Юліанович _____

Засвідчую, що у цій магістерській
дисертації немає запозичень з праць
інших авторів без відповідних посилань.
Студент _____

Київ – 2024 року

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

Рівень вищої освіти – другий (магістерський)

Спеціальність – 163 «Біомедична інженерія»

Освітньо-професійна програма «Медична інженерія»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри БМІ

_____ Владислав ШЛИКОВ

«__» _____ 2024 р.

ЗАВДАННЯ
на магістерську дисертацію студенту
Неживому Максиму Михайловичу

1. Тема дисертації «Оптимізація процесу височастотного зварювання кісткових тканин», науковий керівник дисертації Лебедєв Олексій Володимирович, д.т.н., проф. каф. БМІ, затверджені наказом по університету від «8» листопада 2024 р. № 5025-с.

2. Термін подання студентом дисертації 13 грудня 2024 р.

3. Об'єкт дослідження: параметрів для електрочастотного зварювання кісткових тканин.

4. Вихідні дані: інструмент для зварювання кісткових тканин, проведені операції по зварюванню кісток, наукова література.

5. Перелік завдань, які потрібно розробити: Оглянути літературу, присвячену електрозварюванню кісткових тканин, вибору припоїв та електродів для моделювання; обрати програмне середовище для проведення чисельного моделювання; визначити геометричні параметри електродів (форми та розміри), а також варіанти товщини та типу припою; провести моделювання теплових процесів у зоні електрозварювання із врахуванням різних комбінацій параметрів;

проаналізувати результати моделювання та сформулювати рекомендації щодо оптимізації параметрів процесу.

6. Орієнтовний перелік графічного (ілюстративного) матеріалу: електронна презентація виконана в Microsoft PowerPoint, знімки екрану результатів досліджень, графік у Microsoft Excel.

7. Орієнтовний перелік публікацій: публікація у фаховому виданні «Біомедична інженерія і технологія» №16 – 2024 на тему «Моделювання процесу зварювання кісток в програмному забезпеченні ANSYS».

8. Дата видачі завдання: 28.08.2024 року.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Термін виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1	Огляд літературних джерел за темою роботи	Вересень 2024	виконано
2	Вибір середовищ дослідження та проєктування моделей	Вересень 2024	виконано
3	Створення моделей для дослідження різних методів фіксації аугментів	Вересень 2024	виконано
4	Проведення досліджень впливу теплових процесів у зоні електрозварювання із врахуванням різних комбінацій параметрів.	Жовтень 2024	виконано
5	Аналіз результатів досліджень	Листопад 2024	виконано
6	Оформлення магістерської дисертації	Листопад-грудень 2024	виконано
7	Проходження нормоконтролю	Грудень 2024	виконано
8	Отримання рецензії та відгуку на роботу	Грудень 2024	виконано
9	Оформлення презентації	Грудень 2024	виконано
10	Оформлення супровідних документів	Грудень 2024	виконано
11	Подання пакету документів	Грудень 2024	виконано
12	Захист МД в ЕК	Грудень 2024	виконано

Студент

Максим НЕЖИВИЙ

Науковий керівник

Олексій ЛЕБЕДЄВ

РЕФЕРАТ

Магістерська дисертація налічує 4 розділів із проміжними висновками, загальні висновки та список використаної літератури. Для написання було оброблено 34 джерел. Робота включає у себе 12 ілюстрацій та 26 таблиці. Загальний обсяг роботи 80 сторінок.

У магістерській дисертації досліджуються вплив теплових процесів у зоні електрозварювання із врахуванням різних комбінацій параметрів. Високочастотне електрозварювання тканин, визнано перспективним методом, що дозволяє досягти високої якості з'єднання, мінімальної травматичності та швидкого відновлення пацієнтів. Проте процес електрозварювання кісткових тканин залишається складним завданням через неоднорідність їх фізичних і хімічних властивостей, що потребує оптимізації параметрів зварювання, вибору припоїв і електродів.

Розвиток технологій електрозварювання активно вивчається в контексті зварювання м'яких тканин. Для кісткових структур основні дослідження спрямовані на забезпечення рівномірного прогріву та вибір матеріалів припою, таких як альбумін, колаген і кальцій-фосфат. Проте недостатньо досліджено вплив геометрії електродів, товщини припою та його матеріалу на теплові характеристики процесу.

Мета роботи: аналіз залежностей між тепловими характеристиками моделі високочастотного електрозварювання кісткових тканин та ключовими параметрами процесу, такими як товщина припою, тип припою та геометрія електродів, з метою оптимізації умов зварювання.

Для досягнення мети були поставлені такі задачі:

1. Провести огляд літературних джерел, присвячених електрозварюванню кісткових тканин, вибору припоїв та електродів для моделювання.

2. Обрати програмне середовище для проведення чисельного моделювання.

3. Визначити геометричні параметри електродів (форми та розміри), а також варіанти товщини та типу припою для дослідження.

4. Провести моделювання теплових процесів у зоні електрозварювання із врахуванням різних комбінацій параметрів.

5. Проаналізувати отримані результати моделювання та сформулювати рекомендації щодо оптимізації параметрів процесу.

Об'єкт дослідження: процес високочастотного електрозварювання кісткових тканин.

Методи дослідження. Для досягнення мети роботи було використано методи чисельного моделювання в середовищі Ansys Workbench. Моделі включали багат шарову структуру кісткової тканини (окістя, компактна та губчаста кістка) і шар припою. Параметри моделювання включали варіації товщини припою, його матеріалу та геометрії електродів. Аналіз розподілу температури здійснювався методом кінцевих елементів.

Наукова новизна. У роботі вперше проведено комплексне дослідження впливу товщини припою, типу припою та геометрії електродів на теплові характеристики процесу високочастотного електрозварювання кісткових тканин. Отримані результати дозволили визначити оптимальні параметри процесу, що забезпечують рівномірне прогрівання та високу якість з'єднання.

Ключові слова: високочастотне зварювання, кістка, електрод, Ansys, SolidWorks, температура, струм.

ABSTRACT

The master's dissertation consists of 4 sections with intermediate conclusions, general conclusions and a list of references. 34 sources were processed for writing. The work includes 12 illustrations and 26 tables. The total scope of work is 80 pages.

The master's thesis investigates the influence of thermal processes in the electric welding zone, taking into account various combinations of parameters. High-frequency electric welding of tissues is recognized as a promising method that allows achieving high quality of the connection, minimal trauma and rapid recovery of patients. However, the process of electric welding of bone tissue remains a challenging task due to the heterogeneity of their physical and chemical properties, which requires optimization of welding parameters, choice of solders and electrodes.

The development of electric welding technologies is being actively studied in the context of soft tissue welding. For bone structures, the main research is aimed at ensuring uniform heating and the choice of solder materials, such as albumin, collagen, and calcium phosphate. However, the influence of electrode geometry, solder thickness and material on the thermal characteristics of the process has not been sufficiently investigated.

The aim of the study is to analyze the dependencies between the thermal characteristics of a model of high-frequency electric welding of bone tissue and key process parameters, such as solder thickness, type of solder, and electrode geometry, in order to optimize welding conditions.

To achieve this goal, the following objectives were set:

1. To review the literature on electric welding of bone tissue, the choice of solders and electrodes for modeling.
2. To choose a software environment for numerical modeling.
3. Determine the geometric parameters of the electrodes (shapes and sizes), as well as the thickness and type of solder for the study.

4. Simulate thermal processes in the electric welding zone, taking into account various combinations of parameters.

5. Analyze the modeling results and formulate recommendations for optimizing the process parameters.

Object of study: the process of high-frequency electric welding of bone tissue.

Research methods. To achieve the aim of the study, we used numerical modeling methods in the Ansys Workbench environment. The models included a multilayer structure of bone tissue (periosteum, compact and spongy bone) and a layer of solder. The modeling parameters included variations in solder thickness, material, and electrode geometry. The temperature distribution was analyzed using the finite element method.

Scientific novelty. This work is the first to conduct a comprehensive study of the effect of solder thickness, solder type, and electrode geometry on the thermal characteristics of the high-frequency electric welding process of bone tissue. The results obtained made it possible to determine the optimal process parameters that ensure uniform heating and high quality of the joint.

Keywords: high-frequency welding, bone, electrode, Ansys, SolidWorks, temperature, current.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ.....	10
ВСТУП	11
РОЗДІЛ 1 Сучасні методи та матеріали для електрозварювання	13
1.1. Сучасні методи електрозварювання тканин	13
1.2. Фізичні принципи електрозварювання.....	16
1.3. Аналіз матеріалів для припою.....	17
1.4. Огляд вимог до медичних інструментів для електрозварювання	19
1.5. Порівняння електрозварювання з іншими методами	21
Висновок до розділу 1	22
РОЗДІЛ 2 Інструменти та методологія моделювання електрозварювання	24
2.1. Обґрунтування використання SolidWorks	24
2.2. Створення геометричної моделі місця зварювання.	25
2.3. Моделювання електродів.....	28
2.4. Обґрунтування використання Ansys	31
2.5. Налаштування граничних умов моделі	33
Висновок до розділу 2	35
РОЗДІЛ 3 Проведення досліджень в середовищі Ansys	37
3.1. Дослідження припою та його характеристик.	37
3.2. Дослідження залежності від товщини та типу припою.....	41
3.2.1. Визначення оптимального типу електродів	42
3.2.2. Вплив форми електродів на температурні характеристики.....	44
3.2.3. Вплив площі електродів на температурні характеристики	46
3.2.4. Вплив товщини електродів на температурні характеристики.....	49
3.3. Дослідження залежності від товщини та типу припою.....	51
Висновок до розділу 3	54
РОЗДІЛ 4 Розробка стартап-проєкту	56
4.1. Опис ідеї стартап-проєкту	56
4.2. Технологічний аудит ідеї проєкту	60
4.3. Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проєкту	60

4.4. Розробка ринкової стратегії проєкту	69
4.5. Розробка ринкової стратегії проєкту	71
Висновок до розділу 4	75
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ	76
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	78

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

ВЧ — високочастотний

ТГ — температурний градієнт.

МКМ — мікромметр.

КФК — кальцій-фосфатний клей.

РКТ — регенерація кісткової тканини.

ВСТУП

Актуальність теми. У сучасній медицині забезпечення ефективного та безпечного з'єднання тканин є одним із ключових завдань хірургії. Високочастотне електрозварювання тканин, визнано перспективним методом, що дозволяє досягти високої якості з'єднання, мінімальної травматичності та швидкого відновлення пацієнтів. Проте процес електрозварювання кісткових тканин залишається складним завданням через неоднорідність їх фізичних і хімічних властивостей, що потребує оптимізації параметрів зварювання, вибору припоїв і електродів.

Розвиток технологій електрозварювання активно вивчається в контексті зварювання м'яких тканин. Для кісткових структур основні дослідження спрямовані на забезпечення рівномірного прогріву та вибір матеріалів припою, таких як альбумін, колаген і кальцій-фосфат. Проте недостатньо досліджено вплив геометрії електродів, товщини припою та його матеріалу на теплові характеристики процесу.

Мета дисертації: аналіз залежностей між тепловими характеристиками моделі високочастотного електрозварювання кісткових тканин та ключовими параметрами процесу, такими як товщина припою, тип припою та геометрія електродів, з метою оптимізації умов зварювання.

Для досягнення мети були поставлені такі задачі:

1. Провести огляд літературних джерел, присвячених електрозварюванню кісткових тканин, вибору припоїв та електродів для моделювання.
2. Обрати програмне середовище для проведення чисельного моделювання.
3. Визначити геометричні параметри електродів (форми та розміри), а також варіанти товщини та типу припою для дослідження.

4. Провести моделювання теплових процесів у зоні електрозварювання із врахуванням різних комбінацій параметрів.

5. Проаналізувати отримані результати моделювання та сформулювати рекомендації щодо оптимізації параметрів процесу.

Об'єкт дослідження: процес високочастотного електрозварювання кісткових тканин.

Методи дослідження. Для досягнення мети роботи було використано методи чисельного моделювання в середовищі Ansys Workbench. Моделі включали багат шарову структуру кісткової тканини (окістя, компактна та губчаста кістка) і шар припою. Параметри моделювання включали варіації товщини припою, його матеріалу та геометрії електродів. Аналіз розподілу температури здійснювався методом кінцевих елементів.

Наукова новизна. У роботі вперше проведено комплексне дослідження впливу товщини припою, типу припою та геометрії електродів на теплові характеристики процесу високочастотного електрозварювання кісткових тканин. Отримані результати дозволили визначити оптимальні параметри процесу, що забезпечують рівномірне прогрівання та високу якість з'єднання.

РОЗДІЛ 1

СУЧАСНІ МЕТОДИ ТА МАТЕРІАЛИ ДЛЯ ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАННЯ

1.1. Сучасні методи електрозварювання тканин

Електрозварювання тканин є інноваційним методом, який знайшов широке застосування в сучасній хірургії завдяки своїй високій ефективності, мінімальній інвазивності та можливості забезпечити надійне з'єднання тканин. Основний принцип цього методу полягає у використанні високочастотного електричного струму, який генерує тепло, необхідне для коагуляції або зварювання тканин. На відміну від традиційних методів хірургічного ушивання або механічного фіксування, електрозварювання забезпечує монолітність утвореного з'єднання, що є ключовим фактором для мінімізації ризику ускладнень [1,2].

Різні методи електрозварювання розроблялися для вирішення специфічних медичних завдань. Зокрема, методики для зварювання м'яких тканин, таких як шкіра, м'язи або судини, орієнтовані на забезпечення гемостазу та мінімізацію термічного пошкодження прилеглих структур. У цих випадках застосовуються зварювальні інструменти з точною регуляцією температурного впливу, що дозволяє уникнути опіків чи некрозу тканин. Наприклад, у хірургії судин широко використовуються біполярні електрозварювальні інструменти, які дозволяють ефективно закривати пошкоджені судини без використання сторонніх матеріалів.

Окрему увагу варто звернути на інноваційні пристрої, які використовуються для реалізації технології електрозварювання. Серед таких апаратів слід виділити ЕКВЗ-300, розроблений компанією «ПАТОНМЕД». Цей високочастотний електрозварювальний електрокоагулятор є ключовим інструментом, який забезпечує високоточний контроль температурного впливу в зоні зварювання. Апарат працює на частоті 440 кГц і може генерувати потужність до 300 Вт, що дозволяє ефективно використовувати його як для

зварювання м'яких тканин, так і для складніших завдань, таких як зварювання кісткових структур [3].

ЕКВЗ-300 має мікропроцесорну систему керування, яка забезпечує автоматизацію процесу та точність налаштувань параметрів залежно від типу тканини та медичного завдання. Завдяки цьому апарат дозволяє мінімізувати ризик термічного пошкодження прилеглих тканин, що є критично важливим у хірургії. Крім того, він підтримує декілька режимів роботи, включаючи різання, коагуляцію та автоматичне зварювання, які адаптуються до вимог конкретної операції. (Таблиця 1.1)

Таблиця 1.1 – Характеристики пристрою ЕКВЗ-300

Характеристика	Параметри
Назва пристрою	ЕКВЗ-300
Робоча частота	440 кГц
Максимальна потужність	300 Вт
Живлення	220 В, 50 Гц
Режими роботи	Різнання, коагуляція, автоматичне зварювання
Кількість підрежимів	10 у кожному режимі
Матеріал електродів	Мідь з інертним покриттям
Система керування	Мікропроцесорна, автоматизована
Використання у галузях	Абдомінальна хірургія, пульмонологія, офтальмологія
Додаткові функції	Автоматичний контроль параметрів

Цей пристрій знайшов широке застосування в абдомінальній хірургії, пульмонології, офтальмології та інших галузях медицини. Завдяки своїй універсальності та можливостям ЕКВЗ-300 став важливим інструментом для підвищення ефективності й безпечності сучасних хірургічних процедур (Рисунок 1.1).



Рисунок 1.1 – Високочастотний електроагулятор ЕКВ3-300 ПАТОНМЕД

У той же час, технології електрозварювання кісток значно складніші через специфіку їх структури та фізико-хімічних властивостей [4,5]. Кісткова тканина є багатокомпонентною системою, що складається з органічної матриці, переважно колагену, та неорганічних компонентів, таких як гідроксиапатит. Під час зварювання кісткових тканин основною проблемою є забезпечення рівномірного прогрівання та уникнення пошкоджень у вигляді тріщин або локальних зон перегріву. Вирішення цієї проблеми досягається завдяки застосуванню спеціальних припоїв на основі біосумісних матеріалів, таких як альбумін або колаген.

Окрім цього, значний прогрес у методах електрозварювання був досягнутий завдяки використанню сучасних комп'ютерних систем для керування процесом. Такі системи дозволяють контролювати ключові параметри, як-от напругу, силу натиску електродів та час зварювання. Завдяки цьому вдалося значно підвищити точність і відтворюваність результатів, що є критично важливим у хірургічній практиці.

На сучасному етапі розвитку медицини електрозварювання тканин не обмежується лише хірургічними застосуваннями. Його активно використовують у ветеринарії, зокрема для зварювання тканин великих тварин, що забезпечує швидке загоснення без необхідності додаткової фіксації. Крім того, технологія

активно впроваджується у стоматології, де зварювання кісткових імплантів дозволяє прискорити процес їх інтеграції з кістковою тканиною щелепи.

Таким чином, сучасні методи електрозварювання тканин характеризуються високою ефективністю, адаптивністю до різних типів біологічних структур та перспективами для подальшого вдосконалення. Їх розвиток спрямований на зниження травматичності процедур, підвищення їхньої безпеки та розширення сфер застосування, що робить цей метод одним із найперспективніших у сучасній медицині.

1.2. Фізичні принципи електрозварювання

Електрозварювання біологічних тканин ґрунтується на складному взаємодії фізичних процесів, які відбуваються в результаті впливу електричного струму на матеріал. Основу цього методу складає перетворення електричної енергії в теплову, що забезпечується за допомогою високочастотного струму, який створює локалізовані зони нагріву в місці контакту електродів з тканиною. Залежно від параметрів струму, матеріалу припою та типу біологічної тканини змінюється характер теплового впливу, що робить цей процес багатоаспектним і технічно складним.

Ключовим фактором у процесі електрозварювання є нагрівання тканин до температури, яка забезпечує їх коагуляцію або плавлення, залежно від поставленого завдання. Для м'яких тканин критично важливо підтримувати температурний режим у межах 60–80°C, оскільки це сприяє денатурації білків і утворенню міцного шва без руйнування клітинної структури. Для зварювання кісткових тканин температурні межі значно вищі, оскільки необхідно плавити або активувати неорганічну матрицю, яка є основою їхньої структури.

У процесі нагрівання важливу роль відіграє явище теплопровідності. У біологічних тканинах цей процес визначається властивостями їх складових: органічної матриці та рідин, що входять до складу клітин. Для кісткових тканин

додатковим ускладненням є різний рівень теплопровідності в окремих шарах: окісті, компактній та губчастій кістці. Це вимагає ретельного моделювання теплових потоків і точного регулювання параметрів електрозварювання.

Ще одним критичним аспектом є вплив електричного струму на тканину. Високочастотний струм забезпечує створення теплової енергії без істотного електрохімічного пошкодження клітин, що є значною перевагою цього методу. Висока частота струму зменшує ризик електролізу, запобігаючи утворенню шкідливих побічних продуктів у місці контакту. Водночас амплітуда струму визначає інтенсивність нагрівання, що дозволяє налаштовувати метод залежно від типу тканини та медичного завдання [7, 8, 9].

Окремо варто звернути увагу на утворення зварного з'єднання. У момент досягнення температури плавлення біологічний припії, такий як альбумін або колаген, вступає в тісну взаємодію з тканиною, створюючи механічно стабільний і біологічно сумісний шов. У цьому процесі важливу роль відіграє адгезія припою до поверхні тканини, що залежить від рівня нагрівання та тривалості процесу. Недостатній нагрів може призвести до утворення нестабільного з'єднання, тоді як надмірний вплив температури спричиняє пошкодження прилеглих структур.

Таким чином, фізичні принципи електрозварювання є основою для розуміння і вдосконалення цього методу. Поєднання теплопровідності, контролю частоти та амплітуди струму, а також оптимізації умов утворення зварного з'єднання є критичними факторами, які визначають ефективність технології. Ці аспекти продовжують бути об'єктом численних досліджень, спрямованих на покращення її застосування в медицині.

1.3. Аналіз матеріалів для припою

Вибір матеріалів для припою є одним із ключових аспектів при розробці технології електрозварювання біологічних тканин, оскільки від їх властивостей

залежить якість зварного з'єднання, ступінь біосумісності, а також довготривала стабільність отриманого шва. Матеріали для припою повинні відповідати ряду вимог, зокрема мати високі адгезійні властивості, забезпечувати міцність з'єднання, не викликати імунної відповіді та сприяти природному процесу регенерації тканин [10].

Одним із найпоширеніших матеріалів для зварювання є альбумін, що використовується завдяки своїм унікальним властивостям. Цей білок є природним компонентом крові та інших біологічних рідин, тому він добре інтегрується з тканинами організму. Під впливом температури альбумін денатурує, створюючи міцну полімерну структуру, яка забезпечує надійне з'єднання поверхонь. Однак, як показують дослідження, його застосування має свої обмеження, зокрема в умовах підвищеної вологості або при зварюванні тканин із нерівномірним температурним розподілом.

Іншим перспективним матеріалом є колаген, який є основним структурним білком сполучної тканини. Його використання обумовлене здатністю створювати стабільний шов, що імітує природну структуру тканин. Колаген демонструє високу адгезію до кісткових поверхонь і сприяє процесу остеоінтеграції, що робить його незамінним у зварюванні кісткової тканини. До його переваг також належить здатність утримувати форму навіть за умов підвищеного нагрівання. Утім, він є чутливим до температури і часу експозиції, що потребує точного налаштування параметрів зварювання [10, 11].

Окрім білкових матеріалів, у практиці електрозварювання використовують припої на основі неорганічних сполук, таких як кальцій-фосфат. Використання кальцій-фосфатних припоїв забезпечує хімічну сумісність із кістковою тканиною, сприяє регенерації та дозволяє уникнути утворення сторонніх включень. Однак, як свідчать дослідження, цей матеріал має відносно високу температуру плавлення, що може створювати додаткове термічне навантаження на тканини.

Особливу увагу приділяють комбінованим матеріалам, які поєднують властивості органічних і неорганічних сполук. Наприклад, суміші на основі

колагену та кальцій-фосфату дозволяють досягти високої адгезії та одночасно сприяти ремінералізації кісткової тканини. Такі припої можуть використовуватися в умовах, коли потрібне швидке з'єднання поверхонь із забезпеченням довготривалої механічної міцності [11].

Таким чином, вибір матеріалу для припою залежить від багатьох факторів, включаючи тип тканини, умови зварювання та кінцеві вимоги до з'єднання. Постійне вдосконалення складу матеріалів і оптимізація їх властивостей є важливими напрямками розвитку технології електрозварювання, що дозволяє розширити її застосування та підвищити ефективність у медичній практиці.

1.4. Огляд вимог до медичних інструментів для електрозварювання

Успішне застосування технології електрозварювання в медичній практиці значною мірою залежить не лише від вибору оптимальних параметрів процесу та матеріалів припою, але й від конструкції та характеристик інструментів, що використовуються для проведення зварювання. Медичні інструменти для електрозварювання мають відповідати суворим вимогам, які забезпечують безпеку, ефективність і надійність їх застосування в клінічних умовах.

Однією з найважливіших характеристик медичних інструментів є їх здатність забезпечувати точну локалізацію електричного струму та теплового впливу на тканини. Це досягається шляхом використання спеціально розроблених електродів, форма, розмір і матеріал яких визначають характер взаємодії із біологічними структурами. Електроди повинні забезпечувати рівномірний розподіл температури по всій площі зварювання, що критично важливо для уникнення локального перегріву та пошкодження прилеглих тканин.

У медичних інструментах часто застосовуються електроди різної геометрії, адаптовані до специфіки операцій. Наприклад, плоскі дископодібні електроди використовуються для роботи з великими площами тканин, тоді як

тонкі стрижневі електроди ефективні для зварювання вузьких чи глибоких ранових поверхонь. Крім того, форма електродів може включати додаткові канавки або виступи, які сприяють кращому утриманню припою та запобігають його витіканню під час плавлення [12].

Матеріали, з яких виготовляють електроди, мають відповідати високим стандартам біологічної сумісності та термічної стійкості. Часто використовуються сплави на основі міді чи срібла, які володіють високою електропровідністю, а також покриття з інертних матеріалів, що запобігають реакції з тканинами та припоєм. Окрім цього, важливо, щоб електроди мали достатню механічну міцність для витримування багаторазового використання та очищення.

Ще одним важливим аспектом є система контролю параметрів зварювання, яка інтегрується в медичні інструменти. Для цього використовуються термодатчики та мікроконтролери, що дозволяють регулювати температуру та тривалість впливу залежно від властивостей тканин і матеріалів припою. Такі системи значно знижують ризик ускладнень і підвищують точність процедури.

Інструменти для електрозварювання також мають бути ергономічними, щоб забезпечити зручність і точність маніпуляцій під час операцій. Це особливо важливо в умовах обмеженого доступу до операційного поля, наприклад, під час зварювання кісток або тканин у важкодоступних місцях. Для цього рукоятки інструментів зазвичай мають анатомічну форму, а їх маса зменшена до мінімуму, щоб уникнути втоми хірурга.

Нарешті, інструменти повинні відповідати сучасним стандартам стерилізації, що є обов'язковою умовою для їх використання в хірургії. Сучасні моделі передбачають можливість автоклавування, а також захист внутрішніх електронних компонентів від вологи та високих температур.

Таким чином, розробка медичних інструментів для електрозварювання вимагає врахування багатьох факторів, пов'язаних із безпечністю, ефективністю та зручністю їх використання. Вдосконалення конструкцій і матеріалів

інструментів є важливим напрямком для забезпечення ще більшої точності та результативності процедур електрозварювання в медицині.

1.5. Порівняння електрозварювання з іншими методами

Електрозварювання біологічних тканин, зокрема кісток, розглядається як перспективний метод завдяки його здатності забезпечувати як адгезійне, так і коагуляційне з'єднання. У порівнянні з іншими підходами, такими як використання медичних клеїв, лазерне або ультразвукове зварювання, цей метод демонструє переваги в ефективності, точності та можливостях контролю параметрів. Однак ці переваги залежать від коректного налаштування процесу і врахування специфічних умов роботи з різними типами тканин [13].

На відміну від медичних клеїв, які забезпечують з'єднання виключно за рахунок адгезії між молекулами клею та поверхнею тканини, електрозварювання дозволяє створити багатокомпонентне з'єднання. Під час нагрівання припою, такого як колаген або кальцій-фосфат, відбувається його проникнення у мікроструктуру тканини, що сприяє формуванню механічно стабільного шва. Водночас коагуляція білкових структур у тканині забезпечує додаткову міцність з'єднання, яка у деяких випадках перевищує адгезійну міцність, досягнуту за допомогою клеїв.

Клейові матеріали, такі як цианоакрилати, мають низку обмежень. Вони чутливі до вологості, що є типовою умовою роботи з біологічними тканинами, а також можуть спричиняти місцеві токсичні реакції. Їх адгезійна міцність у динамічних умовах, наприклад при високих фізичних навантаженнях, є значно нижчою, ніж у швів, створених методом електрозварювання. Крім того, нанесення клею потребує рівномірності покриття поверхонь, що складно забезпечити в умовах складної геометрії кісткових структур.

Щодо лазерного зварювання, його ключовою перевагою є висока локалізація теплового впливу. Цей метод дозволяє уникати пошкодження

прилеглих структур, однак через високу вартість обладнання та складність налаштування параметрів його застосування обмежується спеціалізованими медичними установами. Більше того, міцність шва в лазерному зварюванні може бути нижчою через поверхневий характер утворення з'єднання, особливо при роботі з кістковою тканиною.

Ультразвукове зварювання базується на механічних коливаннях, які викликають локальне нагрівання та плавлення матеріалу. Цей метод ефективний для роботи з полімерними матеріалами та м'якими тканинами, але його застосування для кісткової тканини обмежене через низьку механічну міцність утвореного з'єднання. Високі частоти ультразвукових коливань також можуть спричиняти значний тепловий вплив на сусідні структури, що збільшує ризик термічного пошкодження [14].

Здатність електрозварювання створювати міцні шви пояснюється його механізмом, який поєднує адгезію припою та коагуляцію тканинних білків. Водночас перспективи цього методу пов'язані з можливістю подальшого вдосконалення припоїв, інтеграції систем автоматичного контролю параметрів і розширення сфери застосування. Таким чином, електрозварювання демонструє унікальну здатність забезпечувати механічно стабільні та біосумісні з'єднання, що робить його особливо перспективним для медичних завдань, де важливі точність і довготривала стабільність результату.

Висновок до розділу 1

У розділі 1 було здійснено огляд сучасних методів електрозварювання тканин, їх фізичних принципів, характеристик матеріалів для припою та порівняння з іншими методами. Електрозварювання підтвердило свою ефективність у забезпеченні високоточного та біосумісного з'єднання тканин, що робить його перспективним методом у сучасній медицині.

Аналіз показав, що фізичні принципи методу базуються на точному перетворенні електричної енергії в теплову, яке забезпечує контрольований вплив на тканини. Використання високочастотного струму мінімізує ризики термічних пошкоджень, тоді як адгезія та коагуляція білкових структур дозволяють формувати механічно стабільні з'єднання.

Матеріали для припою, такі як альбумін, колаген і кальцій-фосфат, забезпечують як фізичну стабільність швів, так і біологічну сумісність. Зокрема, комбінації органічних і неорганічних припоїв демонструють найкращі результати при зварюванні кісткових тканин [15, 16].

Порівняння з іншими методами, такими як лазерне зварювання, ультразвукове з'єднання та медичні клеї, виявило конкурентні переваги електрозварювання. Метод забезпечує точний контроль параметрів процесу та високу якість швів у різних умовах, проте для повного впровадження в клінічну практику потрібні додаткові дослідження, особливо у випадку твердих тканин.

РОЗДІЛ 2

ІНСТРУМЕНТИ ТА МЕТОДОЛОГІЯ МОДЕЛЮВАННЯ ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАННЯ

2.1. Обґрунтування використання SolidWorks

SolidWorks є одним із найбільш поширених і універсальних програмних комплексів для тривимірного моделювання, що дозволяє виконувати детальну побудову геометричних моделей і підготовку їх для подальшого використання в чисельних симуляціях. Його функціональні можливості, підтримка широкого спектра геометричних і конструктивних операцій, а також інтуїтивно зрозумілий інтерфейс роблять його ідеальним інструментом для моделювання біологічних структур у дослідженнях, пов'язаних із електрозварюванням.

Основною причиною вибору SolidWorks у даному дослідженні є його здатність створювати точні тривимірні моделі з урахуванням складної внутрішньої структури біологічних тканин. Зокрема, програма дозволяє деталізувати шарувату структуру кісткової тканини, яка складається з окістя, компактного шару та губчастої кістки. Ця можливість забезпечує високу точність моделювання, необхідну для коректного проведення термічних та електричних розрахунків [17, 18].

Ще однією перевагою SolidWorks є його підтримка параметричного моделювання, яке дозволяє швидко змінювати геометричні характеристики моделі. Ця функція є особливо корисною при проведенні чисельних експериментів, оскільки дозволяє створювати серії моделей із варіаціями товщини припою, розташування електродів чи інших параметрів. Завдяки цьому забезпечується ефективність процесу підготовки до симуляцій.

Інтеграція SolidWorks із іншими програмними продуктами, зокрема Ansys, є важливим фактором для забезпечення коректного перенесення геометричних даних у середовище чисельного моделювання. Формати файлів, підтримувані

SolidWorks, дозволяють зберігати моделі у високій якості, що забезпечує точність і збереження структурних особливостей під час імпорту в Ansys.

Для задач, пов'язаних із біомедичним моделюванням, SolidWorks пропонує додаткові модулі, які дозволяють проводити аналіз на відповідність створених моделей до специфічних вимог біологічних досліджень. Наприклад, функції перевірки на помилки в геометрії дозволяють уникнути проблем із точністю моделювання, що є критичним для досліджень із багат шаровими структурами, такими як кісткові тканини.

Окрім технічних можливостей, SolidWorks також забезпечує зручність роботи завдяки інтуїтивному інтерфейсу та широкій базі навчальних матеріалів. Це дозволяє швидко освоїти програму навіть для користувачів із мінімальним досвідом у тривимірному моделюванні, що є важливим у наукових проєктах із обмеженими термінами [19].

Таким чином, вибір SolidWorks для створення тривимірної геометричної моделі є обґрунтованим завдяки його функціональним можливостям, інтеграції з іншими програмними продуктами, високій точності моделювання та підтримці специфічних задач біомедичних досліджень. Це програмне забезпечення забезпечує основу для якісного підготовчого етапу, необхідного для успішного проведення подальших чисельних симуляцій.

2.2. Створення геометричної моделі місця зварювання.

Процес моделювання кісткової тканини для дослідження електрозварювання потребує врахування складної структури біологічних матеріалів, які мають багат шаровий характер і неоднорідні властивості. SolidWorks є оптимальним інструментом для створення таких геометричних моделей, оскільки забезпечує високу точність побудови, гнучкість у налаштуванні параметрів та можливість адаптації до специфічних вимог дослідження.

На початковому етапі моделювання було розроблено геометрію кістки, що базується на ідеалізованій формі прямокутного паралелограма. Такий підхід дозволяє спростити симуляції та зосередитись на вивченні теплових і електричних процесів у зварному з'єднанні без втрати значущих фізичних деталей. Модель включає три основні шари, що відображають реальну структуру кістки: окістя, компакту кістку та губчасту кістку. Кожен шар має свої геометричні параметри, зокрема товщину, яка відповідає середнім анатомічним показникам. Це дозволяє максимально наблизити модель до реальних умов.

Для кожного шару було задано конкретні розміри, що відповідали анатомічним параметрам. (Таблиця 2.1)

Таблиця 2.1 – Розміри моделі місця зварювання

Елемент моделі	Висота, мм	Довжина, мм	Ширина, мм
Окістя	0,5	30	20
Компактна кістка	5	30	20
Губчаста кістка	14.5	30	20
Припій	20	0,1-0,3	20

Такі розміри дозволили моделювати реалістичний розподіл тепла у кожному з шарів під час процесу зварювання (Рисунок 2.1).

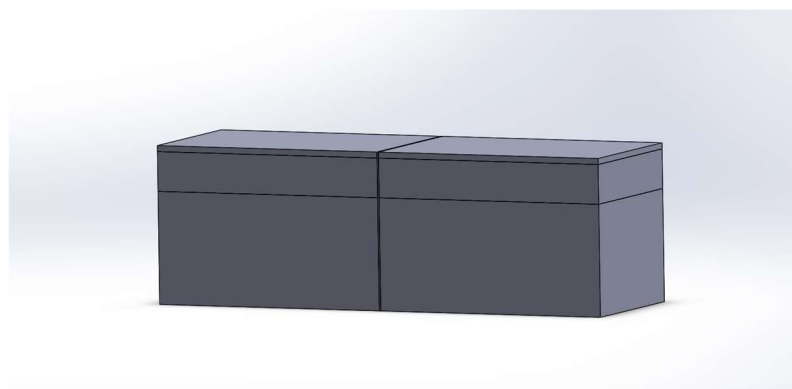


Рисунок 2.1 – Геометрія моделей кістки та припою між ними

Для поділу кожного з шарів використовувався інструмент Split, що забезпечило чітке розділення структури на три окремі шари з визначеною

товщиною. Вибір цього інструменту дозволив уникнути зайвих маніпуляцій із геометрією та точно розділити модель на окремі частини для подальшого налаштування матеріалів.

Модель припою була створена окремо як тонкий шар, розташований між двома кістковими фрагментами. Товщина припою варіювалася в межах від 0,1 мм до 0,3 мм, відповідно до рекомендацій патенту US RE43,134 E, який описує оптимальні розміри зварного шва для досягнення найкращих результатів з'єднання кісткових структур (рисунок 2.2). Цей патент був обраний як джерело для визначення товщини припою через вказані в ньому біомедичні вимоги до матеріалів і специфічні параметри для медичних з'єднань [20].

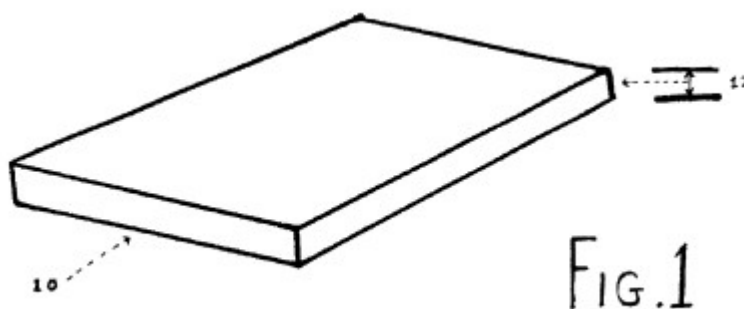


Рисунок 2.2 – Геометрія припою відповідно до патенту US RE43,134 E

Окістя, як найтонший і зовнішній шар, було змодельовано з мінімальною товщиною, яка забезпечує його роль у передачі тепла та електричного струму до глибших шарів. Компактна кістка, що займає більшу частину моделі, характеризується високою щільністю і слугує основною механічною опорою. Внутрішній шар — губчаста кістка — був відображений як структура зниженої щільності, яка імітує її пористу природу. Завдяки такому розподілу шарів модель враховує фізичні відмінності між різними зонами кістки.

Особливу увагу було приділено побудові моделі припою, який розташовується між двома кістковими фрагментами. Для цього було створено окрему пластину заданої товщини, що відповідає значенням, обґрунтованим літературними даними. Параметри геометрії припою налаштовувалися з урахуванням потреб моделювання: рівномірність товщини та чіткість контакту з

кістковими фрагментами були критично важливими для забезпечення коректності симуляцій.

На етапі моделювання також використовувалися функції параметризації SolidWorks, які дозволили змінювати геометричні характеристики без необхідності створювати нові моделі. Наприклад, товщину припою або відстань між кістковими фрагментами можна було легко адаптувати відповідно до змінних умов симуляції. Такий підхід значно підвищив ефективність роботи, дозволяючи швидко генерувати нові варіанти моделі для чисельних експериментів.

Готова модель була оптимізована для експорту в програму Ansys. Для цього використовувалися стандартні формати файлів, такі як STEP або Parasolid, що забезпечують високу якість передачі геометрії без спотворень. У процесі підготовки моделі до експорту було проведено перевірку на наявність геометричних помилок і невідповідностей, що могло б вплинути на точність розрахунків у середовищі Ansys [21].

Таким чином, створення геометричної моделі кістки та припою в SolidWorks стало важливим етапом підготовки до чисельного моделювання. Використання цього програмного забезпечення дозволило врахувати всі необхідні фізичні та геометричні особливості, а також підготувати модель для подальших розрахунків у межах дослідження.

2.3. Моделювання електродів

Для забезпечення повноти чисельних досліджень у процесі високочастотного зварювання тканин було визначено необхідність використання електродів різних конструкцій. Це дозволило врахувати їхній вплив на температурний розподіл, ефективність нагрівання та якість зварювального з'єднання. З цією метою було розроблено серію геометричних

моделей електродів, що охоплюють основні варіанти конструкцій, які широко застосовуються в медичній практиці.

У процесі розробки базових моделей було створено чотири основних типи електродів, які охоплюють широкий спектр можливих варіантів їх використання. Вибір саме цих форм був зумовлений аналізом існуючих конструкцій у медичній практиці та потребою забезпечити різні умови теплового контакту.

Цей тип електрода має циліндричну форму, яка забезпечує точковий контакт із поверхнею припою. Стрижневі електроди часто використовуються в умовах, де потрібно сконцентрувати тепловий вплив у локальній зоні. Діаметр циліндра у створеній моделі був підібраний таким чином, щоб відповідати середньостатистичним клінічним стандартам. Ця конструкція дозволяє ефективно зосереджувати енергію та забезпечувати високу інтенсивність нагріву на обмеженій площі [22].

Дискові електроди мають круглу форму з плоскою поверхнею, яка забезпечує рівномірний контакт із припоєм. Ця форма використовується в умовах, де важливо досягти стабільного нагріву на ширшій площі. Геометричні параметри дискового електрода, такі як діаметр і товщина, були обрані з урахуванням оптимального розподілу тепла та мінімізації ризику локального перегріву.

Прямокутна форма блокоподібного електрода дозволяє покривати великі площі контакту, що є важливим у випадках роботи з тканинами, які потребують рівномірного нагрівання на значній поверхні. Розміри моделі були підібрані таким чином, щоб забезпечити баланс між площею нагріву та стабільністю температурного поля.

Пластинчастий електрод має плоску та відносно широку форму, яка дозволяє досягти стабільного теплового розподілу по всій площі контакту. Така конструкція часто використовується для забезпечення рівномірного нагрівання у випадках зварювання великих площ тканин або кісток (рисунки 2.3).

Для кожного типу електрода було розроблено тривимірні моделі в середовищі SolidWorks, які точно відображають їхні геометричні параметри. Всі

моделі мали гладку поверхню, що забезпечувало коректний тепловий контакт під час симуляцій.

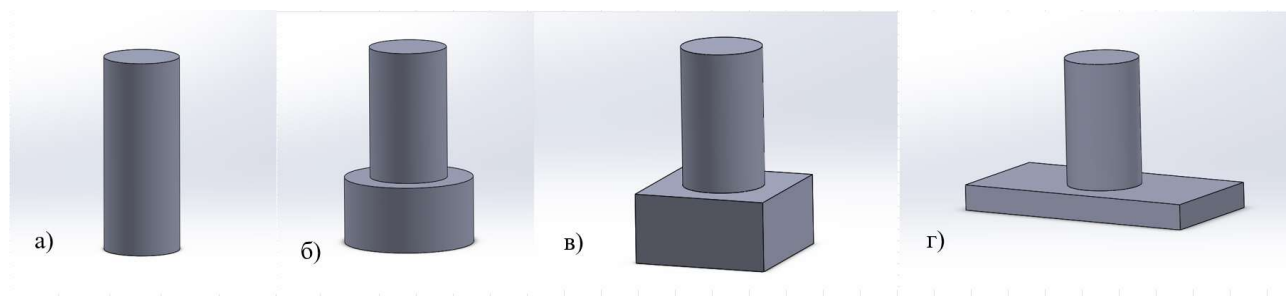


Рисунок 2.3 – Типи електродів використаних для моделювання:

а) Стрижневий; б) Дисковий; в) Блокоподібний; г) Пластинчастий.

Розуміючи, що ефективність процесу електрозварювання залежить не лише від базової форми електродів, але й від їхніх параметрів, було створено додаткові моделі, які дозволяють варіювати окремі геометричні характеристики. Такий підхід надав змогу ізолювати вплив кожного з параметрів і детально дослідити їхню роль у формуванні температурного поля та теплових потоків.

Одним із напрямів розробки стало створення моделей із різними формами за збереження однакової площі контактної поверхні. Це дало змогу проаналізувати, як круглі, квадратні та прямокутні форми впливають на рівномірність нагрівання та можливість уникнення локальних перегрівів. Також були розроблені моделі з варіаціями площі поверхні електродів. Розміри таких електродів змінювалися в діапазоні від 10×10 мм до 20×20 мм, що дозволило дослідити залежність теплових характеристик від величини контактної площі.

Окрему увагу приділено моделюванню електродів із різною товщиною. Вибір товщини від 1 мм до 5 мм був обумовлений необхідністю врахування впливу цього параметра на теплову ємність електрода та стабільність температурного розподілу. Всі ці моделі були розроблені таким чином, щоб забезпечити максимально реалістичне відображення умов реальних експериментів.

Усі розроблені моделі пройшли первинне тестування у середовищі ANSYS, де було підтверджено їхню відповідність експериментальним умовам.

Це дозволило закласти основу для подальших досліджень, метою яких стало визначення оптимальних параметрів електродів для забезпечення стабільності та ефективності процесу зварювання тканин.

Розроблені моделі стали основою для чисельних симуляцій у середовищі ANSYS, які дозволили отримати базові уявлення про теплові процеси в зоні зварювання. Окремо для кожної моделі були створені візуалізації, що дозволяють продемонструвати їхні геометричні особливості.

Ці моделі дали змогу провести серію експериментів, описаних у розділі 3, де було детально проаналізовано вплив геометрії електродів на процес зварювання. Такий підхід дозволив оцінити ефективність кожної конструкції та визначити оптимальні параметри для використання в медичній практиці.

2.4. Обґрунтування використання Ansys

Ansys є одним із провідних програмних комплексів для чисельного моделювання фізичних процесів, який широко використовується у наукових дослідженнях і промислових розробках завдяки своїй багатофункціональності, високій точності розрахунків і можливості інтеграції різних типів фізичних явищ. Його вибір для даного дослідження обумовлений як технічними можливостями програмного забезпечення, так і його відповідністю завданням, які стоять перед проєктом.

Однією з основних причин вибору Ansys є його здатність до інтеграції багатофізичних процесів у межах єдиної моделі. Для дослідження електрозварювання кісткових тканин це має вирішальне значення, оскільки процес зварювання включає взаємодію теплових, електричних і механічних явищ. Ansys дозволяє створювати моделі, які враховують усі ці аспекти, і проводити розрахунки із забезпеченням їхньої взаємозалежності. Це особливо важливо для отримання реалістичних даних про розподіл температури, напружень і струму в об'єктах моделювання.

Ще однією вагомою перевагою Ansys є широкий спектр модулів, що підтримують специфічні завдання. У контексті даного дослідження основними є модулі для термічного аналізу (Ansys Thermal) які дозволяють отримати точні розрахунки розподілу тепла. Це дає змогу детально оцінити поведінку матеріалів припою й тканин під впливом зовнішніх факторів, таких як височастотний електричний струм.

Ansys також забезпечує високий рівень точності завдяки використанню методів кінцевих елементів, які дозволяють виконувати розрахунки з урахуванням складної геометрії та гетерогенності матеріалів. Для моделювання кісткової тканини, яка має багатошарову структуру, це є ключовим фактором, оскільки від коректного врахування властивостей кожного шару залежить точність результатів. Крім того, програмне забезпечення підтримує можливість врахування анізотропії матеріалів, що є важливим для моделювання механічних властивостей кісток.

Іншою важливою причиною вибору Ansys є його здатність до роботи з великими обсягами даних і можливість проведення чисельних експериментів із варіативними параметрами. Завдяки автоматизації процесів моделювання Ansys дозволяє проводити серії розрахунків із різними вхідними даними, такими як товщина припою, розташування електродів або рівень напруги, що істотно підвищує ефективність дослідження.

Окрім технічних переваг, Ansys має добре розроблену систему інтеграції з іншими програмами, такими як SolidWorks. Це забезпечує легкий імпорт геометричних моделей без втрати точності даних, що є важливим для збереження всіх деталей створених у SolidWorks моделей кісткової тканини та припою.

Таким чином, вибір Ansys як основного інструменту для чисельного моделювання процесу електрозварювання є виправданим. Програмне забезпечення надає необхідні функціональні можливості для моделювання багатофізичних процесів із високою точністю, інтеграції даних із інших середовищ і проведення чисельних експериментів. Це дозволяє забезпечити

коректність і надійність отриманих результатів, а також підготувати основу для подальших досліджень і оптимізації параметрів електрозварювання.

2.5. Налаштування граничних умов моделі

Після завершення створення геометрії кісткової структури в Solidworks, модель була збережена у форматі STEP. Цей формат обрано для імпорту в Ansys Workbench завдяки його здатності точно зберігати всі деталі геометрії, включаючи позицію кожного шару та припою, що критично важливо для подальшого моделювання. У Ansys Workbench модель була завантажена як багатошарова структура, яка відображала окістя, компактну та губчасту кісткові тканини, а також припойний шар між кістковими фрагментами (Таблиця 2.2).

Таблиця 2.2 – Таблиця параметрів матеріалів

Матеріал	Теплопровідність (Вт/м·К)	Електрична провідність (S/m)	Питома теплоємність (Дж/кг·К)	Температура плавлення (°C)	Щільність (кг/м³)	Коефіцієнт теплового розширення (1/°C)
Окістя	0,45	0,01	1300	Н/Д	1500	12×10^{-6}
Компактна кістка	0,65	0,02	1100	Н/Д	1900	10×10^{-6}
Губчаста кістка	0,4	0,01	1000	Н/Д	1100	$9,5 \times 10^{-6}$
Альбумін	0,2	0,05	1500	80	1050	15×10^{-6}
Колаген	0,25	0,04	1400	90	1300	14×10^{-6}
Калцій-Фосфат	0,3	0,03	1600	110	2500	8×10^{-6}

Для точного моделювання кожен шар у моделі отримав свої фізичні властивості. У середовищі Engineering Data Workbench були призначені основні

параметри матеріалів, включаючи теплопровідність, електричну провідність та питому теплоємність. Ці параметри обиралися відповідно до літературних джерел, що описують характеристики кісткової тканини.

Для кожного з трьох типів припоїв (Альбумін, Колаген і Калцій-Фосфат) були створені окремі матеріали, кожен з яких мав специфічні параметри, такі як температура плавлення та теплопровідність, що дозволяло моделювати відмінності в їх поведінці під час зварювання. Щоб налаштувати ці матеріали, було створено спеціальні бібліотеки в Engineering Data, де для кожного матеріалу додавалися потрібні характеристики вручну, якщо вони не були доступні в базовій бібліотеці.

Кожен шар отримав матеріал через функцію Assign Material, що забезпечує застосування фізичних властивостей до елементів геометрії. При призначенні матеріалу для кожного шару важливо було зберегти коректну відповідність між частинами моделі та матеріалами, щоб забезпечити точність теплового та електричного розподілу. Наприклад, для окістя була обрана висока теплопровідність, що відповідає реальним характеристикам цього шару, а для припоїв було використано матеріали з температурою плавлення, що відповідає медичним вимогам до біосумісних матеріалів.

Процес налаштування граничних умов у програмному середовищі ANSYS Workbench є важливим етапом, що забезпечує точність моделювання процесу електрозварювання кісткових тканин. Правильно визначені граничні умови дозволяють врахувати фізичні властивості тканин, електричні та термічні характеристики, а також взаємодії між елементами моделі.

Часовий фактор моделювався за допомогою транзйєнтного аналізу у модулі Transient Thermal. Для цього задавалися часові інтервали, протягом яких нагрівання досягало критичних температур для плавлення припою та охолодження до стабільного стану. Тривалість зварювання була встановлена у межах 1–3 секунд залежно від параметрів моделі, що дозволило отримати динамічні температурні профілі.

Налаштування граничних умов завершувалося перевіркою моделі на коректність через інструменти валідації. Функція «Solution Verification» дозволила переконатися у відсутності неузгодженостей у параметрах або геометрії. Це було необхідно для запобігання некоректним результатам і підвищення точності моделювання.

Таким чином, налаштування граничних умов у ANSYS забезпечило можливість детального аналізу теплових і електричних процесів під час зварювання кісткових тканин. Використання сучасних інструментів програмного забезпечення дозволило врахувати фізичні характеристики матеріалів та забезпечити достовірність результатів симуляції.

Висновок до розділу 2

Розділ представив всебічний аналіз інструментів та методології моделювання, що були застосовані для дослідження процесів електрозварювання кісткових тканин. Використання програмного забезпечення SolidWorks для створення геометричних моделей дозволило досягти високої точності при відображенні багатошарової структури кісткової тканини, включаючи такі компоненти, як окістя, компактна кістка, губчаста кістка та припой. Завдяки функціям параметризації вдалося створити адаптивні моделі, що відповідали реалістичним умовам симуляцій.

Розробка геометрії електродів стала критично важливим етапом, що забезпечив можливість вивчення впливу їх конструкції на тепловий розподіл і ефективність процесу. Моделювання різних типів електродів, таких як стрижневі, дискові, блокоподібні та пластинчасті, а також моделей із варіаціями площі та товщини, дозволило закласти основу для подальших експериментів і оптимізації параметрів.

Імпорт створених моделей у середовище Ansys Workbench забезпечив інтеграцію багатофізичних процесів, що є ключовими для розуміння взаємодії

теплових, електричних і механічних явищ. Налаштування граничних умов і використання методів кінцевих елементів дозволили врахувати всі фізичні властивості матеріалів, такі як теплопровідність, електропровідність і теплоємність, що забезпечило достовірність отриманих даних.

Таким чином, у розділі була обґрунтована вибірка інструментів та методів, які дозволяють моделювати складні фізичні процеси із високим рівнем точності. Це забезпечує надійну основу для подальших чисельних симуляцій та аналізу оптимальних умов електрозварювання тканин, що будуть представлені у наступних розділах роботи.

РОЗДІЛ 3

ПРОВЕДЕННЯ ДОСЛІДЖЕНЬ В СЕРЕДОВИЩІ ANSYS

3.1. Дослідження припою та його характеристик.

У контексті вдосконалення процесу високочастотного електрозварювання кісткових тканин, одним із ключових завдань стало дослідження впливу товщини припою та його фізико-хімічних властивостей на теплові характеристики процесу. Цей етап роботи був спрямований на те, щоб зрозуміти, як зміни геометричних параметрів і термічних характеристик матеріалів припою впливають на рівномірність нагрівання, максимальні температури та час досягнення температури плавлення. Отримання точних даних у цьому напрямі є необхідним для створення передумов до оптимізації зварного процесу, особливо у контексті роботи з різними типами біологічно сумісних матеріалів.

Для реалізації поставлених цілей було створено серію чисельних моделей у середовищі ANSYS Workbench, які дозволили проводити симуляції реального процесу нагріву кісткової тканини та припою під дією високочастотного струму. Завдяки використанню цієї платформи вдалося детально моделювати теплові процеси та отримати кількісні дані, які включали час досягнення температури плавлення та максимальну температуру в зоні нагрівання. Такий підхід забезпечив високу точність отриманих результатів та їхню репрезентативність для подальшого впровадження в експериментальні умови.

Методологія проведення досліджень базувалася на побудові тривимірної моделі, яка включала кісткову тканину з трьома шарами – окістям, компактною кісткою та губчастою тканиною – і шар припою, товщина якого варіювалася у межах 0,1–0,3 мм. Кожен із матеріалів кісткової тканини та припою характеризувався унікальними фізичними параметрами, такими як теплопровідність, теплоємність і температура плавлення. Для дослідження обрано три типи припою – альбумін, колаген і кальцій-фосфатний клей, які

широко застосовуються у хірургічній практиці завдяки своїй біологічній сумісності.

На кожному етапі симуляцій напруга залишалася фіксованою, що забезпечувало стабільність умов нагріву та дозволяло сконцентрувати увагу на впливі товщини припою та його властивостей. Напруга варіювалася в діапазоні від 50 до 200 В для відображення умов реального процесу електрозварювання. Час впливу тепла також контролювався та складав 1, 1,5 і 2 секунди, що дало змогу проаналізувати динаміку нагрівання припою при різних умовах.

Для отримання результатів використовувалися як числові показники, так і візуальні засоби аналізу. Основними метриками стали:

- час досягнення температури плавлення, що дозволяв оцінити ефективність нагріву матеріалу;
- максимальна температура в зоні нагріву, яка вказувала на ризики локального перегріву чи недостатнього прогріву;
- рівномірність температурного розподілу, що оцінювалася через аналіз температурних профілів і градієнтів.

Збір даних супроводжувався створенням температурних карт (рисунок 2.1) і графіків розподілу тепла, що дозволило отримати наочне уявлення про процеси, які відбуваються у зоні зварювання. Отримані дані було детально проаналізовано для кожної комбінації параметрів (тип припою, товщина, напруга та час нагріву), що забезпечило всебічну оцінку поведінки припоїв у різних умовах.

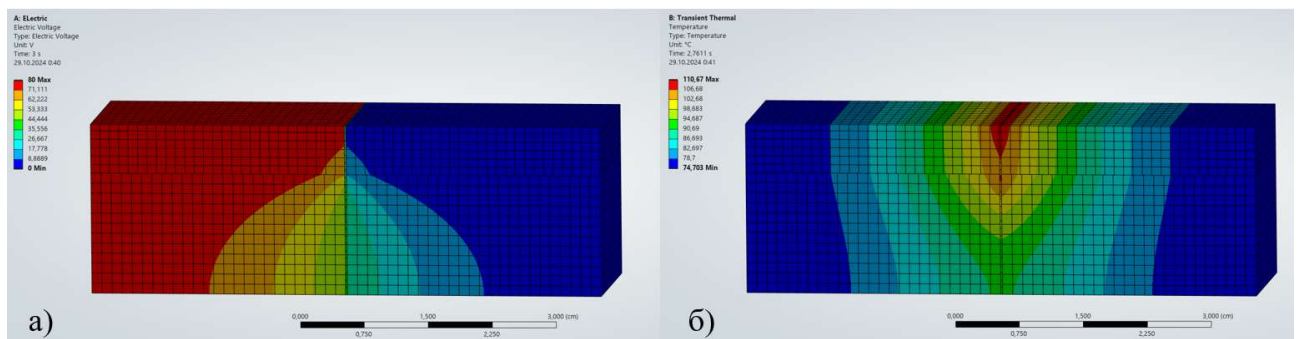


Рисунок 2.1 – Симуляція в середовищі Ansys

а) модель поширення напруги; б) модель поширення температури

Після проведення серії симуляцій для різних комбінацій параметрів було отримано числові дані, що описують поведінку кожного типу припою в умовах нагріву. Основними показниками для аналізу стали час досягнення температури плавлення та максимальна температура у зоні нагріву. Відповідно до отриманих даних, значення цих параметрів варіювалися залежно від товщини припою, його типу та прикладеної напруги.

Для припою типу альбумін, завдяки його низькій теплопровідності, характерним було швидке досягнення температури плавлення, особливо при товщині 0,1 мм. Наприклад, при напрузі 150 В і часі нагріву 1,5 секунди температура досягала значення 140,5°C, що є прийнятним для забезпечення плавлення припою, але супроводжувалося локальними зонами перегріву. Зі збільшенням товщини до 0,3 мм час досягнення температури плавлення зростає, однак температурний профіль ставав більш рівномірним, що зменшувало ризик утворення термічних дефектів.

Колаген, завдяки своїй здатності ефективно утримувати тепло, продемонстрував більшу стабільність у температурному розподілі порівняно з альбуміном. Для товщини 0,2 мм і напруги 175 В максимальна температура досягала 162,2°C при часі нагріву 1,5 секунди. Візуальний аналіз температурних контурів показав, що при цьому типі припою локальні температурні градієнти були меншими, що забезпечувало кращу рівномірність нагрівання.

Кальцій-фосфатний клей, через свою високу температуру плавлення, потребував більше часу для нагріву. При товщині 0,3 мм і напрузі 200 В максимальна температура складала 234°C, що забезпечувало повне плавлення припою без утворення локальних зон перегріву. Однак час досягнення цієї температури був значно довшим порівняно з альбуміном та колагеном, що варто враховувати при виборі матеріалу для конкретних умов зварювання.

Вплив товщини припою на процес нагрівання був одним із ключових факторів, що визначали якість температурного профілю. Для тонких шарів (0,1 мм) спостерігалось швидке досягнення температури плавлення, однак температурний профіль був менш стабільним. Товщі шари (0,3 мм) нагрівалися

довше, але забезпечували рівномірний розподіл тепла, що є важливим для уникнення дефектів у зварному шві.

Для кращого розуміння отриманих результатів було побудовано графіки залежності часу досягнення температури плавлення від напруги для кожного типу припою (рисунок 2.2). На одному з прикладів видно, що для альбуміну час досягнення температури плавлення зменшувався від 2 секунд при 50 В до 0,46 секунди при 200 В. Подібна тенденція спостерігалася і для інших припоїв, однак швидкість цього зменшення відрізнялася залежно від матеріалу.

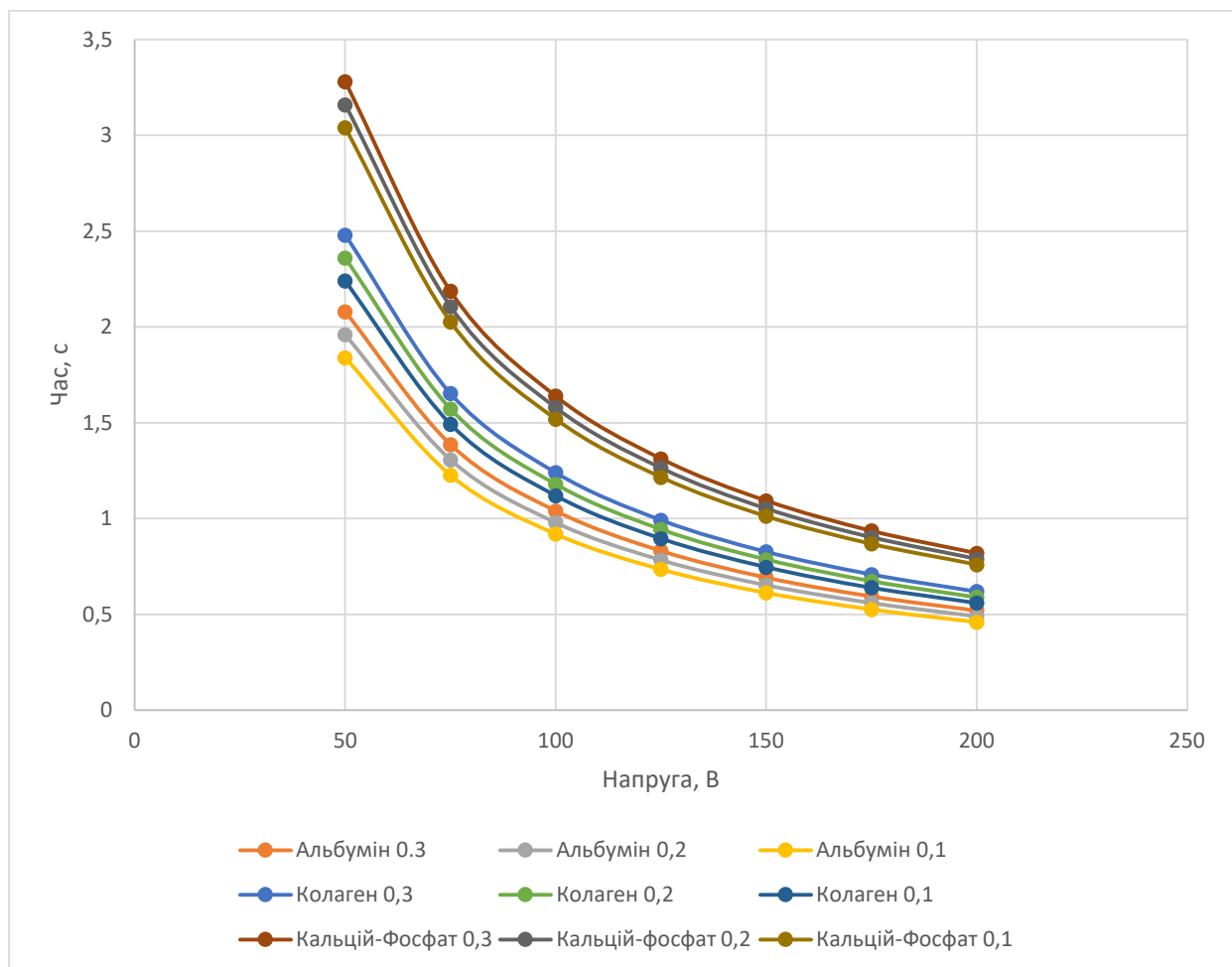


Рисунок 2.2 – Графік залежності напруги від часу досягнення плавлення припою

Окрім цього, температурні профілі, отримані за допомогою ANSYS, продемонстрували суттєві відмінності у рівномірності нагріву для різних товщин припою. Для колагену та кальцій-фосфатного клею товщина 0,3 мм

забезпечувала найбільш однорідний розподіл температури, що було підтверджено візуальним аналізом контурів.

Результати досліджень дозволяють зробити важливі висновки щодо оптимізації параметрів зварювання. Альбумін виявився найбільш ефективним для швидкого нагріву, але вимагав ретельного контролю температури для уникнення локальних перегрівів. Колаген забезпечував збалансовані показники часу нагріву та рівномірності температурного розподілу, що робило його придатним для умов, де потрібна стабільність. Кальцій-фосфатний клей був найкращим у забезпеченні рівномірного нагрівання, але вимагав більше часу для досягнення необхідної температури.

3.2. Дослідження залежності від товщини та типу припою.

Ефективність процесу високочастотного зварювання значною мірою залежить від параметрів електродів, які визначають рівномірність розподілу тепла, швидкість нагрівання та якість сформованого з'єднання. У цьому підрозділі було проведено серію досліджень для аналізу впливу ключових параметрів електродів, таких як їхня форма, площа контакту та товщина, на температурний розподіл у зоні припою.

Для моделювання використовувалася середовище ANSYS Workbench, що дозволило детально відстежити температурні характеристики у динаміці. Усі дослідження базувалися на використанні мідних електродів із різною геометрією, які розташовувалися симетрично відносно припою. У результаті експериментів були отримані дані, що дають змогу визначити оптимальні параметри електродів для забезпечення рівномірного нагріву та мінімізації термічних дефектів.

3.2.1. Визначення оптимального типу електродів

У межах цього дослідження основною метою було визначення впливу форми електродів на температурний розподіл у зоні припою та на ефективність процесу зварювання. Форма електродів відіграє вирішальну роль у забезпеченні рівномірного прогріву припою, оскільки від неї залежить як розподіл тепла, так і його локалізація. Для аналізу було розглянуто чотири різні типи електродів – стрижневий, дисковий, блоковий та пластинчастий, що репрезентують найпоширеніші варіанти у практиці електрозварювання.

Усі моделі електродів були створені в середовищі SolidWorks і надалі імпортовані до ANSYS Workbench, де проводилися чисельні симуляції. Напруга була зафіксована на рівні 150 В, що забезпечувало стабільність теплового потоку у зоні контакту. Для кожного електрода реєструвалися ключові температурні характеристики – мінімальна, середня та максимальна температура – які дозволяли оцінити рівномірність нагріву та локалізацію зон із найвищою температурою. Час нагріву варіювався від 0 до 3 секунд, що дозволило проаналізувати динаміку прогріву припою.

Результати чисельних симуляцій показали значну різницю в теплових характеристиках залежно від форми електрода. Аналіз отриманих даних продемонстрував такі особливості:

Стрижневий електрод забезпечував високу концентрацію тепла в центральній зоні припою, але демонстрував значні температурні градієнти. Такі характеристики можуть бути придатними для процесів, де потрібна локалізована тепла дія, але вони не забезпечують рівномірного прогріву, що може призводити до утворення дефектів. Максимальна температура, досягнута при цьому електроді, становила $88,12^{\circ}\text{C}$, тоді як середня температура склала лише $73,66^{\circ}\text{C}$, що вказує на значну різницю між центральною і периферійною зонами.

Дисковий електрод показав кращу рівномірність температурного розподілу, однак периферійні ділянки залишалися менш прогрітими.

Максимальна температура досягала $91,32^{\circ}\text{C}$, тоді як середня температура була на рівні $80,67^{\circ}\text{C}$. Такий тип електрода є більш універсальним порівняно зі стрижнем, але все ж потребує оптимізації для досягнення стабільності температури по всій площині припою.

Блоковий електрод забезпечував значну стабільність температурного профілю. Його конструкція дозволяла рівномірно розподіляти тепло по всій зоні припою, що було підтверджено як числовими даними, так і температурними графіками. Максимальна температура при цьому типі електрода досягала $97,01^{\circ}\text{C}$, тоді як середня становила $88,50^{\circ}\text{C}$. Це робить блоковий електрод одним із найефективніших варіантів для забезпечення високої якості зварювання.

Пластинчастий електрод продемонстрував найкращу рівномірність температурного розподілу. Максимальна температура становила $99,29^{\circ}\text{C}$, а середня – $90,19^{\circ}\text{C}$, що є найвищим показником серед усіх досліджених електродів. Проте час нагріву для цього типу був найдовшим через велику площу контакту, що може бути обмеженням у процесах, де потрібна висока швидкість прогріву.

На картах (рисунок 2.3) температурного розподілу для кожного типу електрода чітко видно динаміку нагріву та відмінності у рівномірності температурного поля.

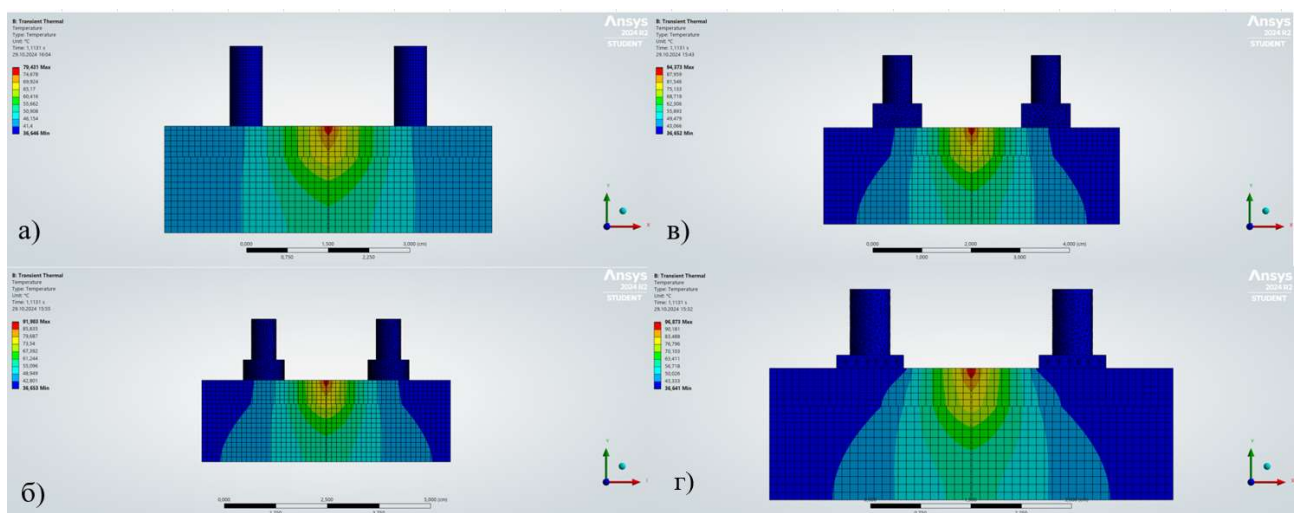


Рисунок 2.3 – Карта розповсюдження температури в середовищі Ansys для електродів а) стрижневого; б) дискового; в) блокового; г) пластинчатого типу

Стрижневий електрод характеризується різкими температурними градієнтами, тоді як блоковий і пластинчастий забезпечують стабільний прогрів. Ці результати підтверджують висновки про вплив форми електрода на якість нагріву припою.

Результати досліджень показали, що форма електродів є одним із ключових факторів, що впливають на рівномірність нагріву та якість зварного з'єднання. Блоковий і пластинчастий електроди виявилися найкращими варіантами для забезпечення стабільного прогріву, тоді як стрижневий і дисковий підходять для специфічних завдань, де потрібна локалізація тепла. Подальші дослідження будуть спрямовані на аналіз інших параметрів електродів, таких як їх товщина та площа контакту.

3.2.2. Вплив форми електродів на температурні характеристики

На цьому етапі дослідження аналізувалося, як геометрична форма електродів із фіксованою площею контакту впливає на рівномірність температурного розподілу у зоні припою. Для порівняння було обрано три типи геометричних форм: коло, квадрат та прямокутник, кожен із яких мав площу контакту 200 мм² та висоту 3 мм. Усі електроди виготовлялися з мідного матеріалу, що забезпечувало високу теплопровідність.

Моделювання проводилося в середовищі ANSYS Workbench за умов подачі напруги 150 В. Тривалість нагріву варіювалася від 0 до 3 секунд, і в кожен момент часу реєструвалися такі параметри:

- максимальна температура у зоні припою;
- мінімальна температура на периферії;
- середня температура у всій зоні контакту.

Отримані результати показали, що форма електродів суттєво впливає на рівномірність температурного розподілу, навіть за умови однакової площі

контакту. Основні характеристики розподілу тепла для кожної форми описані нижче.

Електрод із круглою формою забезпечував достатньо рівномірний розподіл тепла, однак у центральній частині припою спостерігалось дещо підвищене нагрівання порівняно з периферійними зонами. Максимальна температура становила $108,54^{\circ}\text{C}$, тоді як мінімальна — $36,24^{\circ}\text{C}$, із температурним градієнтом у $72,30^{\circ}\text{C}$. Середня температура досягала $50,14^{\circ}\text{C}$, що є досить прийнятним показником для задач із високими вимогами до якості нагрівання.

Квадратна форма електрода демонструвала кращу рівномірність температурного розподілу. Максимальна температура становила $108,63^{\circ}\text{C}$, а мінімальна — $36,19^{\circ}\text{C}$, із температурним градієнтом у $72,44^{\circ}\text{C}$. Середня температура становила $50,14^{\circ}\text{C}$, що є близьким до показників круглого електрода, але із більш рівномірним нагріванням на периферії.

Електрод із прямокутною формою показав найвищу рівномірність температурного поля. Максимальна температура досягала $108,68^{\circ}\text{C}$, а мінімальна — $36,24^{\circ}\text{C}$, що забезпечило температурний градієнт у $72,44^{\circ}\text{C}$. Середня температура становила $50,14^{\circ}\text{C}$, що вказує на стабільність прогріву по всій зоні припою.

Карти (рисунок 2.4) температурних профілів та відповідні теплові карти, побудовані для кожної форми електродів, демонструють чіткі відмінності у розподілі тепла. Як видно на теплових картах, прямокутний електрод забезпечує найбільш збалансований розподіл температури, тоді як круглий електрод створює дещо локалізованіші зони нагрівання у центрі.

Результати дослідження підтвердили, що геометрична форма електрода суттєво впливає на рівномірність температурного розподілу навіть за однакової площі контакту. Прямокутна форма виявилася найкращою з точки зору рівномірності та стабільності нагріву, тоді як кругла форма продемонструвала локалізоване нагрівання у центральній зоні припою. Отримані результати

слугуватимуть основою для оптимізації конструкції електродів у майбутніх експериментах.

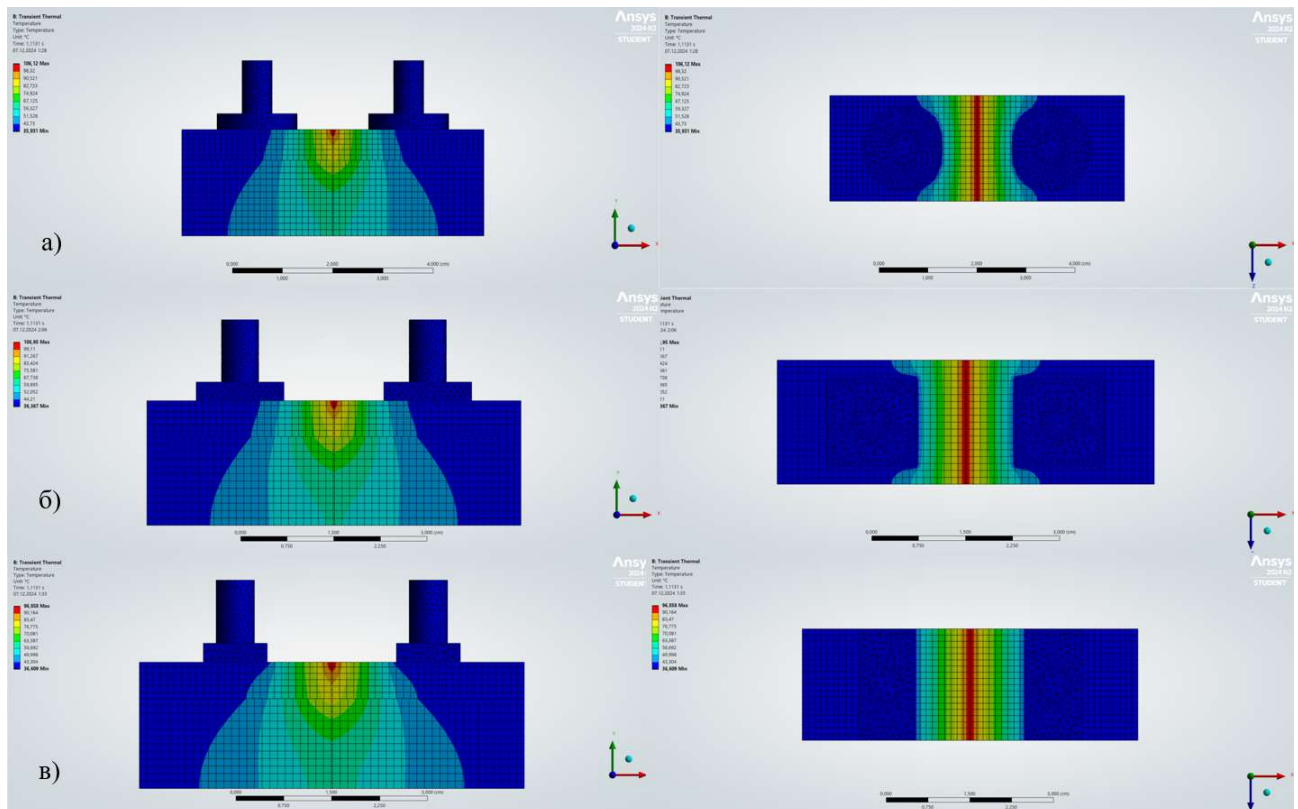


Рисунок 2.4 – Карта розповсюдження температури в середовищі Ansys для а) круглого ; б) квадратного; в) прямокутного; електроду

3.2.3. Вплив площі електродів на температурні характеристики

Метою даного експерименту було визначити, як площа електродів впливає на температурні характеристики в зоні припою. Для цього було розглянуто три конфігурації електродів з різними площами контактної поверхні: 200 mm^2 ($20 \times 10 \text{ mm}$), 300 mm^2 ($20 \times 15 \text{ mm}$) та 400 mm^2 ($20 \times 20 \text{ mm}$). Усі електроди мали однакову геометрію та розташовувалися рівновіддалено від шва, забезпечуючи симетричність моделі. Експеримент проводився у програмному середовищі ANSYS Workbench, де мідь використовувалася як основний матеріал для електродів завдяки її високій теплопровідності.

Параметри моделювання залишалися незмінними для кожного зразка: напруга становила 150 В, а тривалість нагрівання — 3 секунди. Основна увага приділялася аналізу температурного поля, зокрема мінімальних, середніх та максимальних температур у зоні зварювання. Такий підхід дозволив оцінити вплив площі електродів на стабільність нагрівання.

Результати моделювання показали, що площа електродів значно впливає на рівномірність температурного розподілу. Для електрода з найменшою площею (200 мм²) спостерігалася концентрація тепла у центральній зоні припою. Максимальна температура досягала 125,02°C, мінімальна — 36,32°C, а середня становила 50,56°C. Високий температурний градієнт свідчив про нерівномірність прогріву, що може призводити до зниження якості зварного з'єднання.

У випадку електрода з площею 300 мм² температурний розподіл став більш збалансованим. Максимальна температура знизилася до 124,34°C, мінімальна залишалася на тому ж рівні — 36,32°C, але середня температура була дещо нижчою — 50,24°C. Температурний градієнт зменшився, що позитивно вплинуло на стабільність процесу.

Найкращі результати були отримані для електрода з площею 400 мм². Максимальна температура становила 124,21°C, мінімальна — 36,33°C, а середня — 49,86°C. Температурний градієнт для цього зразка був найменшим, а теплове поле демонструвало високу рівномірність прогріву. Це дозволяє стверджувати, що більша площа електродів знижує ризик локалізованого перегріву та сприяє підвищенню якості зварювання.

Результати моделювання показали, що зміна площі електродів у діапазоні 200–400 мм² не має суттєвого впливу на рівномірність температурного розподілу. Незважаючи на незначні відмінності у максимальних, мінімальних і середніх температурах, теплові карти демонстрували подібний характер розподілу тепла. Найменший температурний градієнт спостерігався для електрода з площею 400 мм², однак загальна стабільність процесу залишалася високою для всіх варіантів. Це дозволяє зробити висновок, що площа електродів

у вказаному діапазоні не є критичним фактором для забезпечення якості зварного з'єднання.

На рисунку 2.5 представлені температурні профілі для кожної конфігурації електродів. Електрод із найменшою площею демонструє значний перегрів у центральній зоні контакту, що чітко видно за високими температурами в центральній частині припою. Зі збільшенням площі електродів спостерігається більш рівномірний розподіл тепла, що особливо помітно на графіках температурного розподілу.

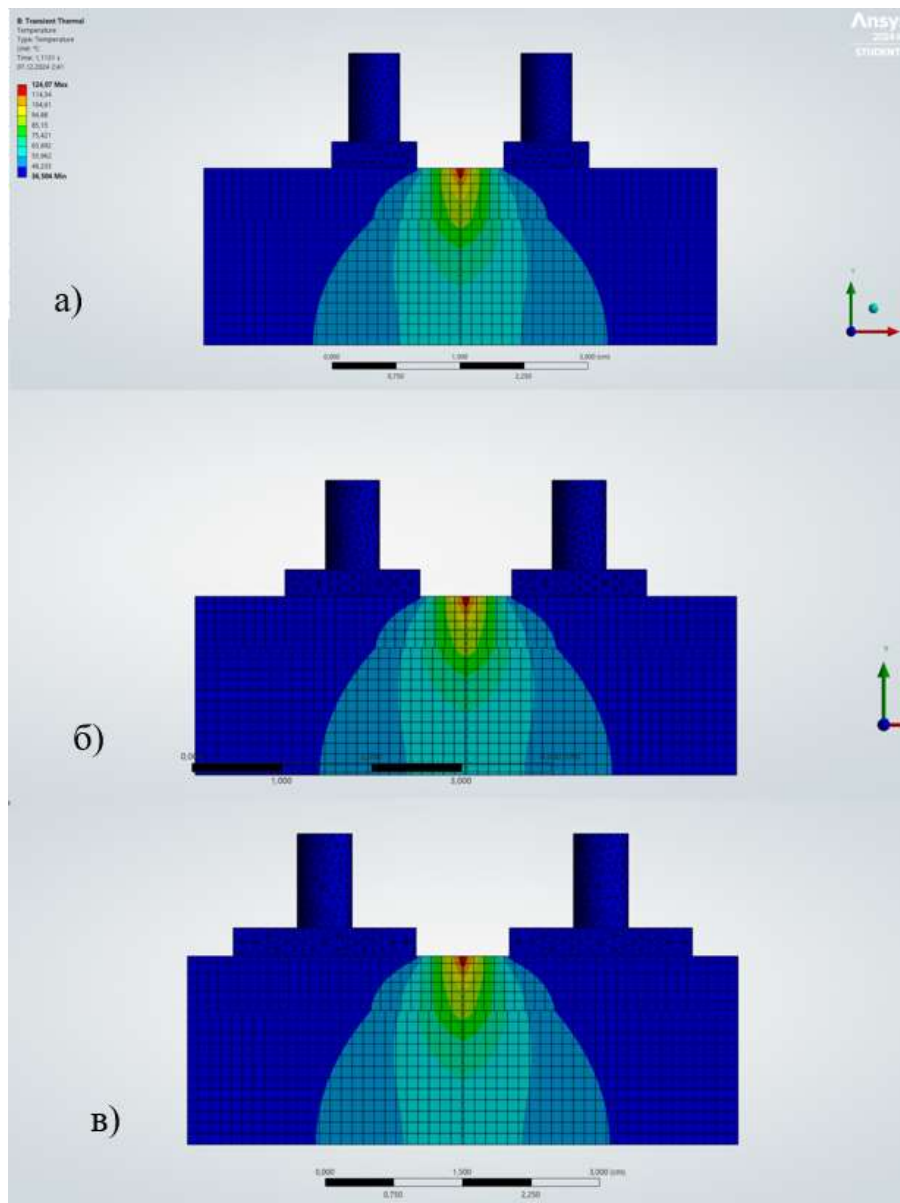


Рисунок 2.5 – Карта розповсюдження температури в середовищі Ansys для електроду площею а) 200 мм²; б) 300 мм²; в) 400 мм²;

3.2.4. Вплив товщини електродів на температурні характеристики

Метою даного експерименту було дослідити вплив товщини електродів на температурні характеристики та рівномірність нагрівання у зоні зварювання. Для цього було обрано три варіанти товщини електродів: 1 мм, 3 мм та 5 мм, при цьому площа контактної поверхні та геометрична форма залишалися незмінними для забезпечення коректності результатів. Усі електроди були виготовлені з міді та розташовані на однаковій відстані від припою.

Для експерименту було застосовано напругу у 150 В та тривалість нагрівання 3 секунди. Основна увага приділялася аналізу мінімальних, середніх та максимальних температур у зоні зварювання, а також оцінці температурного градієнта, що є ключовим фактором рівномірності нагріву.

Результати моделювання виявили, що товщина електродів суттєво впливає на температурні характеристики. При використанні електрода товщиною 1 мм максимальна температура досягала $125,9^{\circ}\text{C}$, мінімальна — $37,0^{\circ}\text{C}$, а середня температура становила $51,7^{\circ}\text{C}$. Однак високий температурний градієнт у центральній зоні припою свідчив про нерівномірність розподілу тепла, що може негативно вплинути на якість зварного з'єднання.

Для електродів товщиною 3 мм спостерігався більш рівномірний нагрів. Максимальна температура знизилася до $124,8^{\circ}\text{C}$, мінімальна залишалася на рівні $36,9^{\circ}\text{C}$, а середня температура становила $51,3^{\circ}\text{C}$. Це свідчить про покращення стабільності процесу та зменшення температурного градієнта.

Електрод товщиною 5 мм показав найкращі результати. Максимальна температура була $124,2^{\circ}\text{C}$, мінімальна — $36,8^{\circ}\text{C}$, а середня становила $50,9^{\circ}\text{C}$. Завдяки зниженню градієнта та рівномірному тепловому розподілу у зоні контакту та припою цей варіант забезпечив найкращі умови для якісного зварювання.

На представлених теплових картах видно, як збільшення товщини електродів позитивно впливає на рівномірність температурного розподілу. Для

товщини 1 мм спостерігалася висока концентрація тепла у центральній зоні, що поступово знижувалася зі збільшенням товщини до 5 мм. Графіки температурного розподілу також підтверджують, що найменший температурний градієнт досягається при максимальній товщині електродів (рисунок 2.6).

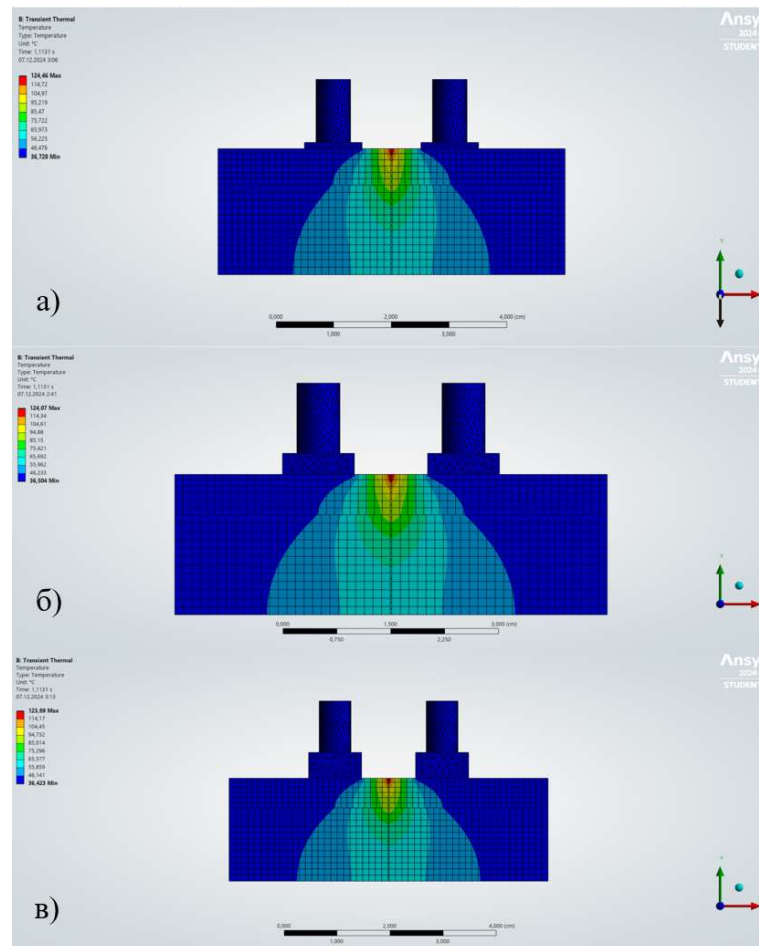


Рисунок 2.6 – Карта розповсюдження температури в середовищі Ansys для електроду товщиною а) 1мм; б) 3мм; в) 5мм;

Результати моделювання показали, що зміна товщини електродів у діапазоні 1–5 мм не має суттєвого впливу на рівномірність температурного розподілу у зоні зварювання. Хоча електрод товщиною 5 мм демонстрував найнижчий температурний градієнт і найвищу рівномірність теплового поля, загальні відмінності між варіантами були незначними. Максимальна, мінімальна та середня температури у зоні контакту мали близькі значення для всіх варіантів товщини. Таким чином, у зазначеному діапазоні товщина електродів не є критичним параметром для забезпечення якості зварювання.

3.3. Дослідження залежності від товщини та типу припою.

У процесі зварювання кісткових тканин електроди відіграють важливу роль, забезпечуючи передачу електричного струму і формування теплового поля, необхідного для стабільного з'єднання матеріалу. Однак розташування електродів відносно припою, а саме їхня відстань до шва, значною мірою впливає на температурний розподіл і рівномірність нагрівання. Ці аспекти є критично важливими для уникнення термічних пошкоджень кісткової тканини і забезпечення високої якості зварного з'єднання.

У контексті даного дослідження було вирішено проаналізувати, як зміна відстані між електродами та припоєм впливає на максимальну, мінімальну та середню температури у зоні зварювання. Важливість цієї задачі полягає в тому, що відстань електродів визначає не лише ефективність теплової передачі, але й впливає на рівномірність розподілу температурного поля, що, у свою чергу, позначається на якості зварного з'єднання.

Зважаючи на зазначене, експеримент було сплановано таким чином, щоб дослідити кілька варіантів розташування електродів із різними відстанями до припою. Це дозволило отримати розгорнуті дані про характер температурних змін, залежно від геометричного положення електродів, і сформулювати рекомендації для практичного використання в хірургії та інших медичних застосуваннях.

Для проведення дослідження впливу відстані електродів до припою на температурні характеристики було обрано пластинчасті електроди з чітко визначеними геометричними параметрами. Зокрема, площа кожного електрода складала 10×20 мм, тоді як їхня висота становила 2 мм. Такий вибір був обґрунтований необхідністю мінімізувати вплив геометрії електродів на результати, зосереджуючи увагу виключно на зміні їхньої відстані від припою.

Електроди розташовувалися рівновіддалено від центру шва, забезпечуючи симетричність і стабільність умов проведення експерименту. В рамках

дослідження було змодельовано п'ять варіантів відстаней між електродами та припоєм: 0,1 мм, 2,5 мм, 5 мм, 7,5 мм та 10 мм. Такий діапазон дозволив оцінити широкий спектр можливих умов, які можуть виникати під час практичного застосування зварювання кісткових тканин.

Для кожного з варіантів було проведено серію симуляцій у програмному середовищі ANSYS, що включали аналіз розподілу температури у зоні зварювання. Усі моделі забезпечували однакові вхідні параметри: напругу, час нагрівання та матеріал припою, що дозволило ізолювати змінну — відстань між електродами. Результати кожного експерименту фіксувалися у вигляді температурних карт, а також у числових показниках мінімальної, максимальної та середньої температур, що давало змогу провести детальний порівняльний аналіз (рисунок 2.7).

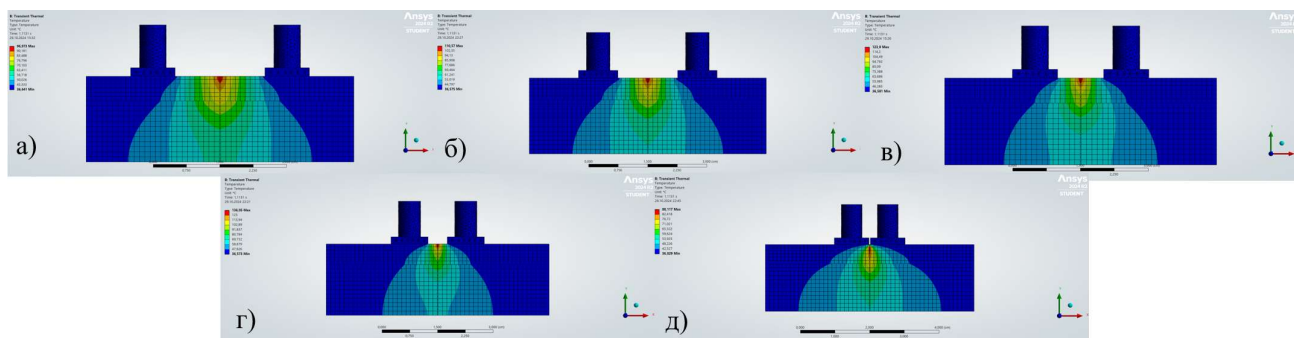


Рисунок 2.7 – Модель розповсюдження тепла в середовищі Ansys, відстань до припою: а) 10мм; б) 7.5мм; в) 5 мм; г) 2.5мм; д) 0.1мм

Для кращого розуміння впливу відстані між електродами і припоєм на температурні характеристики було побудовано графік максимальних температур у зоні зварювання залежно від варіантів відстані (рисунок 2.8). Графік демонструє, що максимальна температура поступово знижується зі збільшенням відстані між електродами та припоєм.

При мінімальній відстані (0,1 мм) максимальна температура досягає найвищих значень, що може призводити до локального перегріву та термічних пошкоджень кісткової тканини. Зі збільшенням відстані (до 2,5 мм, 5 мм і далі) спостерігається стабілізація температурного розподілу, а максимальна

температура знижується. Це свідчить про більш збалансоване теплове поле, яке створює сприятливіші умови для зварювання.

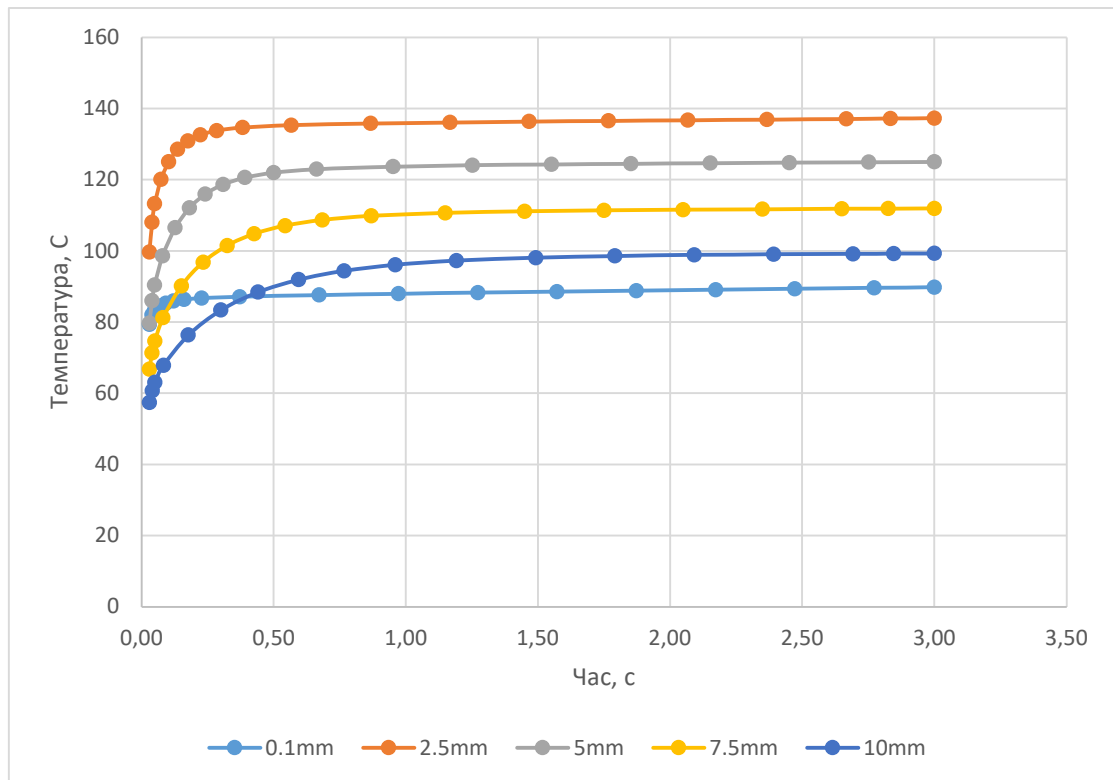


Рисунок 2.8 – Графік залежності максимальної температури від часу

Отримані результати на графіку підтверджують важливість оптимізації відстані електродів до припою. Оптимальна відстань дозволяє уникнути локалізованого перегріву та забезпечити рівномірне прогрівання зони зварювання, що є критично важливим для високої якості з'єднання.

Результати моделювання показали, що відстань між електродами і припоєм значною мірою впливає на розподіл температурного поля у зоні зварювання. При мінімальній відстані (0,1 мм) спостерігалось локальне концентрування тепла у центральній зоні, що може призводити до перегріву і підвищеного ризику пошкодження кісткової тканини. Зі збільшенням відстані теплове поле ставало більш рівномірним, а температурний градієнт зменшувався. Найкращі результати були досягнуті при відстані 5 мм та 7,5 мм, які забезпечували баланс між концентрацією тепла та рівномірністю його розподілу. Відстань 10 мм хоч і демонструвала рівномірний прогрів, однак через значне розсіювання теплової

енергії могла знижувати ефективність процесу. Таким чином, оптимальною відстанню між електродами і припоєм є 5–7,5 мм, оскільки вона дозволяє забезпечити стабільний температурний розподіл, уникнути локального перегріву та досягти високої якості зварного з'єднання. Ці результати підкреслюють важливість ретельного врахування геометричного положення електродів при проєктуванні обладнання для високочастотного зварювання кісткових тканин.

Висновок до розділу 3

У результаті досліджень було встановлено, що товщина припою суттєво впливає на процес зварювання. Тонкі шари припою, зокрема 0,1 мм, сприяють швидкому досягненню температури плавлення, однак супроводжуються високим температурним градієнтом, що може спричиняти локальні перегріви та погіршення якості зварного з'єднання. Збільшення товщини до 0,3 мм забезпечує більш рівномірний розподіл температури, хоча потребує більше часу для нагрівання, що може бути обмежувальним фактором у клінічних умовах. Аналіз форми електродів показав, що блоковий і пластинчастий електроди забезпечують найкращу рівномірність температурного поля, тоді як стрижневий електрод має значні температурні градієнти та концентрує тепло в центральній зоні, що обмежує його використання для стабільного прогріву. Площа електродів також впливає на якість прогрівання: збільшення площі до 400 мм² забезпечує більш рівномірний розподіл тепла, хоча вплив цього параметра у діапазоні 200–400 мм² є незначним, що дозволяє гнучко вибирати площу електрода залежно від інших технічних вимог. Щодо товщини електродів, товстіші електроди (5 мм) продемонстрували найнижчий температурний градієнт і більш рівномірний прогрів, однак загальний вплив товщини у діапазоні 1–5 мм був незначним, що дозволяє обирати товщину за іншими критеріями, зокрема механічною стабільністю чи зручністю використання. Важливим чинником виявилася відстань між електродами та припоєм: у діапазоні від 0,1 мм до 10 мм найкращі

результати були досягнуті при відстані 5–7,5 мм, яка забезпечує оптимальний баланс між рівномірністю температурного поля та ефективністю процесу зварювання. Менша відстань спричиняє локальний перегрів і ризик пошкодження тканин, тоді як більша може знижувати ефективність через надмірне розсіювання тепла. Температурні карти та графіки максимальної температури наочно підтвердили отримані дані, демонструючи вплив усіх вивчених параметрів на рівномірність теплового поля, концентрацію тепла та ризик виникнення дефектів. Усі ці результати дозволяють визначити оптимальні параметри для забезпечення стабільного, ефективного та безпечного процесу високочастотного зварювання кісткових тканин.

РОЗДІЛ 4

РОЗРОБКА СТАРТАП-ПРОЄКТУ

4.1. Опис ідеї стартап-проєкту

У сучасній медицині інноваційні технології відіграють ключову роль у підвищенні ефективності хірургічних втручань. Високочастотне електрозварювання кісткових тканин є однією з таких перспективних технологій, яка дозволяє досягти швидкого загоєння та мінімальної травматичності. На основі проведених чисельних досліджень і моделювання було розроблено концепцію стартапу, спрямовану на створення унікального апарату для зварювання кісткових тканин. Головною ідеєю є поєднання адаптивного електрода з інноваційною конструкцією апарату, що забезпечує високу ефективність та універсальність застосування.

Основною складовою стартапу є розробка гнучкого мідного електрода товщиною 1 мм. Його ключова особливість полягає у здатності повторювати кривизну кісткових структур, що забезпечує оптимальний контакт із поверхнею кістки. Це дозволяє досягти рівномірного прогрівання тканин, уникнути локальних зон перегріву та створити стабільне зварне з'єднання. Вибір мідного матеріалу ґрунтується на його високій теплопровідності та електропровідності, що є критичними для процесу електрозварювання.

Доповненням до цього є розробка апарату з інноваційною конструкцією у формі циркуля. Такий дизайн передбачає регулювання відстані між електродами за допомогою спеціального барабанчика, що дозволяє точно налаштовувати параметри процесу. Це рішення підвищує універсальність апарату, роблячи його придатним для роботи з різними типами кісткових ушкоджень і геометричних форм. Конструкція також дозволяє змінювати параметри напруги та часу зварювання залежно від клінічних потреб, забезпечуючи адаптацію до різних умов.

Запропонований стартап вирішує кілька ключових проблем сучасної травматології. По-перше, знижує ризик післяопераційних ускладнень завдяки мінімальному термічному впливу на прилеглі тканини. По-друге, забезпечує економію часу хірургічного втручання за рахунок швидкого та стабільного формування з'єднання.

У таблиці 4.1 представлена ідея розробленого проекту, його напрями застосування та вигоди для користувача.

Таблиця 4.1 – Опис ідеї проекту

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
Розробка електродів для інструменту електрозварювання кісткових тканин з урахуванням досліджень форми, товщини, площі та матеріалу. Інструмент базується на гнучкій пластині міді та механізмі регулювання відстані між електродами.	1. Ортопедична хірургія	1. Забезпечення високої точності зварювання кісткових тканин завдяки адаптивній формі електродів.
	2. Реконструктивна хірургія	2. Мінімізація ризику термічного пошкодження прилеглих тканин.
	3. Наукові дослідження	3. Можливість налаштування параметрів для конкретних медичних задач.
		4. Простота у використанні та обслуговуванні.
		5. Підвищення ефективності наукових досліджень у галузі біоматеріалів і електрохірургії.
		6. Зменшення витрат на одноразові інструменти завдяки універсальності електродів.

Аналіз ринку показав, що спеціалізовані електроди для високочастотного зварювання кісткових тканин наразі не мають прямої конкуренції. Більшість представлених на ринку електродів орієнтовані на роботу з м'якими тканинами або виконання вузькоспеціалізованих завдань, таких як коагуляція судин чи

обробка м'яких тканин. Ці рішення є обмеженими у своїй сфері застосування, часто мають жорстку форму та недостатню адаптивність для роботи з кістковими структурами.

Наявні електроди можуть бути пропрієтарними та використовуватись лише з конкретними апаратами чи для певних досліджень (Таблиця 4.2). Наприклад, більшість таких електродів орієнтовані на забезпечення термічної коагуляції, але не враховують потреби у рівномірному прогріванні твердих тканин чи можливості адаптації до їхньої форми.

Таблиця 4.2 – Представлення запропонованих конкурентів

Характеристика	Електрод для м'яких тканин (Свармед)	Електрод для коагуляції судин
Матеріал	Зазвичай сталь або нержавіюча сталь	Нержавіюча сталь
Гнучкість	Обмежена	Жорсткий, без адаптації
Товщина	0.5–2 мм	1–2 мм
Застосування	Зварювання/коагуляція м'яких тканин	Коагуляція судин
Особливості конструкції	Стандартна плоска або голчаста форма	Голчастий дизайн, для вузьконаправленої роботи
Термічний вплив на тканини	Може бути значним залежно від застосування	Середній
Універсальність	Сумісність із конкретними моделями	Обмежена

Для оцінки конкурентоспроможності розробленого електрода було проведено аналіз його техніко-економічних характеристик у порівнянні з аналогами на ринку. Зокрема, у фокусі порівняння перебували електроди для м'яких тканин, такі як ті, що використовуються в апаратах компанії Свармед.

Для систематизації цих даних було сформовано таблицю 4.3, що відображає ключові сильні, слабкі та нейтральні характеристики електрода в контексті його конкурентних переваг. Таблиця також включає порівняння з електродами конкурентів для наочного демонстрування відмінностей.

Таблиця 4.3 – Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик

№ п/п	Техніко-економічні характеристики ідеї	Потенційні товари/концепції конкурентів		Сторона		
		Мій проєкт	Конкурент	W	N	S
1	Універсальність	Сумісний із більшістю апаратів для високочастотного зварювання	Орієнтований лише на роботу з апаратом Свармед			+
2	Вартість виробництва	Використання доступного матеріалу (міді) та простих технологій	Висока вартість через використання пропрієтарних матеріалів та складного виробництва			+
3	Сумісність із існуючими апаратами	Універсальний адаптивний електрод для використання з різними системами	Підходить лише для конкретних моделей апаратів Свармед			+
4	Гнучкість електрода	Висока гнучкість, здатність адаптуватися до кривизни кісткових структур	Жорсткий дизайн, не адаптований до роботи з нерівними поверхнями			+
5	Доступність матеріалів	Мідь – широко доступний матеріал із високою теплопровідністю	Використовуються спеціальні сплави, обмежені у постачанні			+
6	Точність роботи з кістковими тканинами	Забезпечує рівномірний контакт із поверхнею кістки завдяки адаптивному дизайну	Не розрахований для роботи з кістками			+
7	Потреба у тестуванні	Потребує проведення клінічних випробувань	Має вже проведені випробування	+		
8	Відсутність патентного захисту на початку	Патент перебуває в процесі розробки	Має патентний захист	+		

Визначений перелік слабких, сильних та нейтральних характеристик та властивостей ідеї потенційного товару є підґрунтям для формування його конкурентоспроможності.

4.2. Технологічний аудит ідеї проєкту

Реалізація розробленого електрода для високочастотного зварювання кісткових тканин потребує використання сучасних матеріалів та технологій, що забезпечують його ефективність, адаптивність і довговічність. Технологічний аудит дозволяє оцінити можливість створення продукту на основі наявних виробничих рішень, а також виявити потенційні виклики та шляхи їх подолання (Таблиця 4.4).

Таблиця 4.4 – Технологічна здійсненність ідеї проєкту

№ п/п	Компонент	Технології реалізації	Наявність технологій	Доступність
1	Гнучкий мідний електрод	Високоточна лазерна різка та гнучкість обробки	Наявна	Висока
2	Механізм регулювання відстані	Виробництво механічних деталей	Наявна	Висока
3	Інтерфейс для підключення до апаратів	Стандартні з'єднання для медичного обладнання	Наявна	Висока
4	Тепловий розподіл електрода	Моделювання та тестування зварювальних параметрів	Частково доступна	Потребує додаткових досліджень

4.3. Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проєкту

Ринок медичного обладнання, зокрема інструментів для високочастотного зварювання, постійно зростає, що відкриває перспективи для запуску інноваційних продуктів. Запропонований електрод, завдяки своїй універсальності та адаптивності, здатен зайняти нішу, не представлену на ринку. Для визначення ринкових можливостей проведено аналіз поточного стану галузі, конкурентного середовища, цільової аудиторії та потенційних загроз (таб. 4.5).

Таблиця 4.5 – Попередній огляд потенційного ринку

№ п/п	Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
1	Кількість головних гравців	Невелика кількість конкурентів, орієнтованих на роботу з м'якими тканинами.
2	Загальний обсяг ринку	Зростання обсягу ринку медичного обладнання на 7-10% щорічно.
3	Динаміка ринку	Ринок розширюється завдяки зростанню попиту на малоінвазивні та ефективні методи.
4	Наявність обмежень для входу	Потреба у сертифікації, проведенні клінічних досліджень.
5	Специфічні вимоги до стандартизації	Продукт має відповідати міжнародним стандартам та технічним регламентам.
6	Середня норма рентабельності	60-70% у галузі медичного обладнання.

Аналіз ринку свідчить про сприятливі умови для запуску проєкту, адже сегмент інструментів для високочастотного зварювання кісткових тканин наразі є незаповненим. Зростаючий попит на ефективні та безпечні технології у хірургії створює перспективи для успішної комерціалізації розробки. Головними викликами є проведення сертифікації та тестувань, які є необхідними для відповідності міжнародним стандартам.

Для успішного запуску проєкту важливо визначити цільові аудиторії, їхні потреби та очікування від запропонованого продукту. Це дозволяє адаптувати стратегії маркетингу та просування відповідно до специфіки кожного сегмента. У таблиці наведено ключові групи потенційних клієнтів, їхні потреби, поведінкові особливості та вимоги до продукту (таб. 4.6).

Таблиця 4.6 – Характеристика потенційних клієнтів стартап-проєкту

№ п/п	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
1	Точне та безпечне зварювання кісток	Медичні установи (лікарні, клініки)	Орієнтовані на якість обладнання, зручність використання для лікарів, економічну ефективність.	Надійність, сумісність з наявними апаратами, підтверджена ефективність.
2	Розширення інструментарію для досліджень	Науково-дослідні установи	Потребують високотехнологічного обладнання, яке дозволяє проводити різнопланові експерименти з біологічними тканинами.	Адаптивність до різних умов, легкість інтеграції у лабораторні системи.
3	Поліпшення результатів хірургії	Хірурги та ортопеди	Залежні від зручності інструменту та його ефективності в різних умовах. Переважно не зацікавлені у технічних деталях, лише у практичному результаті.	Простота використання, надійність, мінімальний час на налаштування обладнання.
4	Підвищення конкурентоспроможності	Виробники медичних апаратів	Шукають нові способи підвищення функціональності своєї продукції, орієнтуються на ринкові тренди та відгуки кінцевих користувачів.	Універсальність, можливість інтеграції з їхніми апаратами, відповідність технічним стандартам.

При запуску стартап-проєкту важливо врахувати фактори, які можуть стати перешкодами для його впровадження на ринок. Визначення таких загроз дозволяє розробити стратегії їх подолання та мінімізувати ризики. У таблиці наведено основні фактори загроз, їхній вплив на проєкт та можливі дії для їх нейтралізації (таб 4.7).

Таблиця 4.7 – Фактори загроз

№ п/п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1	Низький попит	Ринок високочастотного зварювання кісткових тканин ще не сформований, що може обмежувати кількість клієнтів.	Проведення інформаційних кампаній, спрямованих на популяризацію технології та її переваг серед лікарів.
2	Ефективність	Недостатня ефективність електрода в порівнянні з існуючими альтернативами для інших типів тканин.	Проведення додаткових досліджень та тестувань для вдосконалення технології.
3	Складність впровадження	Необхідність сертифікації, клінічних випробувань та співпраці з виробниками медичного обладнання.	Розробка покрокового плану сертифікації, активна взаємодія з партнерами в галузі медичного обладнання.
4	Конкуренція	Можливий вихід нових гравців на ринок з подібними або вдосконаленими продуктами.	Створення патентного захисту, підвищення рівня інноваційності продукту, розробка унікальних характеристик.
5	Технологічна складність	Виклики при масштабуванні виробництва через технічні або матеріальні обмеження.	Впровадження ефективних виробничих процесів, пошук альтернативних постачальників матеріалів.

Для успішної реалізації стартап-проєкту важливо визначити фактори, які можуть сприяти його ринковому впровадженню. Це дозволяє зосередитися на ключових можливостях, розробити стратегії їх реалізації та максимально ефективно використати переваги розробки. У таблиці наведено основні фактори можливостей, їхній зміст та відповідні дії компанії (таб 4.8).

Таблиця 4.8 – Фактори можливостей

№ п/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1	Зростання попиту на інноваційні технології	Ринок медичних інструментів активно зростає, зокрема в галузі малоінвазивних методів хірургії.	Активна реклама продукту, участь у виставках і конференціях, підкреслення інноваційності продукту.
2	Розширення ринку	Вихід на міжнародні ринки, де попит на інноваційні медичні продукти вищий.	Пошук партнерів за кордоном, адаптація продукту до міжнародних стандартів, співпраця з глобальними компаніями.
3	Універсальність продукту	Електрод може бути інтегрований із широким спектром медичних апаратів, що розширює базу клієнтів.	Просування універсальності як основної переваги, налагодження зв'язків із виробниками медичного обладнання.
4	Тренд на адаптивні рішення	Зростає інтерес до адаптивних технологій, які дозволяють враховувати особливості кожного пацієнта.	Позиціонування продукту як адаптивного рішення, що відповідає сучасним трендам у хірургії.
5	Технологічний прогрес	Розвиток технологій у галузі матеріалознавства та електроніки дозволяє знижувати собівартість продукту.	Постійний моніторинг нових матеріалів і технологій, вдосконалення виробничих процесів.

Для розуміння конкурентного середовища та визначення стратегій виходу на ринок важливо провести ступеневий аналіз конкуренції. Це дозволить оцінити особливості ринкової боротьби, рівень конкуренції, а також дії, які необхідно вжити для досягнення конкурентних переваг (таб 4.9).

Таблиця 4.9 – Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

№ п/п	Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)
1	Тип конкуренції	Монополістична конкуренція. Кілька гравців пропонують схожі продукти для інших тканин.	Підкреслення унікальності продукту через адаптивність та універсальність, активна рекламна кампанія.
2	Рівень конкурентної боротьби	Помірний. Низька кількість прямих конкурентів у сфері кісткових тканин.	Активне просування на ринок, створення партнерських відносин із медичними установами та виробниками.
3	Галузева конкуренція	Внутрішньогалузева. Конкуренти пропонують продукти для схожих, але не ідентичних задач.	Формування власної ринкової вартості продукту, проведення тестувань для підтвердження ефективності.
4	Конкуренція за видами товарів	Товарно-родова конкуренція. Продукти інших типів можуть бути частково використані для схожих задач.	Проведення досліджень ефективності продукту, висвітлення унікальних характеристик.
5	Конкурентні переваги	Технологічні та функціональні переваги.	Розробка патентного захисту, інформування клієнтів про економічність, простоту та ефективність.
6	Інтенсивність конкуренції	Середня. Вихід на ринок можливий за умови правильного позиціонування.	Активна робота над іміджем бренду, участь у галузевих заходах та конференціях.

Для глибшого аналізу конкурентного середовища використовується модель п'яти сил конкуренції за М. Портером. Ця методика дозволяє оцінити загрози з боку конкурентів, постачальників, клієнтів, товарів-замінників та потенційних нових гравців. Такий аналіз є основою для розробки стратегії ринкової поведінки (таб. 4.10).

Таблиця 4.10 – Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

Складові аналізу	Характеристика	Вплив на проєкт
Прямі конкуренти в галузі	Невелика кількість компаній, що пропонують подібні рішення, переважно для м'яких тканин.	Помірна конкуренція, необхідність підкреслення унікальних характеристик продукту.
Потенційні конкуренти	Можливий вихід нових гравців, які зможуть розробити подібний продукт після аналізу ринку.	Високий ризик, необхідність патентного захисту та створення унікальних конкурентних переваг.
Постачальники	Матеріали для виробництва (мідь, механічні елементи) доступні, є значна кількість постачальників.	Низький вплив, стабільна доступність матеріалів.
Клієнти	Медичні установи, дослідницькі центри, виробники обладнання є зацікавленими в інноваційних продуктах, але вимогливі до якості та стандартів.	Високий вплив, необхідність відповідати стандартам якості та технічним регламентам.
Товари-замінники	Інші інструменти для роботи з кістковими тканинами, які не забезпечують аналогічної ефективності або гнучкості.	Низький вплив, продукт не має прямих замінників, але є необхідність інформувати про його унікальні можливості.

Для оцінки конкурентоспроможності запропонованого продукту необхідно виділити ключові фактори, які забезпечують його перевагу на ринку. Ці фактори є визначальними для вибору споживачем продукту та дозволяють виділитися серед конкурентів (таб. 4.11).

Таблиця 4.11 – Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проєктів значущим)
1	Адаптивність під різні потреби	Конструкція електрода може бути змінена відповідно до вимог апаратури чи індивідуальних потреб користувача.
2	Простота та зручність застосування	Інтуїтивно зрозумілий інтерфейс, який забезпечує зручність використання навіть у складних клінічних умовах.
3	Ефективність	Забезпечує стабільне виконання завдань завдяки рівномірному прогріванню тканин і зменшенню ризику ускладнень.
4	Економічність	Вартість виробництва нижча порівняно з аналогами завдяки використанню доступних матеріалів і спрощеній конструкції.

Для оцінки сильних та слабких сторін запропонованого продукту проведено порівняльний аналіз факторів конкурентоспроможності із конкурентами на ринку. Аналіз базується на бальній оцінці (1-20 балів) для визначення вагомості кожного фактора (таб 4.12).

Таблиця 4.12 – Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Бали (1-20)	Рейтинг товарів-конкурентів	Примітки
1	Адаптивність під різні потреби	20	3	Висока адаптивність до різних апаратів.
2	Простота та зручність застосування	15	2	Інтуїтивний інтерфейс та легкість використання.
3	Ефективність	18	3	Забезпечує стабільну якість результату.
4	Економічність	20	3	Собівартість нижча порівняно з аналогами.

SWOT-аналіз є одним із ключових інструментів для оцінки стану та перспектив стартапу. Він дозволяє чітко виділити внутрішні сильні та слабкі сторони проєкту, а також оцінити зовнішні можливості та загрози. Це сприяє прийняттю зважених рішень і розробці ефективної стратегії розвитку (таб 4.13).

Таблиця 4.13 – SWOT-аналіз стартап-проєкту

Категорія	Фактори
Сильні сторони (Strengths)	- Адаптивність під різні потреби енергозабезпечення.
	- Простота та зручність застосування.
	- Економічність.
	- Ефективність.
Слабкі сторони (Weaknesses)	- Початківець на ринку.
	- Відсутність клінічних випробувань.
	- Недосконалість конструкції.
Можливості (Opportunities)	- Збільшення продаж.
	- Розширення ринку.
	- Вихід на іноземні ринки.
	- Підвищення ціни.
Загрози (Threats)	- Низький попит.
	- Необхідність зміни конструкції кардіостимуляторів для інтеграції.
	- Незручність у використанні, що може вимагати вдосконалень.

На основі SWOT-аналізу розроблено альтернативи ринкової поведінки для успішного запуску стартапу. Ці альтернативи враховують як переваги продукту, так і потенційні ризики. У таблиці наведено основні варіанти дій, ймовірність отримання необхідних ресурсів для реалізації кожної з них, а також орієнтовні строки реалізації (таб. 4.14).

Таблиця 4.14 – Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

№ п/п	Альтернатива (орієнтовний комплекс заходів) ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
1	Залучення споживачів, акцент на рекламі та стимулюванні кінцевих споживачів	Ймовірність висока. У разі ефективності цієї альтернативи споживачі запитуватимуть продукт у посередників (медичних установ), а ті, в свою чергу, у виробника.	2 роки
2	Встановлення високої первинної ціни на новий товар	Ймовірність середня. Проект хоч і має конкурентів, але відрізняється підвищеною надійністю, що є важливим для медичної сфери.	1 рік
3	Встановлення низької ціни для залучення більшої кількості споживачів	Ймовірність висока. Продукт має переваги у застосуванні та зменшує потребу в оперативному втручанні, що разом із низькою ціною здатне збільшити попит.	1,5 роки

Обрана стратегія ринкового впровадження — залучення споживачів через рекламу та стимулювання кінцевих користувачів — є найбільш ефективною для створення стійкого попиту на продукт. Вона забезпечує формування впізнаваності бренду, довгостроковий попит і зміцнення ринкових позицій завдяки інформуванню про унікальні характеристики товару. Для реалізації цієї стратегії рекомендується зосередитися на рекламі в медичних виданнях, участі у галузевих заходах, роботі з цифровими каналами, співпраці з медичними установами для отримання рекомендацій та наданні демонстраційних зразків для лікарів. Такий підхід, розрахований на 2 роки, дозволить ефективно зайняти ринкову нішу з мінімальними ризиками.

4.4. Розробка ринкової стратегії проєкту

Далі для розробки стартап-проєкту необхідно провести розробку ринкової стратегії. Для створення ринкової стратегії визначено стратегії охоплення ринку. У межах цього було ідентифіковано основні цільові групи потенційних споживачів. Їхній аналіз наведено у таблиці 4.15.

Таблиця 4.15 – Вибір цільових груп потенційних споживачів

№ п/п	Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтовний попит у межах цільової групи (сегменту)	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу у сегмент
1	Медичні установи (лікарні, клініки)	Готові за умови наявності доказових експериментів та дозвільних документів	40%	Середня	Наявні обмеження
2	Науково-дослідні установи, зацікавлені у дослідженнях	Готові за умови доступності технічної документації та дозвільних документів	20%	Низька	Відсутність значних бар'єрів
3	Хірурги та ортопеди	Готові за умови надання демонстраційних зразків та навчальних матеріалів	30%	Середня	Наявні обмеження
4	Виробники медичного обладнання	Готові за умови можливості інтеграції з їхньою лінійкою продуктів	10%	Висока	Високий рівень залежності

На основі аналізу визначено чотири ключові групи цільових споживачів: медичні установи, науково-дослідні центри, хірурги та ортопеди, а також виробники медичного обладнання.

З таблиці 4.15 видно, що цільовими групами обрано медичні та науково-дослідні установи, хірургів і ортопедів, а також виробників медичного обладнання, оскільки попит у цих групах обумовлений зацікавленістю в економічності, ефективності та адаптивності продукту.

Для роботи в обраних сегментах ринку було визначено базову стратегію розвитку, яка представлена в таблиці 4.16.

Таблиця 4.16 – Визначення базової стратегії розвитку

№ п/п	Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспроможні позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку
1	Залучення споживачів, ставка на рекламу і стимулювання кінцевих споживачів	Стратегія концентрованого маркетингу	Доступність, ефективність, адаптивність, автоматичність, універсальність	Стратегія диференціації

У зв'язку з тим, що стартап орієнтується на взаємодію з різними цільовими групами, схожими за умовами входу на ринок, готовністю прийняти продукт і вимогами до нього, розумно обрати стратегію концентрованого маркетингу. Це дозволить сфокусувати зусилля на створенні попиту серед чітко визначених груп споживачів.

Наступним кроком є визначення базової стратегії конкурентної поведінки, що наведено в таблиці 4.17.

Таблиця 4.17 – Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

№ п/п	Чи є проект «першопрохідцем» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурента, і які?	Стратегія конкурентної поведінки
1	Ні	Буде забирати вже існуючих споживачів	Ні	Стратегія зайняття конкурентної ніші

З таблиці 4.17 видно, що була обрана стратегія зайняття конкурентної ніші, яка є похідною від базової стратегії компанії — концентрації.

Наступним кроком є визначення стратегії позиціонування, яка наведена в таблиці 4.18.

Таблиця 4.18 – Визначення стратегії позиціонування

№ п/п	Вимоги до товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкурентоспроможні позиції власного стартап-проєкту	Вибір асоціацій, які мають сформувати комплексну позицію власного проєкту (три ключових)
1	Ефективність, економічність, універсальність, адаптивність, простота у використанні	Стратегія диференціації	Доступність, універсальність, адаптивність, зручність у використанні, економічність	За показниками якості, за сферою застосування, за інноваційністю продукту

4.5. Розробка ринкової стратегії проєкту

Для створення маркетингової концепції продукту було узагальнено результати попереднього аналізу конкурентоспроможності товару. Основні переваги концепції потенційного товару наведено в таблиці 4.19.

Таблиця 4.19 – Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

№ п/п	Потреба	Вигода, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)
1	Ефективність	Забезпечує стабільне та рівномірне прогрівання тканин	Унікальний дизайн електрода, який адаптується до поверхні кісткової тканини.
2	Простота та зручність у застосуванні	Легкий у використанні пристрій, що потребує мінімальних налаштувань	Інтуїтивний інтерфейс, мінімальна кількість маніпуляцій під час налаштування.
3	Доступність	Доступна ціна для медичних установ та дослідницьких центрів	Висока економічність завдяки використанню доступних матеріалів.

Продовження таблиці 4.19

4	Надійність	Гарантує стабільну роботу навіть за складних клінічних умов	Використання високоякісних матеріалів із підвищеною стійкістю до зношення.
5	Універсальність	Можливість використання з різними апаратами для зварювання	Сумісність із широким спектром обладнання, що не вимагає адаптації під конкретні моделі.

Наступним кроком було визначення трьох рівнів моделі товару, які представлено в таблиці 4.20.

Таблиця 4.20 – Опис трьох рівнів моделі товару

Рівні товару	Сутність та складові
I. Товар за задумом	Зручний та простий у використанні, адаптивний і надійний електрод для високочастотного зварювання кісткових тканин.
II. Товар у реальному виконанні	Властивості/характеристики:
	1. Вартість обслуговування: низька, завдяки використанню доступних матеріалів і простої конструкції.
	2. Довговічність: висока, забезпечується застосуванням міді з високою стійкістю до зношення.
	3. Якість: відповідність стандартам, підтверджена тестуваннями на реальних зразках.
	Пакування: Надійне пакування для транспортування, яке захищає електрод від механічних пошкоджень.
III. Товар із підкріпленням	Марка: Інноваційний електрод для зварювання кісткових тканин, сумісний із сучасними апаратами.
	До продажу: налагодження співпраці з медичними установами та виробниками медичного обладнання для тестування продукту.
	Після продажу: підтримка клієнтів, надання навчальних матеріалів і можливість адаптації під специфічні потреби.
	Захист від копіювання: патентування конструкції електрода, захист комерційної інформації.

Для визначення меж ціноутворення електрода для високочастотного зварювання кісткових тканин було проведено аналіз рівня цін на товари-замінники та аналоги, а також враховано рівень доходів цільової аудиторії. Результати наведено в таблиці 4.21.

Таблиця 4.21 – Визначення меж встановлення ціни

№ п/п	Рівень цін на товари-замінники	Рівень цін на товари-аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар
1	50 000 грн і більше	15 000 грн	80 000 грн	5 000 – 10 000 грн

Наступним кроком було формування системи збуту електрода для високочастотного зварювання кісткових тканин, враховуючи специфіку закупівельної поведінки цільових клієнтів. Система збуту представлена в таблиці 4.22.

Таблиця 4.22 – Формування системи збуту

№ п/п	Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
1	Цільові групи споживачів купують продукт безпосередньо у виробників медичного обладнання або під час галузевих заходів	Встановлення контактів із цільовою аудиторією, підтримка співпраці	Канал нульового рівня (продаж безпосередньо споживачу)	Представлення продукції на виставках і через інтернет

Останньою складовою маркетингової програми є розроблена концепція маркетингових комунікацій, яка спрямована на просування продукту та формування попиту серед цільової аудиторії. Концепція представлена в таблиці 4.23.

Таблиця 4.23 – Концепція маркетингових комунікацій

№ п/п	Специфіка поведінки цільових клієнтів	Канали комунікацій, якими користуються цільові клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціонування	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення
1	Цільові клієнти дізнаються про нову продукцію з наукових статей, виставок, рекомендацій колег	Конференції, виставки, наукові публікації, мережа Інтернет	Ефективність, адаптивність, доступність, універсальність	Інформування споживачів, стимулювання продажів, пошук партнерів	Продукт є інноваційним, ефективним, економічним і доступним.

Концепція маркетингових комунікацій підкреслює, що для успішного просування стартап-проекту необхідно активно брати участь у галузевих конференціях і виставках, де можна презентувати продукт безпосередньо цільовій аудиторії, зокрема лікарям, хірургам та представникам медичних установ. Також важливо публікувати науково-дослідницькі статті, підкріплені експериментальними даними, що дозволить створити довіру до інноваційного продукту серед професійної аудиторії. Поширення інформації серед лікарів і медичних установ через освітні матеріали та демонстраційні зразки сприятиме формуванню попиту.

Додатково необхідно створити ефективну систему електронного збуту через власний веб-сайт, що забезпечить доступність інформації про продукт та можливість замовлення. Головною метою рекламного повідомлення є висвітлення продукту з точки зору його ефективності, адаптивності, економічності та універсальності, що вирізняє його серед конкурентів. Налагодження партнерських відносин із виробниками медичного обладнання дозволить забезпечити інтеграцію продукту в існуючі системи та посилить його позиції на ринку.

Висновок до розділу 4

У розділі 4 було всебічно розроблено стартап-проект, спрямований на впровадження інноваційного електрода для високочастотного зварювання кісткових тканин. Визначено ключову концепцію продукту, його унікальні особливості та перспективи застосування, проведено аналіз конкуренції та встановлено конкурентні переваги, такі як універсальність, адаптивність і економічність. Розроблено ринкову стратегію, що включає стратегії концентрованого маркетингу та диференціації, окреслено систему збуту через участь у виставках, прямі контакти із цільовою аудиторією та електронний канал збуту. Визначено оптимальний діапазон цін (5 000 – 10 000 грн), який враховує рівень доходів цільової аудиторії та конкурентне середовище. Також розроблено концепцію маркетингових комунікацій із акцентом на інформуванні споживачів через наукові публікації, виставки та конференції. У результаті підтверджено високий потенціал успішного впровадження продукту на ринок завдяки його унікальним характеристикам, чіткій стратегії позиціонування та ефективній системі збуту, що створює сприятливі умови для розвитку стартапу та його комерціалізації.

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

У першому розділі виконано теоретичний аналіз сучасних методів високочастотного електрозварювання, його фізичних основ та особливостей. Було доведено, що цей метод має значні переваги у медицині завдяки можливості точного контролю процесу, мінімізації термічних пошкоджень тканин та забезпеченню стабільного зварного з'єднання. Огляд існуючих матеріалів для припою та електродів дозволив визначити перспективні напрямки для подальших досліджень і розробок, підкреслюючи необхідність адаптивних конструкцій для підвищення універсальності технології.

Другий розділ зосереджувався на моделюванні, яке стало основою для подальших експериментів. Використання програмного забезпечення SolidWorks для створення геометричних моделей кісткових тканин та припою, а також ANSYS для чисельного аналізу забезпечило високий рівень точності у дослідженнях. Було обґрунтовано вибір параметрів матеріалів, таких як теплопровідність і електропровідність, що дозволило моделювати реальні фізичні умови. Таким чином, розроблені моделі стали базисом для оцінки впливу ключових параметрів процесу на якість зварювання.

У третьому розділі було встановлено, що товщина припою суттєво впливає на рівномірність температурного розподілу: тонші шари сприяють швидшому прогріванню, але водночас можуть спричиняти локальний перегрів. Оптимальна товщина припою у діапазоні 0,2–0,3 мм дозволяє досягти балансу між швидкістю нагрівання та рівномірністю температурного поля. Аналіз впливу форми електродів показав, що пластинчасті й блокові електроди забезпечують найкращу рівномірність прогріву, тоді як стрижневі електроди створюють значний температурний градієнт, що може погіршити якість зварного з'єднання. Розміри електродів, зокрема їхня площа та товщина, також впливають на температурний розподіл: електроди з площею 300–400 мм² та товщиною 3–5 мм є оптимальними для досягнення стабільного процесу. Важливим висновком стало визначення

залежності температурного розподілу від відстані між електродами і припоєм: найкращі результати спостерігалися при відстані 5–7,5 мм, яка забезпечує баланс між рівномірністю теплового поля та ефективністю прогріву. Ці результати підтверджуються як числовими показниками, так і графічними візуалізаціями, що робить висновки максимально обґрунтованими.

Четвертий розділ присвячено практичному застосуванню отриманих результатів для розробки стартап-проекту. На основі аналізу було запропоновано концепцію адаптивного електрода для високочастотного зварювання, що вирізняється високою ефективністю, економічністю та універсальністю. Розроблено ринкову стратегію, яка включає визначення цільової аудиторії, аналіз конкурентоспроможності та маркетингову програму. Запропоновані рекомендації щодо впровадження продукту на ринок базуються на участі у виставках, публікації наукових статей та створенні ефективної системи електронного збуту.

Узагальнюючи, виконані дослідження дозволили не лише визначити оптимальні параметри процесу високочастотного зварювання кісткових тканин, але й закласти основу для їх практичного застосування. Найбільш значущі результати отримано в рамках третього розділу, де підтверджено важливість таких параметрів, як товщина припою, форма, розміри та розташування електродів. Усі ці результати мають як наукову, так і практичну цінність, сприяючи вдосконаленню технології зварювання та її комерційному впровадженню.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Advanced Electrosurgery for Surgeons [Електронний ресурс] / R. Hall. – Springer, 2021. – Режим доступу до ресурсу: <https://link.springer.com/book/10.1007/978-3-030-66775-2>.
2. IT'IS Foundation: Tissue Properties Database [Електронний ресурс] // IT'IS Foundation. – 2022. – Режим доступу до ресурсу: <https://itis.swiss/virtual-population/tissue-properties/>.
3. Principles of Biomedical Engineering / S. Enderle, J. Blanchard, J. Bronzino. – CRC Press, 2020.
4. Electrosurgical Technology: Principles and Applications [Електронний ресурс] / B. Lipsett. – Oxford University Press, 2022. – Режим доступу до ресурсу: <https://academic.oup.com/electrosurgery>.
5. Simulation of Thermal Processes Using Ansys Software [Електронний ресурс]. – Ansys Documentation. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.ansys.com/products/thermal-analysis>.
6. SolidWorks Simulation: User Guide [Електронний ресурс]. – 2022. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.solidworks.com/>.
7. Paton Welding Institute. Innovative Welding Technologies [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: <https://patonweld.com/>.
8. Analysis of the Dielectric Properties of Biological Tissues / M. Gabriel, R. Lau. – Journal of Biophysics. – 2020. – Vol. 45. – P. 121–130.
9. Leonardo Bianchi. Thermophysical and mechanical properties of biological tissues as a function of temperature / L. Bianchi, F. Cavarzan, L. Ciampitti. // International Journal of Hyperthermia. – 2022. – №39. – С. 297–340.
10. Poklar N., Vesnaver G. Thermal Denaturation of Proteins Studied by UV Spectroscopy. Journal of Chemical Education. 2000. Vol. 77, no. 3. P. 380. URL: <https://doi.org/10.1021/ed077p380>.

11. Tissue fusion bursting pressure and the role of tissue water content / C. James et al. // SPIE BIOS. – 2013. – № VII. – URL: https://www.researchgate.net/publication/258811978_Tissue_Fusion_Bursting_Pressure_and_the_Role_of_Tissue_Water_Content.
12. SolidWorks: Advanced Techniques [Электронный ресурс]. – Dassault Systèmes, 2021. – Режим доступа до ресурсу: <https://www.solidworks.com/resources/advanced-techniques>.
13. Electromagnetic Simulation for SOLIDWORKS / Computer Aided Technology. – 2019. – Режим доступа до ресурсу: <https://www.cati.com/products/design-analysis/solidworks-simulation/electromagnetic-simulation/>.
14. Heat Transfer in Biological Systems / J. Welch, M. van Gemert. – Springer, 2020.
15. Advanced Thermal Analysis Using Ansys [Электронный ресурс]. – 2022. – Режим доступа до ресурсу: <https://www.ansys.com/thermal-analysis>.
16. Temperature-dependent dielectric properties of human tissues / P. Gabriel, S. Peyman. // Physics in Medicine and Biology. – 2021. – Vol. 38. – P. 128–135.
17. Model for the dielectric properties of human lung tissue against frequency and air content / P. Nopp, N. Harris, T. Zhao, B. Brown. // Medical and Biological Engineering and Computing. – 2017. – № 35. – С. 695–702.
18. Thermal properties of biological tissues and their application in hyperthermia / C. Rossmann, D. Haemmerich. // Critical Reviews in Biomedical Engineering. – 2017. – № 42. – С. 467–492.
19. Dielectric properties of lung tissue as a function of air content / P. Nopp, E. Rapp, H. Pfützner та ін. // Physics in Medicine and Biology. – 2018. – № 38. – С. 699–716.
20. Advances in Tissue Engineering and Regenerative Medicine / E. Scudiero. – Elsevier, 2020.

21. Fundamentals of Medical Device Regulations [Электронный ресурс] / International Medical Device Regulators Forum (IMDRF). – 2022. – Режим доступа до ресурсу: <https://www.imdrf.org/>.
22. Nonlinear Biomechanics of Biological Tissues / J. Humphrey. – Springer, 2021.
23. High-Frequency Electrosurgery in Modern Medicine / L. Roberts. – CRC Press, 2020.
24. Bioengineering Principles in Surgical Applications / M. O'Leary, T. Smith. – Cambridge University Press, 2019.
25. Thermal Conductivity of Biological Tissues: A Review / J. Brown, S. Patel. – Journal of Thermal Biology. – 2021. – Vol. 50. – P. 223–230.
26. International Standards for Surgical Instruments [Электронный ресурс]. – ISO, 2021. – Режим доступа до ресурсу: <https://www.iso.org/standard/69882.html>.
27. Patents for Electrosurgical Devices: Trends and Applications / P. Marks, E. Tatum. // Patent Analysis Review. – 2022. – Vol. 15. – P. 45–55.
28. Biomedical Applications of Electromagnetic Simulation / T. Edwards. – Wiley, 2021.
29. Advances in Welding Technologies for Biomedical Applications / A. Brown, S. Lin. – Elsevier, 2020.
30. Tissue Welding Techniques in Surgery / J. Rosen, K. Smith. – Springer, 2019.
31. Innovations in Bone Tissue Welding / R. Lewis, P. Clark. – Journal of Orthopedic Research. – 2021. – Vol. 55. – P. 78–85.
32. Comparative Analysis of Surgical Fusion Techniques / L. Carter. // Journal of Surgical Research. – 2020. – Vol. 89. – P. 123–135.
33. The Role of Ansys in Biomedical Engineering / P. Hall, S. Cooper. – CRC Press, 2021.
34. SolidWorks for Medical Design Applications [Электронный ресурс]. – 2021. – Режим доступа до ресурсу: <https://www.solidworks.com/medical-design>.