

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

До захисту допущено:

Завідувач кафедри

_____ Владислав ШЛИКОВ

« ____ » _____ 2023 р.

Дипломна робота

на здобуття ступеня бакалавра

за освітньо-професійною програмою Медична інженерія

спеціальності 163 Біомедична інженерія

**на тему: «Моделювання процесу зварювання кісток в програмному забезпеченні
Ansys»**

Виконав:

студент IV курсу, групи БМ-92

Прокудін Андрій Ігорович _____

Керівник:

д.т.н., проф. кафедри БМІ

Лебедев Олексій Володимирович _____

Консультант з охорони праці:

Доцент каф. ОППЦБ, к.т.н., доцент

Демчук Гліб Вікторович _____

Рецензент:

д.мед.н., проф., завідувач кафедри ББЗЛ

Худецький Ігор Юліанович _____

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

Студент _____

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

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)
Спеціальність – 163 «Біомедична інженерія»
Освітньо-професійна програма «Медична інженерія»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ Владислав ШЛИКОВ

«___» _____ 2023 р.

ЗАВДАННЯ

на дипломну роботу студенту

Прокудіну Андрію Ігоровичу

1. Тема роботи «Моделювання процесу зварювання кісток в програмному забезпеченні Ansys», керівник роботи Лебедев Олексій Володимирович, д.т.н., проф.каф.БМІ, затверджені наказом по університету від «31» травня 2023р. №2106-с
2. Термін подання студентом роботи «9» червня 2023р.
3. Вихідні дані до роботи: наукова та технічна література, креслення інструменту, моделювання процесу зварювання
4. Зміст дипломної роботи: огляд літературних джерел, ознайомлення з методами зварювання та припоєм для зварювання, проектування інструменту для зварювання, створення моделі біологічної тканини кістки, моделювання процесу зварювання кістки, аналіз небезпек при зварюванні за допомогою інструменту
5. Перелік ілюстративного матеріалу: презентація у форматі MS Power Point.
6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Охорона праці	Демчук Г.В. доцент кафедри «Охорона праці, промислової та цивільної безпеки»		

7. Дата видачі завдання 5 квітня 2023 р.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1	Отримання завдання на ДР	12 квітня 2023 р.	
2	Огляд літературних джерел	17-24 квітня 2023 р.	
3	Розробка моделі біологічної тканини в середовищі SpaceClaim	1-7 травня 2023 р.	
4	Моделювання інструменту в середовищі SolidWorks	1-7 травня 2023 р.	
5	Проведення дослідження та моделювання в середовищі Ansys	8-12 травня 2023 р.	
6	Аналіз та оформлення результатів	15-21 травня 2023 р.	
7	Підготовка розділу ДР «Охорона праці»	28-31 травня 2023 р.	
8	Оформлення пояснювальної записки до дипломної роботи	1-6 червня 2023 р.	
9	Проходження нормоконтролю по оформленню ДР	червня 2023 р.	
10	Отримання рецензії та відгуку керівника	червня 2023 р.	
11	Подання пакету документів по ДР	9 червня 2023 р.	
12	Захист ДР	22 червня 2023р.	

Студент _____

Андрій ПРОКУДІН

Керівник роботи _____

Олексій ЛЕБЕДЄВ

АНОТАЦІЯ

Тема дипломної роботи: «Моделювання процесу зварювання кісток в програмному забезпеченні Ansys».

Обсяг дипломної роботи становить 56 сторінок, де міститься 13 таблиць, 35 ілюстрацій. Загалом опрацьовано 27 джерел.

Актуальність: в наш час, травми кісток, до того ж дуже важкі, стали зустрічатися дедалі частіше. Серед пошкоджень опорно-рухової системи більшість становлять відкриті переломи, які можуть мати значний вплив на якість життя людей, викликаючи біль, обмеження руху, фізичну непридатність, встановлення інвалідності і психологічні проблеми.

Зараз для скріплення зламаних кісток використовують металеві штифти, пластинки, цвяхи, болти, дріт, балки. Усі ці операції остеосинтезу містять в собі багато небезпек та ускладнень. Тому були спроби відмовитися від громіздких металевих сторонніх тіл і з'єднувати зламані або роздроблені фрагменти кісток за допомогою зварювання. Розробка спеціальних інструментів для зварювання кісток є важливим напрямом в медичній технології, який має великий потенціал і перспективи. Ці інструменти можуть використовуватися в для з'єднання або відновлення кісток, допомагаючи уникнути потреби в їхньому видаленні або заміні.

Мета: моделювання процесу зварювання кісток та підбір оптимальний параметрів для зварювання.

Завдання:

1. Огляд літератури.
2. Моделювання інструменту для зварювання.
3. Розробка моделі біологічної тканини та припою для зварювання.
4. Проведення досліджень, що включає в себе електричний і температурний аналізи, для визначення оптимальних параметрів режиму для зварювання.

Ключові слова: Зварювання кісток, кістка, параметри, інструмент, припій, пластина.

ANNOTATION

Topic of diploma: "Modeling the process of bone welding in Ansys software".

The volume of the thesis is 56 pages, which contains 13 tables and 35 illustrations. A total of 27 sources were used.

Relevance: Nowadays, bone injuries, especially severe ones, have become more and more common. Among the injuries of the musculoskeletal system, the majority are open fractures, which can have a significant impact on the quality of life of people, causing pain, limitation of movement, physical inability, disability and psychological problems.

Currently, metal pins, plates, nails, bolts, wire, and beams are used to fix broken bones. All of these osteosynthesis surgeries have many dangers and complications. Therefore, there have been attempts to abandon bulky metal foreign bodies and connect broken or fragmented bone fragments by welding. The development of special tools for bone welding is an important area of medical technology that has great potential and prospects. These tools can be used to connect or repair bones, helping to avoid the need for bone removal or replacement.

Aim: To model the bone welding process and select optimal welding parameters.

Tasks:

1. Literature review.
2. Modeling of the welding tool.
3. Development of a model of biological tissue and solder for welding.
4. Conducting research, including electrical and temperature analyzes, to determine the optimal mode parameters for welding.

Keywords: Bone welding, bone, parameters, tool, solder, plate.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	7
РОЗДІЛ 1 ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА	9
1.1 Будова кістки та її властивості	9
1.2 Методи лікування переломів кісток	10
1.3 Перспективи електрозварювання кісток	15
1.4 Припій для зварювання	17
Висновки до розділу 1	20
РОЗДІЛ 2 МОДЕЛЮВАННЯ ТА ПРОГРАМНІ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ.....	21
2.1 Програмні забезпечення.....	21
2.2 Проектування інструменту	21
2.3 Розробка моделі зварювання.....	30
Висновки до розділу 2.....	32
РОЗДІЛ 3 МОДЕЛЮВАННЯ ПРОЦЕСУ ЗВАРЮВАННЯ ТА ДОСЛІДЖЕННЯ ОПТИМАЛЬНИХ ПАРАМЕТРІВ РЕЖИМІВ ЗВАРЮВАННЯ	33
Висновки до розділу 3.....	42
РОЗДІЛ 4 ОХОРОНА ПРАЦІ.....	43
4.1 Характеристики інструменту для зварювання.....	43
4.2 Оцінка потенційних небезпек що створюються конструкцією інструменту, який проектується, та заходи їх усунення	46
4.3 Розробка «Інструкції по техніці безпеки при роботі з інструментом»	50
Висновки до розділу 4.....	51
ВИСНОВКИ	52
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ	53

					БМ92.27.3105.2106					
Вим	Лист	№ докум.	Підпис	Дата						
Розробив		Прокудін А.І			Моделювання процесу зварювання кісток в програмному забезпеченні Ansys	Лім.	Лист	Листів		
Перевірів		Лебедев.О.В					6	56		
Реценз.		Худецький І.Ю				КПІ ім. Ігоря Сікорського ФБМІ БМ-92				
Н. Контр.		Андреев П.І.								
Затвердив		Шликов В.В.								

ВСТУП

Актуальність: в наш час, травми кісток, до того ж дуже важкі, стали зустрічатися дедалі частіше. Особливо зростає кількість травмованих через військові дії. Зараз серед пошкоджень опорно-рухової системи більшість становлять відкриті переломи, які можуть мати значний вплив на якість життя людей, викликаючи біль, обмеження руху, фізичну непридатність, встановлення інвалідності і психологічні проблеми. Удосконалення методів лікування та розробка нових інструментів сприятиме зменшенню травматичних наслідків, прискорення загоєння та покращення функціонального відновлення постраждалих [11].

Лікування переломів і тривалий відновлювальний період рідко проходять безболісно. Щоб гарантовано повернути кінцівкам рух і повну функціональність, необхідна допомога висококваліфікованих спеціалістів та спеціальних інструментів [3].

Встановлено, що результати консервативних методів лікування переломів кісток іноді бувають гірші, ніж хірургічне лікування. Різноманітні способи остеосинтезу при суворо певних свідченнях мають об'єктивно доведені переваги перед консервативними методами лікування. Зараз для скріплення зламаних кісток використовують металеві штифти, пластинки, цвяхи, болти, дріт, балки і т. д. Усі ці операції остеосинтезу містять в собі багато небезпек та ускладнень [5].

Хоча введення металевих конструкцій напряду не шкодить тканинам, але іноді організм може негативно реагувати на них. Крім того, при металевому остеосинтезі обов'язково потрібно робити вторинну операцію – вилучення скріплювальних конструкцій [5]. Тому були спроби відмовитися від громіздких металевих сторонніх тіл і з'єднувати зламані або роздроблені фрагменти кісток за допомогою зварювання. В таких операціях перспективно використовувати метод електрозварювання.

					БМ92.27.3105.2106	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		7

Удосконалення методів зварювання кісток є важливим напрямом в медичній технології, який має великий потенціал і перспективи. Ці методи використовуються для з'єднання або відновлення кісток, допомагаючи уникнути потреби в їхньому видаленні або заміні.

Мета: моделювання процесу зварювання кісток та підбір оптимальний параметрів для зварювання.

Задачі:

1. Огляд літератури.
2. Моделювання інструменту для зварювання.
3. Розробка моделі біологічної тканини та припою для зварювання.
4. Проведення дослідження, що включає в себе електричний і температурний аналізи, для визначення оптимальних параметрів режиму для зварювання.

РОЗДІЛ 1

ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Будова кістки та її властивості

Кістка – це тверда тканина, яка складається з живих тканин, таких як колагенові волокна, протеїни та мінерали, кальцій і фосфор. Кістки є важливою складовою людського організму, які виконують важливі функції. Вони надають опору, захищають внутрішні органи, сприяють рухові та забезпечують утримання м'язів [14]. Будова кісток дозволяє їм виконувати ці функції, а їх властивості забезпечують міцність і еластичність, необхідні для життєдіяльності організму [16].

Кістка людини складається з декількох шарів, які утворюють її структуру[8].

Зовні кістка, за винятком суглобових поверхонь, покрита окістям, яка виконує захисну, поживну та кісткоутворюючу функцію (рис.1.1). Окістя покриває компактну кістку, яка складається з щільної та твердої тканини, що забезпечує високу міцність та щільність. Усередині компактної кістки знаходиться губчаста кістка, що складається з мережі тонких пластинок та просторів, заповнених кістковим мозком. Губчаста кістка має більш пористу структуру, ніж компактна кістка, забезпечує легкість кістки при збереженні її міцності [8].

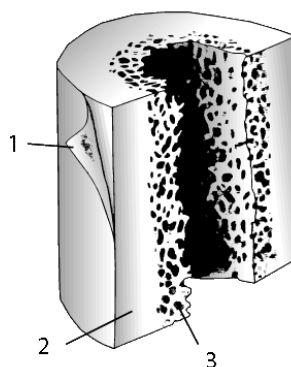


Рисунок 1.1 – Структура кістки [8]; Вигляд у розрізі: 1 – окістя; 2 – компактна кістка; 3 – губчаста кістка.

Кістки мають кілька важливих властивостей, які роблять їх придатними для виконання функцій організму:

Міцність: Кістки є дуже міцними і здатними витримувати великі навантаження. Це забезпечується комбінацією колагенових волокон і мінеральних солей, які забезпечують пружність та жорсткість кістки. Колагенові волокна надають гнучкість, тоді як мінеральні солі роблять кістку твердою [14, 16].

Еластичність: Кістки мають певну еластичність, що дозволяє їм гасити сили, що виникають при русі або під час ударів. Ця властивість забезпечує захист внутрішніх органів та уникнення пошкоджень [14, 16].

Регенерація: Кістки здатні до самовідновлення. Якщо кістка зазнає пошкодження, наприклад, перелому, організм активує процес ремонту. Клітини, відповідальні за формування кісткової тканини, починають розмножуватися і відновлювати пошкоджену частину кістки [14].

Кровотворення: Кістки також мають роль у кровотворенні. У губчастому матеріалі кістки міститься кістковий мозок, який є місцем утворення нових клітин крові - еритроцитів, лейкоцитів і тромбоцитів [8, 14, 16].

Кістки є надзвичайно важливим елементом нашого організму, який надає опору, захищає внутрішні органи та дозволяє рухатися. Будова кісток складається з остеоїдної, кісткової та сполучної тканин, а їх властивості, такі як міцність, еластичність, регенерація та роль у кровотворенні, дозволяють кісткам виконувати свої функції. Розуміння будови та властивостей кісток є важливим для підтримки здоров'я та добробуту нашого організму. Будь-яка зміна може мати серйозні наслідки і призвести до поганих наслідків [8].

1.2 Методи лікування переломів кісток

Вибір методу лікування перелому кісток є індивідуальним і залежить від багатьох факторів [1], і тільки лікар може зробити відповідний вибір, оцінивши

					BM92.27.3105.2106	Лист
						10
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

всі особливості клінічної ситуації та проаналізувавши різні фактори, такі як:

- характер перелому: розмір та форма перелому, кут зміщення, наявність фрагментів, рівень пошкодження тканин навколо перелому та інші фактори, що визначають ступінь складності лікування;
- вік пацієнта;
- супутні захворювання;
- місце розташування перелому.

Основні методи лікування переломів кісток [1]:

- консервативне лікування;
- хірургічне лікування.

Консервативне лікування переломів зазвичай передбачає застосування іммобілізації, що не потребує хірургічного втручання, таких як гіпсові пов'язки, тягарі, ортези та інші фіксуючі засоби який утримує ушкоджену ділянку в правильному положенні для зростання кісток [1]. Ці методи можуть бути ефективними для лікування ряду типових переломів, але важливо враховувати характер і тяжкість перелому, а також індивідуальні особливості пацієнта (рис.1.2).

Пов'язку накладають на ушкоджену кінцівку, щоб забезпечити її іммобілізацію. Гіпс зазвичай залишається на ушкоджену місці протягом кількох тижнів або місяців, залежно від серйозності перелому і швидкості зростання кістки.



Рисунок 1.2 – Лікування перелому консервативним методом

Хірургічне лікування переломів – це один з основних методів лікування переломів. Існують різні методи хірургічного лікування, які залежать від типу та характеру перелому.

Остеосинтез – це метод хірургічного лікування переломів, що полягає у з'єднанні фрагментів зламаної кістки і стабільній фіксації за допомогою спеціальних металевих конструкцій – пластин, гвинтів, дротів тощо, що дозволяють закріпити кістку в анатомічно правильному положенні до настання повного зрощення [5]. Вигляд остеосинтезу можна побачити на рисунку 1.3.



Рисунок 1.3 – Лікування перелому хірургічним методом

Поряд з цим виділяють декілька методів остеосинтезу:

- ультразвукове зварювання;
- лазерне зварювання;
- електрозварювання.

Ультразвукове зварювання – це метод лікування переломів кісток, який виконується з застосуванням ультразвукових хвиль. На відміну від звичайних методів остеосинтезу, які використовують пластини, гвинти або інші конструкції для фіксації та стабілізації перелому [21, 22].

Сутність ультразвукового зварювання кісток полягає в тому, що електричні коливання, які виробляє генератор, потрапляють на обмотку магнітостриктора, який перетворює їх на механічні.

Ці коливання трансформуються, за допомогою хвилеводу. Ультразвукове коливання доходячи до фрагментів(уламків), трансплантатів, кісткового щєбню, впливають на тих та утворюють міцне з'єднання [21, 22].

В якості провідника енергії ультразвукових коливань використовується ціакрин. Процес зварювання починають з підготовчих технологічних операцій в зоні зварювання, які являються необхідними для міцного та надійного з'єднання. На зону з'єднання уламків кісток наносять визначену кількість ціакрину та кісткового щєбню [22].

Ультразвукові механічні коливання, які підводяться за допомогою хвилеводу шляхом торкання до рідкого мономеру, розповсюджуються в ньому, впливають на мономер та кісткові поверхні, які сприяють процесам дифузії та подальшої полімеризації мономеру з переходом його з рідкого стану в твердий. При цьому повний час процесу злічується секундами [22].

Метод ультразвукового зварювання характеризується розповсюдженням коливань в рідкому мономері, що сприяє розвитку процесів впливу коливань на рідкий мономер. При цьому можна зазначити, процеси безпосереднього впливу коливань на рідкий мономер, короткочасні кавітаційні процеси, процеси розвитку акустичних потоків та змінного тиску [22].

Дані процеси призводять до підвищення хімічної активності рідкого мономеру, процесами дифузії на кордоні розділу рідина – кісткова тканина, полімеризації рідкого мономеру та підвищенню температури в області зварювання [22].

Дифузійні процеси та підвищення хімічної активності мономеру сприяє взаємодії з компонентами кісткової тканини, зокрема з колагеном [21].

Вплив ультразвукових коливань на ціакрин призводить до полімеризації цієї речовини. Додавання кісткового щєбню прискорює процес полімеризації з утворенням твердого та міцного зварювального шову. Вигляд ультразвукового зварювання можна побачити на рисунку 1.4.

					БМ92.27.3105.2106	Лист
						13
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

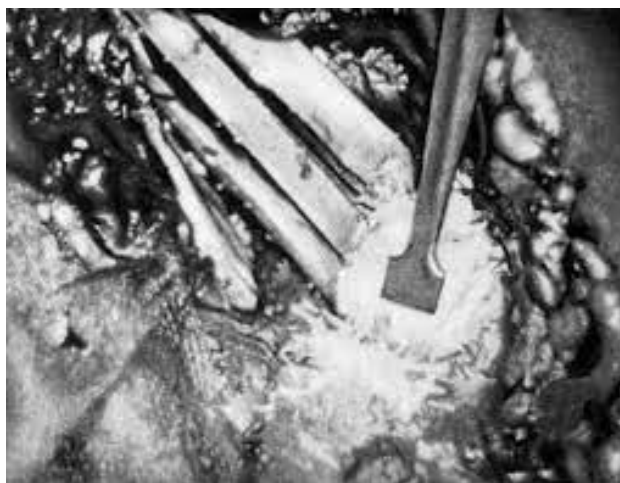


Рисунок 1.4 – Ультразвукове зварювання кістки

Отже, ультразвукове зварювання є ефективним та перспективним методом, який допомагає прискорити процес лікування та відновлення функцій кістки.

Лазерне зварювання кісток - це метод, який використовується в медицині для об'єднання або зцілення переломів або дефектів кісток. Цей процес здійснюється за допомогою лазерного променя, який направляється на місце перелому або розщеплення кістки, щоб сприяти зростанню і зціленню [25].

Принцип лазерного зварювання кісток полягає в тому, що лазерне випромінювання впливає на кісткову тканину, нагріваючи її. При достатній концентрації енергії, це нагрівання сприяє з'єднанню кісткових фрагментів. Лазерне зварювання забезпечує точне і контрольоване поєднання кісткових тканин, що дозволяє досягти міцного і стабільного зцілення [25].

Переваги лазерного зварювання кісток полягають у тому, що воно може бути використане для з'єднання навіть маленьких фрагментів кісток і не вимагає використання кламерів або металевих пластин для фіксації. Це дозволяє уникнути додаткового травмування тканин навколо перелому [25, 26].

Лазерне зварювання кісток здійснюється за рахунок нагрівання кісткових тканин та припою для зварювання [18,25]. Лазерний промінь постійно контролюється і налаштовується, щоб забезпечити оптимальне нагрівання без пошкодження навколишніх тканин.

Під дією лазерного променю, кісткові фрагменти поступово нагріваються розплавляючи припій, після чого їхні поверхні плавляться та зливаються разом.

Процес зварювання триває досягнення міцного з'єднання кісткових фрагментів. Після завершення зварювання, хірург закриває доступ і може використати додаткові методи фіксації, якщо потрібно [25].

Одна з переваг лазерного зварювання кісток полягає в тому, що цей метод не вимагає використання металевих пластин або гвинтів для фіксації кісткових фрагментів. Це дозволяє уникнути додаткового травмування тканин та може сприяти швидшому одужанню [18, 25, 26].

Лазерне зварювання кісток впливає на кісткову тканину за допомогою лазерного променю, який має певні характеристики, такі як довжина хвилі та потужність [25].

Нагрівання кісткової тканини: Лазерний промінь має енергію, яка абсорбується кісткою. Коли лазерний промінь спрямовується на кістку, він нагріває її поверхню, внутрішні шари та припій. Це нагрівання сприяє плавленню припою і кісткової тканини [25].

Плавлення кісткової тканини: Під дією лазерного променю, поверхня кістки та припою плавляться. Плавлення відбувається при високій температурі, але контрольовано і точно. При цьому створюється плавка маса, яка допомагає об'єднати кісткові фрагменти під час зварювання [25].

Зливання кісткових фрагментів: Після плавлення, кісткові фрагменти знаходяться поруч один від одного. За допомогою лазерного променю, їхні поверхні зливаються разом з припоєм, формуючи міцне з'єднання. Цей процес забезпечує стабільність та міцність відновленої кістки.

1.3 Перспективи електрозварювання кісток

Електрозварювання кісток, може стати новим, сучасним хірургічним методом фіксації кісткових переломів. Цей метод може використовуватися для

					BM92.27.3105.2106	Лист
						15
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

з'єднання двох кісткових фрагментів за допомогою спеціальних електродів, біологічного, біосумісного припою та впливу електричного струму [19, 20].

Через електроди подається електричний струм. Цей струм проходить через електроди, що розташовані на обох боках кісткового дефекту або перелому. В результаті, кістки та припій розігріваються, а їх поверхні розплавляються, що дозволяє їм з'єднатися разом.

Оскільки кістка є провідником тепла, важливо контролювати температуру під час хірургічних процедур, включаючи електрозварювання. Хірурги зазвичай можуть почати використовувати спеціальні пристрої, які дозволяють точно регулювати і моніторити температуру, щоб уникнути перегріву кістки та зменшити ризик ушкодження.

Електрозварювання кісток також має свої обмеження і ризики. Наприклад, можливість інфекції, реакції на матеріал електродів, термічне пошкодження. Тому перед проведенням процедури необхідно здійснити ретельну оцінку переваг та ризиків, враховуючи індивідуальні особливості пацієнта [25, 27].

Утворення зварного з'єднання базується на технології електротермічної денатурації білкових молекул, при якій використовується електрострум. Цей електрострум викликає часткове руйнування клітинних структур, що призводить до виливання білкової рідини. Коли білок тканини згортається через процес коагуляції, відбувається злипання тканин і формування зварного з'єднання. Після певного часу морфологічна структура тканини поступово відновлюється. [18, 19, 20].

Під час зварювання, більш лабільні глобулярні білки піддаються тепловій денатурації, що відбувається при підвищенні температури. Цей процес перетворює структуру білків і призводить до утворення клеєподібної субстанції. В хірургії широко використовуються спеціалізовані медичні клеї або білкові препарати, наприклад, альбумін, які наносяться на місця з'єднання пошкоджених структур. Високочастотне зварювання є перевагою, оскільки

воно уникне використання чужорідних матеріалів і усуне проблеми імунної несумісності [18].

Зварювання може викликати проблеми, такі як термічне пошкодження навколишніх структур, перегрівання тканин і недостатня коагуляція. Перегрівання може призвести до затримки загоєння і навіть руйнування.

Напруга та тривалість зварювання автоматично регулюються в залежності від стану і товщини тканини, ступеня забрудненості електродів та сили їх стиснення. Імпеданс, що відображає стан тканини, використовується як інформація про її стан. Імпеданс спочатку знижується під час зварювання через нагрівання рідини в тканині, а потім зростає внаслідок коагуляції білка і висушування тканини. Система керування стабілізує імпеданс шляхом регулювання напруги під час процесу зварювання [19,27].

Припій для зварювання є найважливішими завданнями сучасної хірургії впровадження в клінічну практику нових способів поєднання тканин, простих у виконанні для хірурга та щадних для хворого. Для їх здійснення потрібна низка необхідних умов, що забезпечують надійність з'єднання, що гарантує функціонування в ранньому післяопераційному періоді та якнайшвидше відновлення функцій оперованої тканини [18].

1.4 Припій для зварювання

Як сказано у патенті US RE43,134 E [18] пластинка складається з людського сироваткового альбуміну, сформованого в тонкий, еластичний лист і денатурований. Денатурована пластинка може бути стерилізована, для зберігання пластини до використання. Крім того, вона може бути просочена різними біологічними агентами .

Механічні властивості пластини роблять її особливо придатною для зварювання тканин. Спосіб виготовлення цієї пластини включає розміщення певної кількості в'язкого розчину альбуміну між двома непористими листами,

					BM92.27.3105.2106	Лист
						17
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

які слугують формою, розчин розподіляють в формі до вибраної і стабільної рівномірної товщини. Утворений таким чином «бутерброд» з розчином альбуміну, поміщається в контейнер, який потім вакуумується. Потім «бутерброд» нагрівають за допомогою автоклавування або занурення у водяну баню. на водяній бані при температурі не менше 86°C. Денатурація розчину альбуміну, що потрапив у контейнер, змінює його стан з в'язкої рідини на гнучке тверде тіло. Іншим аспектом цього припою є спосіб використання альбумінової пластинки для відновлення пошкодження живих тканин. Спосіб включає зварювання альбумінової пластинки з ушкодженими ділянками тканини. Припій розміщують біля ушкодженої ділянки, щоб приварити її до поверхні тканини. В альтернативних варіантах альбумінова пластинка виготовляється з добавками у вигляді біологічно активних речовин [18].

Альбумінову пластинку виготовляють з схваленого FDA людського сироваткового альбуміну. Тому вона є повністю біосумісною. Як правило, інші біоматеріали (желатин, колаген або еластин) отримують з тваринного походження. Ці матеріали викликають супутні побоювання щодо антигенності, імунного відторгнення та реакції на чужорідні тіла. Крім того, передача тваринних вірусів і хвороб викликає занепокоєння. Використання людського сироваткового альбуміну значно зменшує ці побоювання, оскільки послідовність і структура білка мало відрізняються у різних людей. Крім того, людський сироватковий альбумін піддається стерилізації і усуває ризик тваринних хвороб, що перетинають видові бар'єри, до людини [18]. Пластину можна побачити на рисунку 1.5.

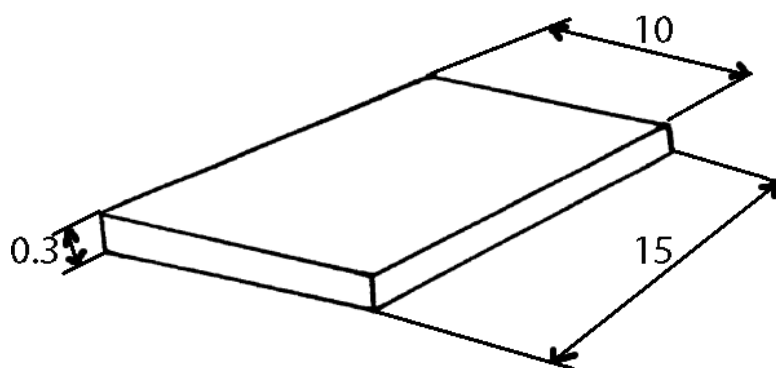


Рисунок 1.5 – Вигляд пластини з денатурованого альбуміну, патент US
RE43,134 E [18]

Припій являє собою плівку, що має заздалегідь визначену товщину. Переважна товщина становить 0,3 мм, хоча пластинка може бути виготовлена з більшою або меншою товщини в діапазоні від 0,075 мм до більш ніж 0,3 мм. Денатурована альбумінова пластинка прозора, тонка, гнучка і переважно має рівномірну товщину. З нею можна маніпулювати вручну легко і без особливої обережності, завдяки досить високій міцності на розрив та гнучкості. Незважаючи на невелику липкість, вона не прилипає до рук. Денатурація залишає пластину стабільною в різних середовищах. Денатурована альбумінова пластинка не розчиняється у воді та фізіологічному розчині або після контакту з тканиною. Пластинка вимагає зберігання у вакуумі, але зберігає свою пластичність протягом приблизно 15 хвилин на робочому столі. Денатурований альбумін має декілька переваг при зварюванні тканин порівняно з відомим припоями [18].

По-перше, його відносна нерозчинність дозволяє користувачеві репозиціонувати пластинку після розміщення на місці пошкодження. Пластину з денатурованого альбуміну можна ковзати по поверхні тканини. Крім того, денатуровану пластину можна підняти для видалення або репозиції [18].

По-друге, пластинка утворює зварений шар альбуміну рівномірної товщини рівномірної товщини завдяки постійним розмірам.

Ця однорідність усуває слабкі місця у зварному шві тканин, спричинені тонкими ділянками в припої або зварювальних матеріалах [18].

По-третє, пластинка може бути просякнута одним або декількома біологічно активними речовинами, що включають фармацевтичні препарати, гормони, гомеостатичні агенти або інші терапевтичні агенти [18].

У переважному варіанті виконання розчин альбуміну концентрують до концентрують до 50-58% до того, як її перетворюють на денатуровану альбумінову пластинку. Біосумісний денатурований альбумін містить достатній вміст води для того, щоб бути пластичним, і має товщину в діапазоні від 0,075 мм до 0,3 мм. Пластинка має міцність на розрив близько 625 кПа та еластичність приблизно від 1700 кПа до 4000 кПа. Загалом, при зварюванні температура повинна бути не меншою 86 °С, для плавлення, та 90-130 °С до затвердіння. Пластина денатурованого альбуміну зберігає свої властивості при високих температурах, які потрібні для зварювання [18].

Висновки до розділу 1

У даному розділі було розглянуто будову кістки та її властивості, методи лікування переломів, описано принцип дії електрозварювання кісток, лазерного зварювання, впровадження припою для зварювання в хірургію, описали переваги та недоліки кожного методу.

РОЗДІЛ 2

МОДЕЛЮВАННЯ ТА ПРОГРАМНІ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ

2.1 Програмні забезпечення

Для створення моделі інструменту використовували програмне забезпечення SolidWorks. SolidWorks – це широко поширене програмне забезпечення 3D-моделювання та комп'ютерного проектування. Основною перевагою є повний набір інструментів і функцій для проектування, зручний інтерфейс, точне моделювання та інтеграцією з іншим інженерним програмним забезпеченням [13]. SolidWorks використовувався для проектування інструменту.

Для створення моделі зварювання біологічної тканини було обрано програмне забезпечення SpaceClaim. SpaceClaim – це програмне забезпечення для 3D-моделювання та комп'ютерного проектування. Перевагою SpaceClaim є інтуїтивно зрозумілі та універсальні інструменти для створення, редагування та керування 3D-геометрією [14]. Інтеграція з іншими інженерними програмами, що дала змогу одразу імпортувати нашу біологічну тканину в програмне забезпечення Ansys для проведення досліджень. ANSYS – це програмне забезпечення для інженерного моделювання, яке дозволяє моделювати та аналізувати різні фізичні явища[13]. Також використовували програмне забезпечення CS6 для побудови рисунків.

2.2 Проектування інструменту

Інструмент розроблявся на основі стандартного затискача для зварювання, який буде працювати в парі з пасивним електродом. За допомогою

					БМ92.27.3105.2106	Лист
						21
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

штекерів інструмент та пасивний електрод буде підключатись до апарату для зварювання. Після чого за допомогою інструменту затискаємо кістку з одного боку в зоні перелому, а з іншого боку, ближче до зони зварювання, зазвичай пасивний електрод закріплюють на тілі пацієнта, але на рисунку 2.1 він зображений на кістці для наглядного прикладу застосування. Потім подаємо на інструмент напругу, в результаті чого кістка та припій почнуть нагріватись, а її поверхні у зоні зварювання розплавляться, що призведе до з'єднання.

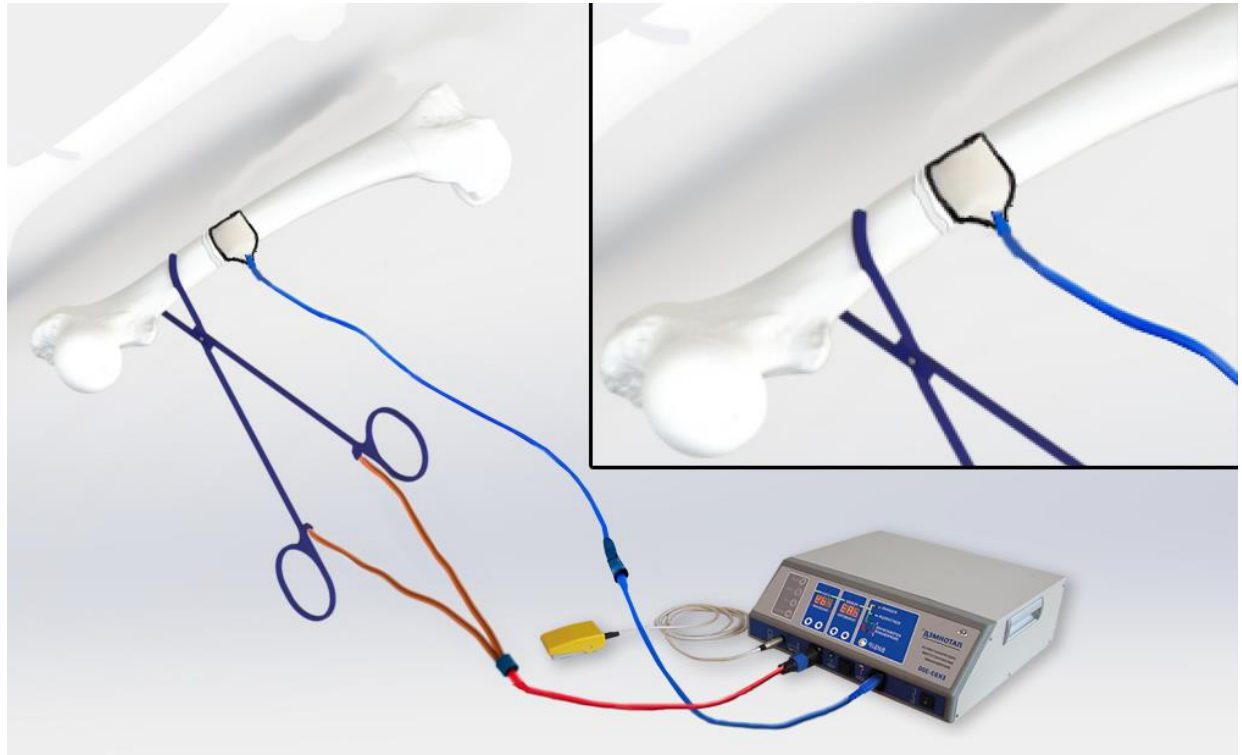


Рисунок 2.1 – Застосування інструменту на моделі кістки

Проектування починалось з креслення ескізу браншей для натискання (рис. 2.2) та штекеру для підключення дротів до інструменту (рис. 2.3). За допомогою використання панелі «Ескіз».

Нижче на рисунку 2.2 можна побачити розміри ручки. Розміри представлені у мм.

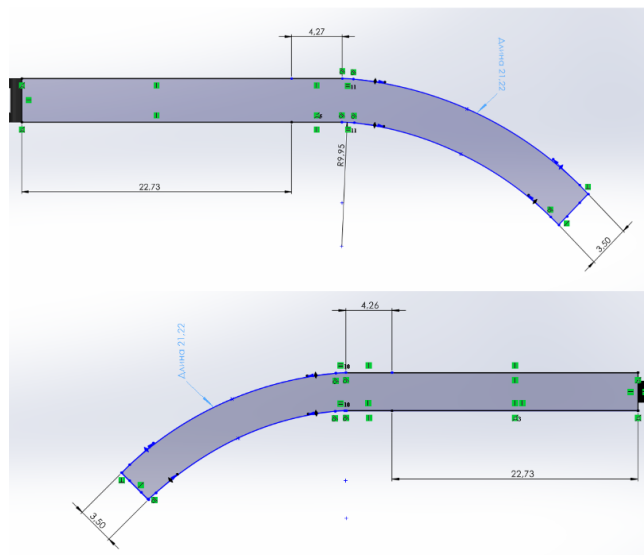


Рисунок 2.4 – Ескіз робочої частини інструменту в середовищі Solidworks

Після проектування 2D-ескізу була використана функція «Витягнута бобишка», яка дала змогу витягнути ескіз на 3 мм, також застосували функцію «Закруглення» з радіусом 0.5 мм для надання заокругленої форми інструменту, після чого було отримано 3D модель частини інструменту (рис. 2.5). Було додано ескіз штекеру діаметром в 1.75 мм, з подальшим витягненням бобишки на 10 мм з кутом нахилу в 2° (рис. 2.6). Наскрізний виріз для посадочного місця був створений перпендикулярно вектору витягнення бобишки в з'єднувальній частині інструменту товщиною 2 мм та шириною 20.12 мм (рис. 2.7).



Рисунок 2.5 – Вигляд 3D-моделі частин інструменту створеного в середовищі Solidworks

					БМ92.27.3105.2106	Лист 24
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

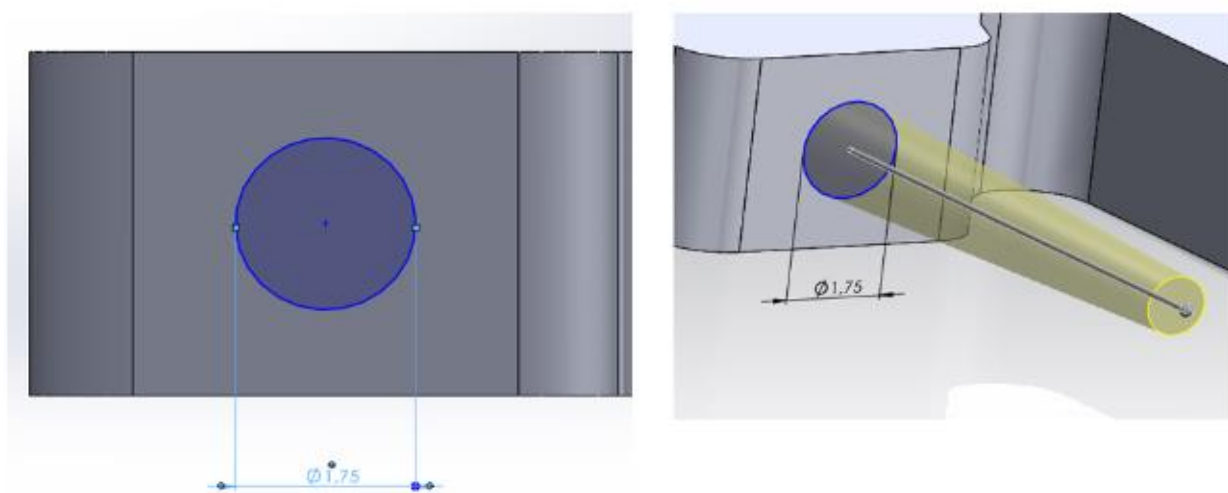


Рисунок 2.6 – Моделювання штекера для підключення дроту в середовищі Solidworks

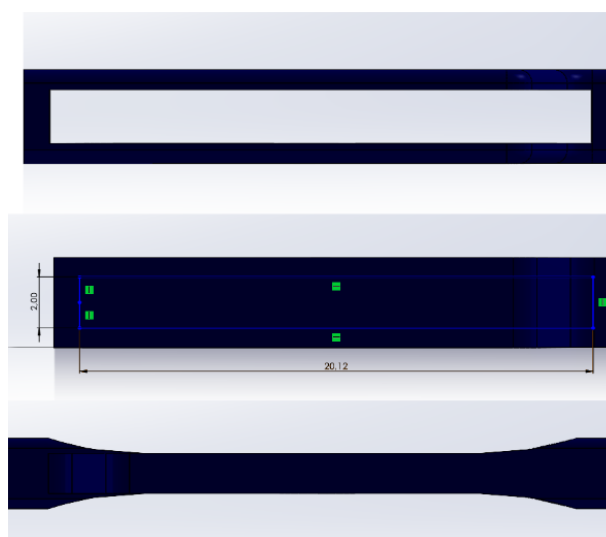


Рисунок 2.7 – Наскрізний виріз для посадочного місця в з'єднувальній частині інструменту в середовищі Solidworks

Наступним кроком є моделювання ізоляційного шару для лікаря від напруги, за допомогою функції «Оболонка» створили додатковий шар висотою 0.25 мм (рис. 2.8).

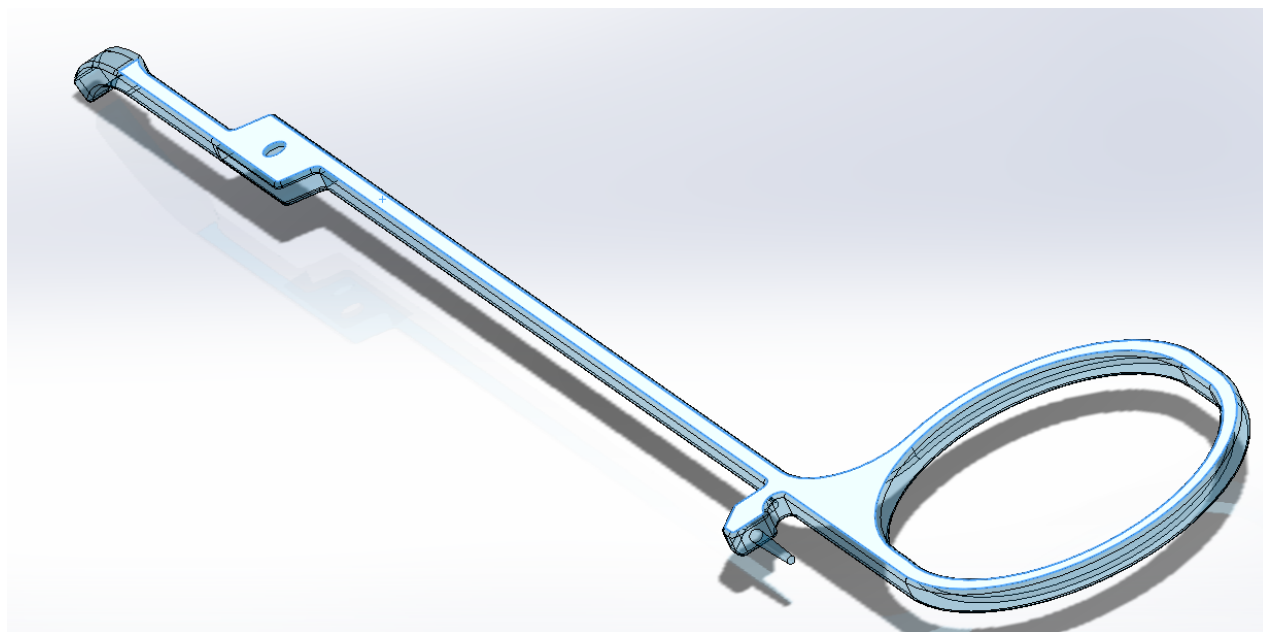


Рисунок 2.8 – Моделювання ізоляційного шару інструменту створеного в середовищі Solidworks

Моделювання електродів включає в себе креслення ескізу з подальшим витягненням бобишки на 1 мм з кутом нахилу в 14° (рис. 2.9).

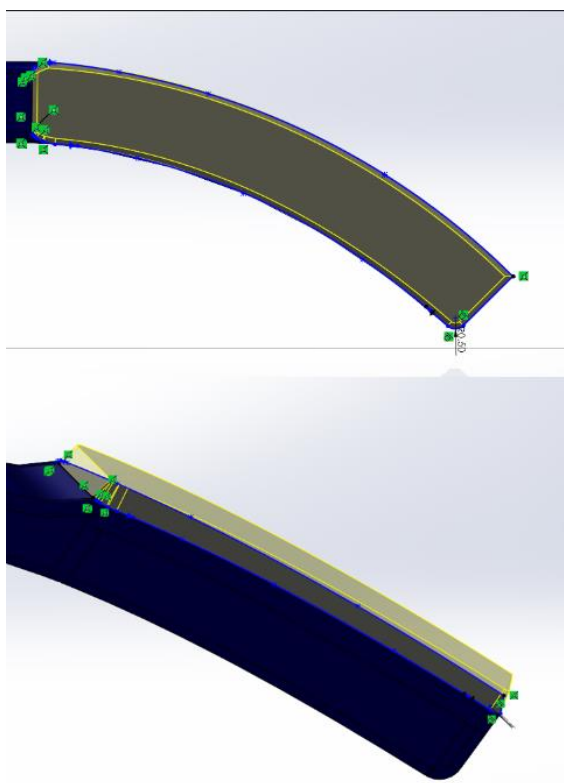


Рисунок 2.9 – Моделювання електродів інструменту створеного в середовищі Solidworks

					БМ92.27.3105.2106	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		26

Для з'єднання двох частин інструменту креслимо ескіз гвинтика з діелектричною прокладкою. Основа гвинтика має циліндричну форму довжиною 3.95 мм та діаметром 3 мм (рис. 2.10).

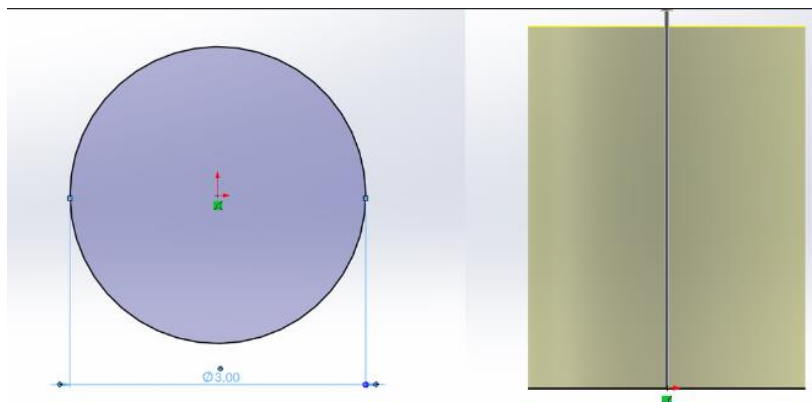


Рисунок 2.10 – Ескіз основи гвинта створеного в середовищі Solidworks

Після чого додаємо до основи ескіз діелектричної прокладки діаметром 4 мм та витягуємо ескіз на 0.25 мм з кутом нахилу в 50° (рис. 2.11).

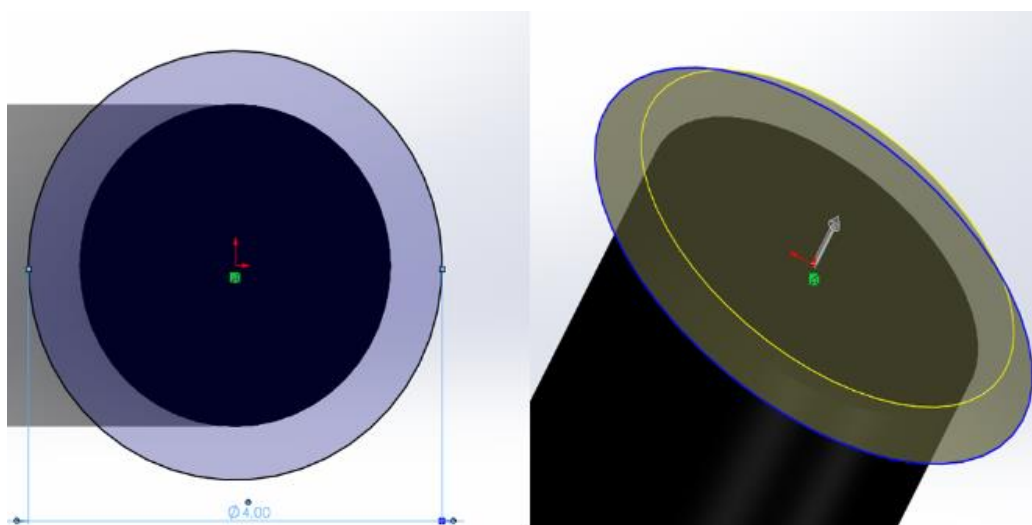


Рисунок 2.11 – Ескіз діелектричної прокладки створений в середовищі Solidworks

Далі, за допомогою функції «Витягнута бобишка» додаємо до основи кут нахилу в 50° (рис. 2.12).

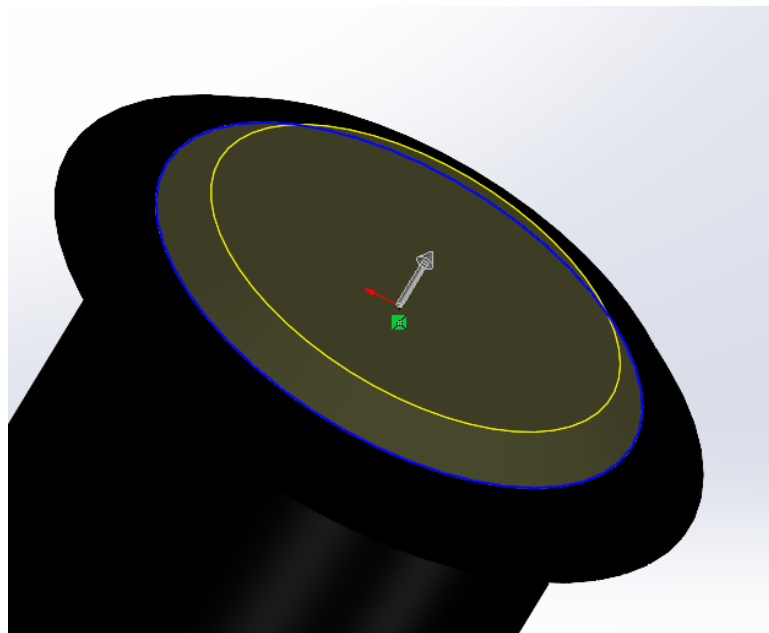


Рисунок 2.12 – Модель гвинтика створеного в середовищі Solidworks.

Останнім кроком моделювання буде фінальна збірка інструменту в Solidworks з окремих деталей, за допомогою функції «Спряження» (рис. 2.13).

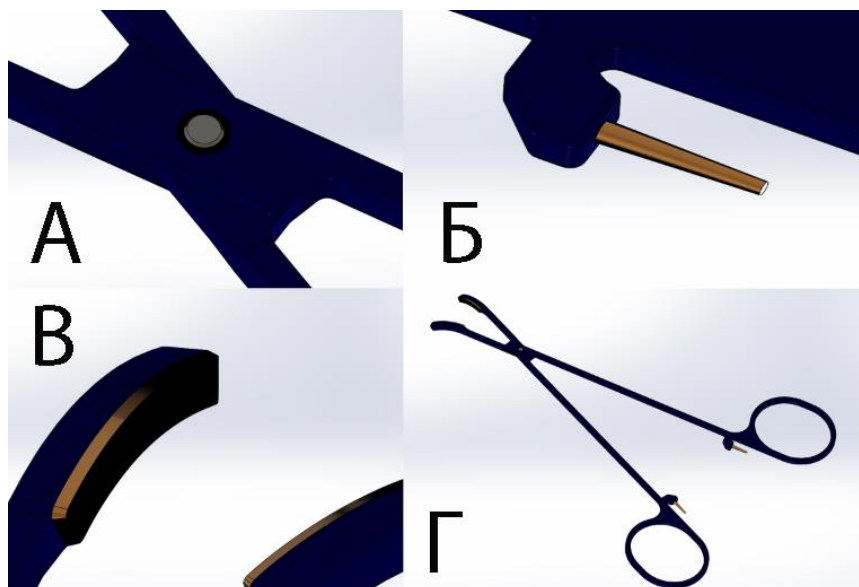


Рисунок 2.13 – Модель в збірці створеного в середовищі Solidworks. А: з'єднувальна частина інструменту. Б: штекер для подачі струму. В: Робоча частина інструменту з електродами. Г: вигляд 3D-моделі інструменту.

Вигляд 3-D моделі можна побачити на рисунку 2.14. Кресленик інструменту можна побачити на рисунку 2.15.

					БМ92.27.3105.2106	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		28

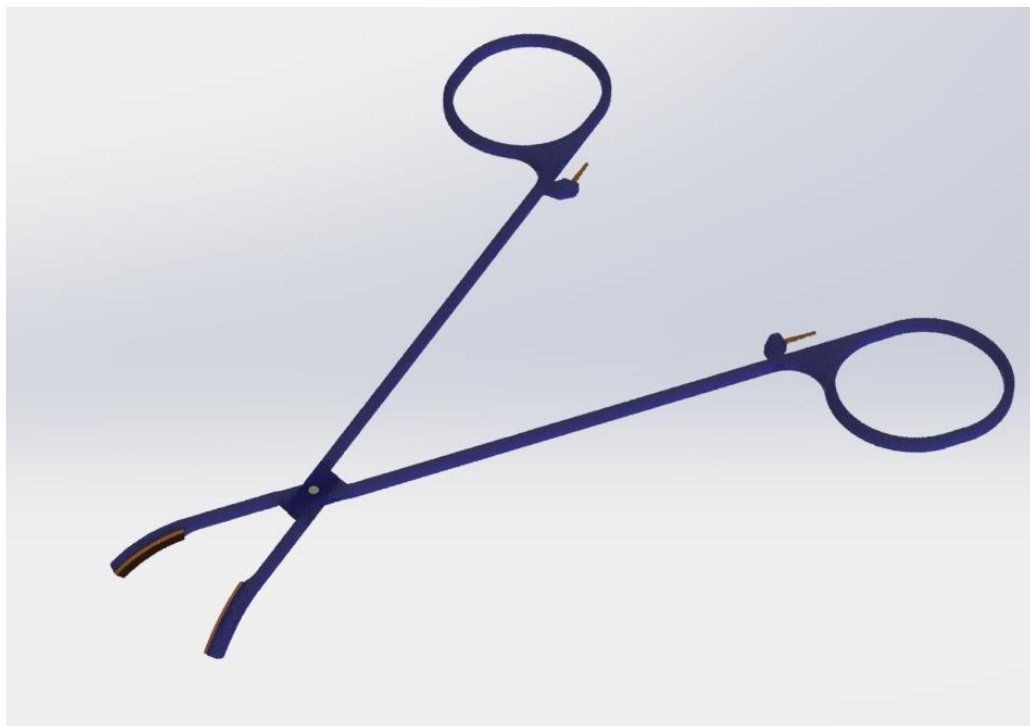


Рисунок 2.14 – Вигляд 3D-моделі спроектованого інструменту після рендеру в середовищі Solidworks

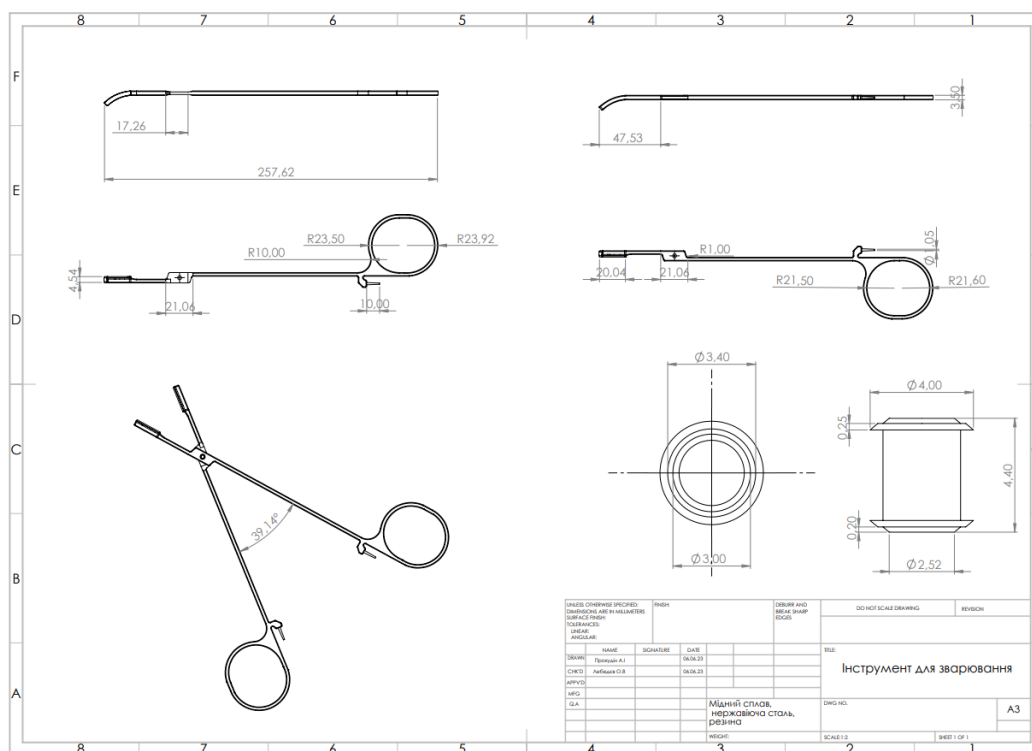


Рисунок 2.15 – Кресленик інструменту створений в середовищі Solidworks

Характеристики інструменту занесено до таблиці 2.1.

Таблиця 2.1 – Матеріали компонентів інструменту

№	Компонент	Матеріал
1	Ручка інструменту	Нержавіюча сталь –1.4000 (X6Cr13)
2	Робоча частина інструменту	Нержавіюча сталь –1.4000 (X6Cr13)
3	Електроди	Мідний сплав – С6161
4	Гвинт	Нержавіюча сталь –1.4000 (X6Cr13)
5	Діелектрична прокладка	Резина
6	Ізолююча оболонка	Резина
7	Штекер	Мідний сплав – С6161

Було проведено проектування інструменту для зварювання в середовищі Solidworks. Та надані характеристики до моделі. Бранші приводять в дію механізм тримання, що дає змогу затиснути кістку для проведення зварювання.

2.3 Розробка моделі зварювання

Для моделювання зварювання кістки та дослідження залежності максимальної температури та зони термічного впливу від напруги та тривалості, потрібно змодельовати модель біологічної тканини. При моделюванні було обрано програмне забезпечення SpaceClaim .

Кістка має циліндричну форму, але для полегшення дослідження уявимо частину кістки в розрізі та створимо модель прямокутної форми. Кістка складається з різних шарів, які також треба змодельовати, тому модель буде складатися з трьох частин прямокутної форми.

В моделі є три шари:

- верхній шар (окістя);
- середній шар (компактна кістка);
- нижній шар (губчата кістка).

Для моделювання зварювання треба створити три моделі:

- брусок кістки прямокутної форми, який має висоту 7 мм, довжину 20 мм, ширину 15 мм (рис. 2.16 А);
- брусок кістки прямокутної форми, який має висоту 7 мм, довжину 15 мм, ширину 10 мм (рис. 2.16 В);
- пластину з денатурованого альбуміну, яка буде слугувати припоєм для зварювання та мати висоту 7 мм, довжину 15 мм, ширину 0.1 (рис. 2.16 Г).

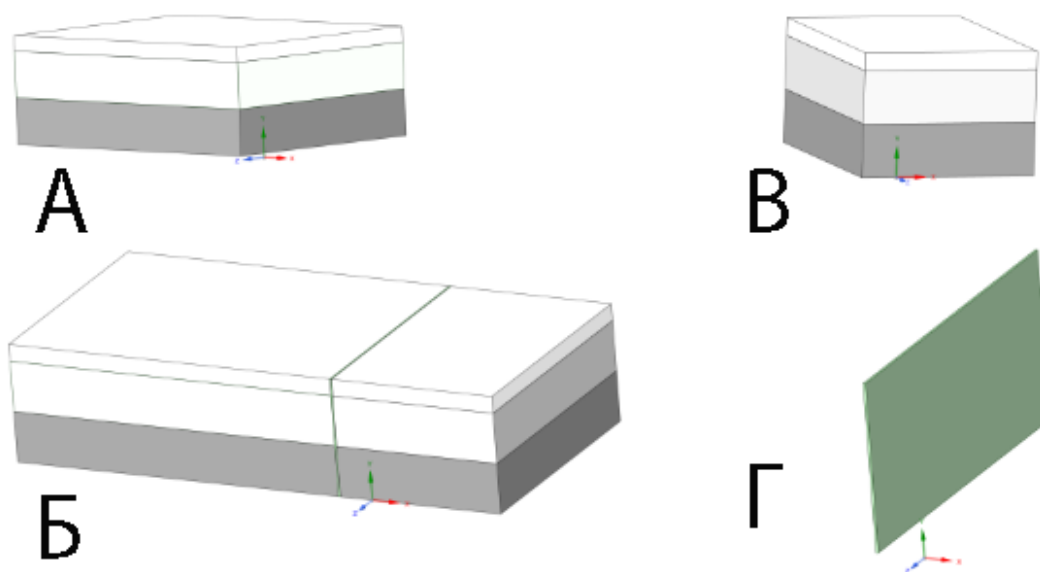


Рисунок 2.16 – Модель біологічної тканини, яка створена в середовищі SpaceClaim. А: вигляд моделі кістки розмірами 20×15×7 мм. Б: вигляд моделі кістки для дослідження. В: вигляд моделі кістки розмірами 10×15×7 мм. Г: вигляд моделі пластини (припою для зварювання) розмірами 0.1×15×7 мм.

Оскільки властивості тканини змінюються при зварюванні, точне моделювання цього процесу стає неможливим. Однак, можна зробити припущення, що параметри тканини залишатимуться постійними під час зварювання.

Модель біологічної тканини повинна мати такі ж самі характеристики, як і справжня кістка. Тому для кожного слою кістки та пластини було задано реальні параметри. Використовували параметри пластини, які були

представлені в патенті US RE43,134 E [18].

Характеристики моделі можна побачити на рисунку 2.17.

Окістя		Губчата кістка	
Density	1800,0 kg/m ³	Density	300,00 kg/m ³
Structural		Structural	
Isotropic Elasticity		Isotropic Elasticity	
Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio	Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio
Young's Modulus	1,2e+10 Pa	Young's Modulus	2e+09 Pa
Poisson's Ratio	0,30000	Poisson's Ratio	0,20000
Bulk Modulus	1e+10 Pa	Bulk Modulus	1,1111e+09 Pa
Shear Modulus	4,6154e+09 Pa	Shear Modulus	8,3333e+08 Pa
Isotropic Secant Coefficient of Thermal Expansion	1/°C	Isotropic Secant Coefficient of Thermal Expansion	1/°C
Tensile Ultimate Strength	1,4e+08 Pa	Tensile Ultimate Strength	5e+06 Pa
Tensile Yield Strength	Pa	Tensile Yield Strength	Pa
Thermal		Thermal	
Isotropic Thermal Conductivity	0,70000 W/m·°C	Isotropic Thermal Conductivity	0,100000 W/m·°C
Specific Heat Constant Pressure	1,7000 J/kg·°C	Specific Heat Constant Pressure	1,2000 J/kg·°C
Electric		Electric	
Isotropic Resistivity	5,0000 ohm·m	Isotropic Resistivity	300,00 ohm·m
Компактна кістка		Пластина	
Density	1800,0 kg/m ³	Density	130,00 kg/m ³
Structural		Structural	
Isotropic Elasticity		Isotropic Elasticity	
Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio	Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio
Young's Modulus	1,9e+10 Pa	Young's Modulus	2,5e+05 Pa
Poisson's Ratio	0,30000	Poisson's Ratio	0,25000
Bulk Modulus	1,5833e+10 Pa	Bulk Modulus	1,6667e+05 Pa
Shear Modulus	7,3077e+09 Pa	Shear Modulus	1e+05 Pa
Isotropic Secant Coefficient of Thermal Expansion	1/°C	Isotropic Secant Coefficient of Thermal Expansion	1/°C
Tensile Ultimate Strength	1,7e+08 Pa	Tensile Ultimate Strength	6,25e+05 Pa
Tensile Yield Strength	Pa	Tensile Yield Strength	Pa
Thermal		Thermal	
Isotropic Thermal Conductivity	0,90000 W/m·°C	Isotropic Thermal Conductivity	0,90000 W/m·°C
Specific Heat Constant Pressure	1,9000 J/kg·°C	Specific Heat Constant Pressure	2,2000 J/kg·°C
Electric		Electric	
Isotropic Resistivity	50,000 ohm·m	Isotropic Resistivity	1000,0 ohm·m

Рисунок 2.17 – Надання параметрів для слоїв біологічної тканини та пластини в програмному забезпеченні SpaceClaim

Було створено модель для зварювання. Надані параметри для кожної частини моделі для проведення моделювання та дослідження процесу зварювання, які дозволять визначити оптимальні параметри для зварювання.

Висновки до розділу 2

У цьому розділі було спроектовано інструмент для зварювання, розроблена модель для зварювання. Було надано опис поетапного проектування інструменту.

РОЗДІЛ 3

МОДЕЛЮВАННЯ ПРОЦЕСУ ЗВАРЮВАННЯ ТА ДОСЛІДЖЕННЯ ОПТИМАЛЬНИХ ПАРАМЕТРІВ РЕЖИМІВ ЗВАРЮВАННЯ

Дослідження проводиться для кісток з різними значеннями напруги та опору для порівняння та отримання найбільш оптимального результату про напругу та температуру для режиму зварювання.

Досліджувані параметри включають: час зварювання, значення напруги для зварювання, температуру для зварювання.

До моделі буде прикладена напруга в 50 В, 60 В, 70 В, також треба знати оптимальний час для проведення зварювання, для дослідів обрали значення в 0,5 секунди.

Для проведення дослідження та моделювання процесу зварювання використовували програмне забезпечення Ansys Workbench та його функції теплового та електричного аналізів.

Моделювання починалось з налаштування робочого простору для дослідження. Для моделювання нам потрібно дослідити електротермічний вплив на кістку та припій для зварювання. Для цього додаємо до робочого простору системи аналізу «Electric» та «Transient Thermal» з подальшим об'єднанням цих систем (рис. 3.1)

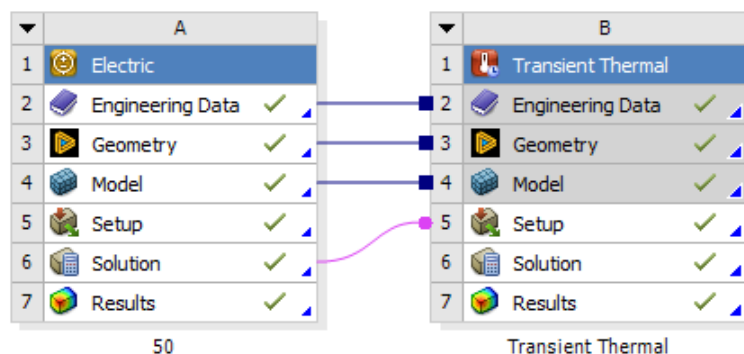


Рисунок 3.1 – Структурна схема моделювання

Система аналізу включає в себе 6 налаштувань, які дозволяють налаштовувати параметри системи для досягнення моделювання зварювання:

- «Engineering Data»: дозволяє створювати та управляти базою даних, яка включає матеріали, контакти, елементи моделей, властивості рідин, газів;
- «Geometry»: дозволяє створювати, редагувати, імпортувати складні моделі для подальшого аналізу;
- «Model»: основа для виконання розрахунків та симуляцій в середовищі Ansys. Вона представляє об'єкт або систему в віртуальній формі та дозволяє вам досліджувати його поведінку, аналізувати навантаження та здійснювати оптимізацію для досягнення заданих цілей;
- «Setup» дозволяє визначити умови, налаштування обчислювального процесу, вибрати тип аналізу та виконати необхідні дії для підготовки моделі до обчислень.
- «Solution»: процес обчислення та отримання результатів для задачі аналізу або симуляції на основі встановлених параметрів, геометрії, матеріалів та налаштувань, визначених під час попередніх етапів моделювання;
- «Results»: отримання в процесі аналізу або симуляції величин, які відображають поведінку та характеристики системи під дією визначених навантажень та умов.

Наступним кроком моделювання є імпорт моделі в середовище дослідження (рис. 3.2)

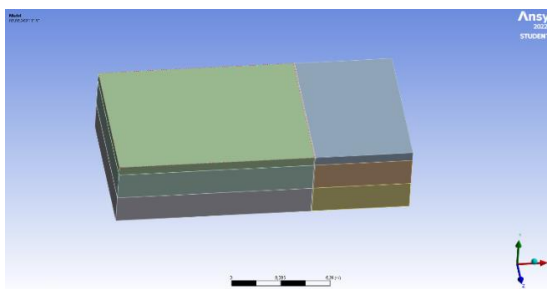


Рисунок 3.2 – Імпорт досліджувано моделі в середовище в середовище Ansys

					BM92.27.3105.2106	Лист
						34
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

Далі, підводимо напругу до моделі, за допомогою функції «Voltage» задаємо параметри. Для частини моделі, яку затискає інструмент задаємо параметр в 50 В (рис. 3.3), а для іншої частини, на яку накладається пасивний електрод задаємо параметр в 0 В (рис.3.4).

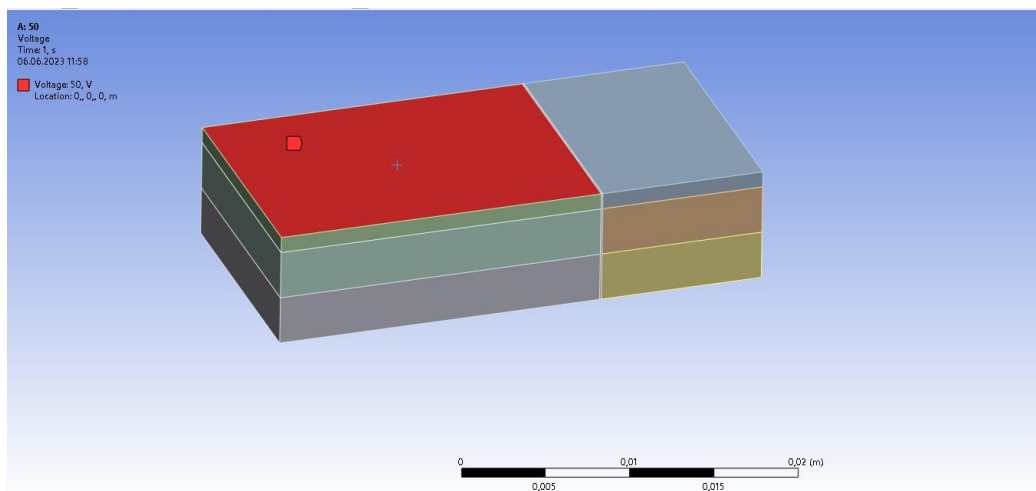


Рисунок 3.3 – Надання параметру напруги для кістки, яку затискає інструмент в середовищі Ansys

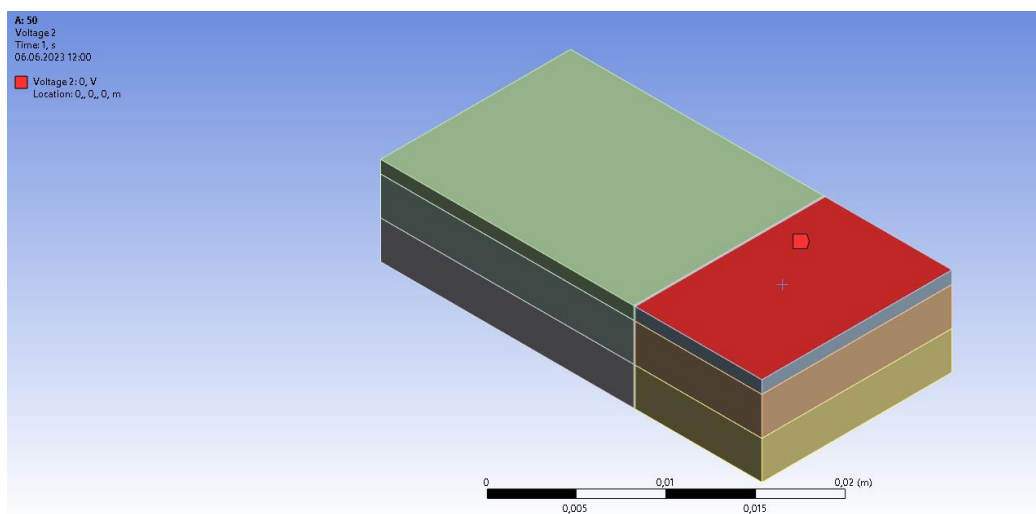


Рисунок 3.4 – Надання параметру напруги для кістки, на яку накладається пасивний електрод в середовищі Ansys

Після задання параметрів напруги, треба задати параметри температури та часу. При дослідженні температурний аналіз починається вимірюватися з 36,6 °C, через те, що ми ввели цей показник в модель, за допомогою меню

«Initial Temperature» (рис. 3.5). При моделюванні змінювали час від 0.01 до 0.5 секунд, за допомогою меню «Analysis Settings» (рис. 3.6).

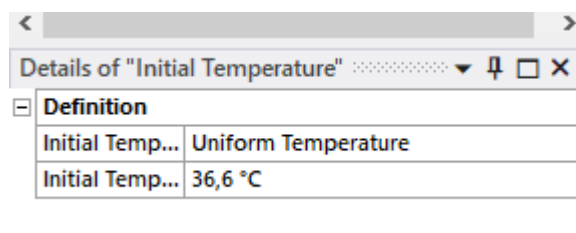


Рисунок 3.5 – Задання параметру початкової температури в середовищі Ansys

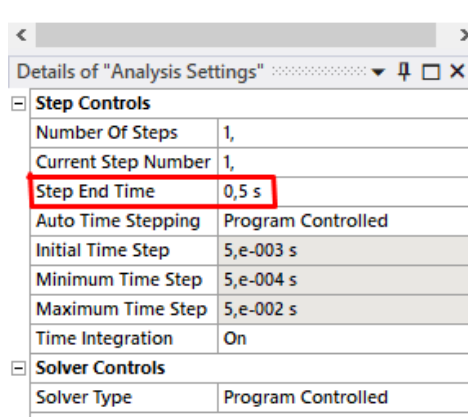


Рисунок 3.6 – Задання параметру часу зварювання в середовищі Ansys

Останнім кроком моделювання зварювання є запуск симуляції процесу та аналіз результатів.

Для успішного результату зварювання нам потрібно досягти температури більше 90 °C у зоні контакту кістки з пластиною припою, також важливо, щоб температура не перевищувала 130 °C, бо це може призвести до руйнування тканини. На рисунку 3.7 можемо побачити значно підвищені значення температури, які не задовольняють дослідження.

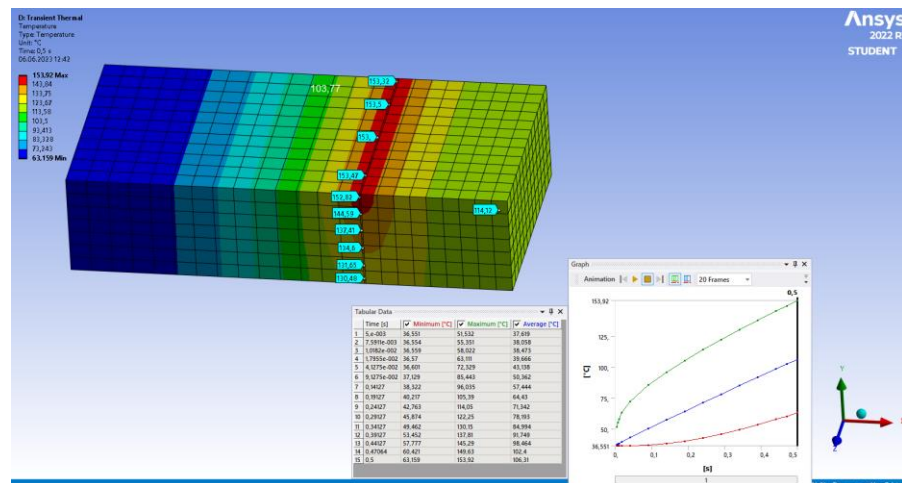


Рисунок 3.7 – Розподіл температури в зоні зварювання за 0.5 секунди, графік та таблиця залежності максимальної та мінімальної температури від часу напрузі в 50 В

Для отримання успішного результату зварювання, треба розглянути показники температури при інших тривалостях зварювання, де температура досягається відмітки не більше 130 °С. Використовуємо ті ж параметри напруги та дані, які отримали при зварювання тривалістю 0.5 секунди, для вибору значення часу з таблиці Tabular Data, коли температура досягається не більше 130 °С. Після чого робимо повторну симуляцію розподілу температури для обраного значення часу.

За даними, представленими на рисунку 3.8 бачимо, що розподіл температури при напругах в 50 В є задовільною для отримання позитивного результату зварювання, але з іншим показником часу, а саме 0.27727 секунди. При цій температурі кістка та пластина почнуть розплавлятися, що призведе до з'єднання.

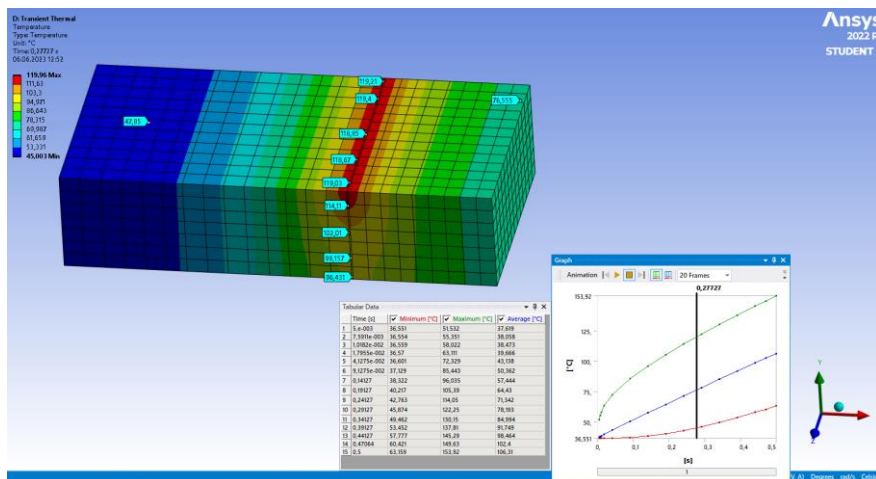


Рисунок 3.8 – Розподіл температури в зоні зварювання за 0. 27727 секунди, графік та таблиця залежності максимальної та мінімальної температури від часу напрузі в 50 В

За результатами, які зображені на рисунку 3.8, можна зробити висновок, що розподіл температури при напрузі в 50 В та часу зварювання в 0.27727 секунди є задовільним.

Додатково, треба визначити зону термічного впливу біля зони зварювання та глибину зварювання, це можна зробити вимірявши відстань зони зварювання де температура становить 80 °С. Тому вимірявши відстань розподілу температури на рис. 3.10 можна зробити висновок, що зона термічного впливу становить приблизно 6 мм, тоді як глибина зварювання становить 7 мм.

Далі проведемо наступне дослідження з показником напруги в 60 В. Використовуючи ті ж самі параметри минулого досліду, окрім часу. Параметр часу змінили на показник 0.2 секунди. Результат можна побачити на рисунку 3.9.

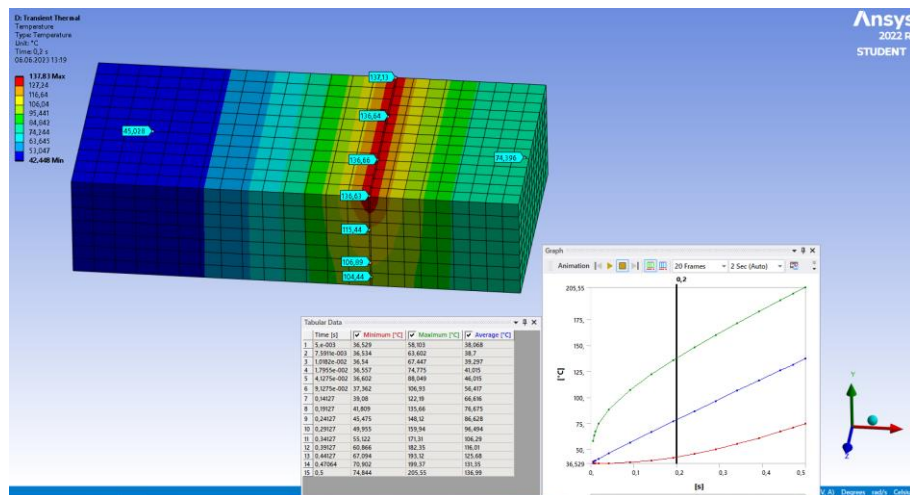


Рисунок 3.9 – Розподіл температури в зоні зварювання за 0.2 секунди, графік та таблиця залежності максимальної та мінімальної температури від часу напрузі в 60 В

Ознайомившись з рисунком 3.9, можна зробити висновок, що показники температури підвищені та не задовольняють дослідження. Тому знову використовуємо ті ж параметри напруги та дані, які отримали при зварювання тривалістю 0.2 секунди, для вибору значення часу з таблиці Tabular Data, коли температура досягається не більше 130 °С. Після чого робимо повторну симуляцію розподілу температури для обраного значення часу. Результат можна побачити на рисунку 3.10.

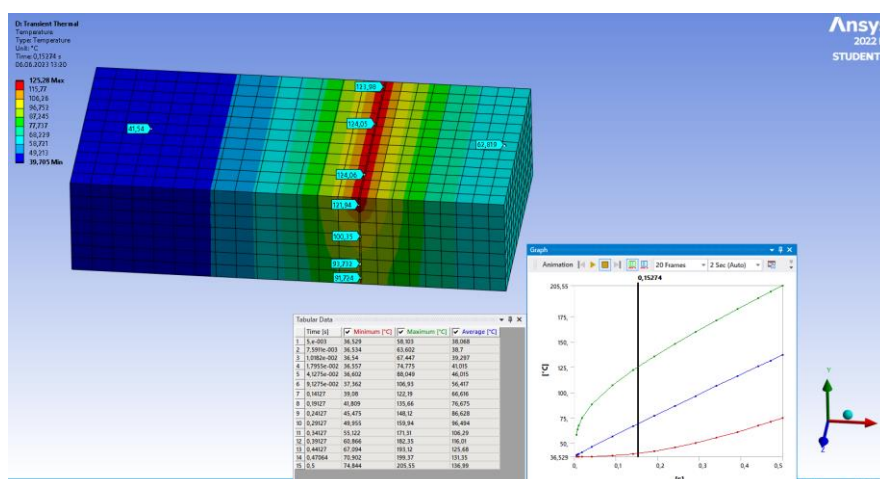


Рисунок 3.10 – Розподіл температури в зоні зварювання за 0.15274 секунди, графік та таблиця залежності максимальної та мінімальної температури від часу напрузі в 60 В

За результатами, які зображені на рисунку 3.10, можна зробити висновок, що розподіл температури при напрузі в 60 В та часу зварювання в 0.15274 секунди є задовільним.

Крім того, треба визначити зону термічного впливу біля зони зварювання та глибину зварювання, це можна зробити вимірявши відстань зони зварювання де температура становить 80 °С. Тому вимірявши відстань розподілу температури на рис. 3.10 можна зробити висновок, що зона термічного впливу становить приблизно 3.7 мм, а глибина зварювання становить 7мм.

Наступне дослідження проводилось з напругою в 70 В та часом зварювання в 0.2 секунди, використовуючи таку саму послідовність дій, як із попередніх досліджень.

На рисунку 3.11 можна побачити, що температура в зоні зварювання підвищена, тому знову використовуємо ті ж параметри напруги та дані, які отримали при зварювання тривалістю 0.2 секунди, для вибору значення часу з таблиці Tabular Data, коли температура досягається не більше 130 °С. Після чого робимо повторну симуляцію розподілу температури для обраного значення часу. Результат можна побачити на рисунку 3.12.

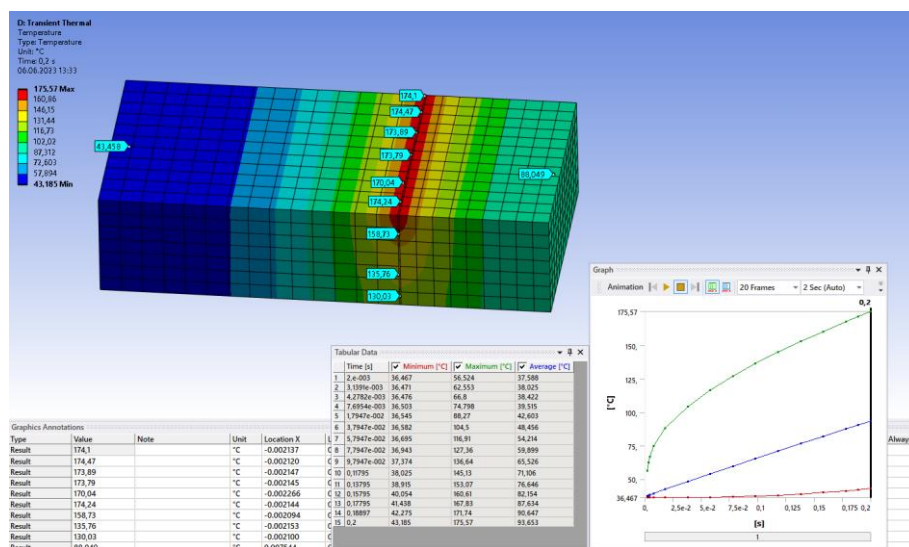


Рисунок 3.11 – Розподіл температури в зоні зварювання за 0.2 секунди, графік та таблиця залежності максимальної та мінімальної температури від часу напрузі в 70 В

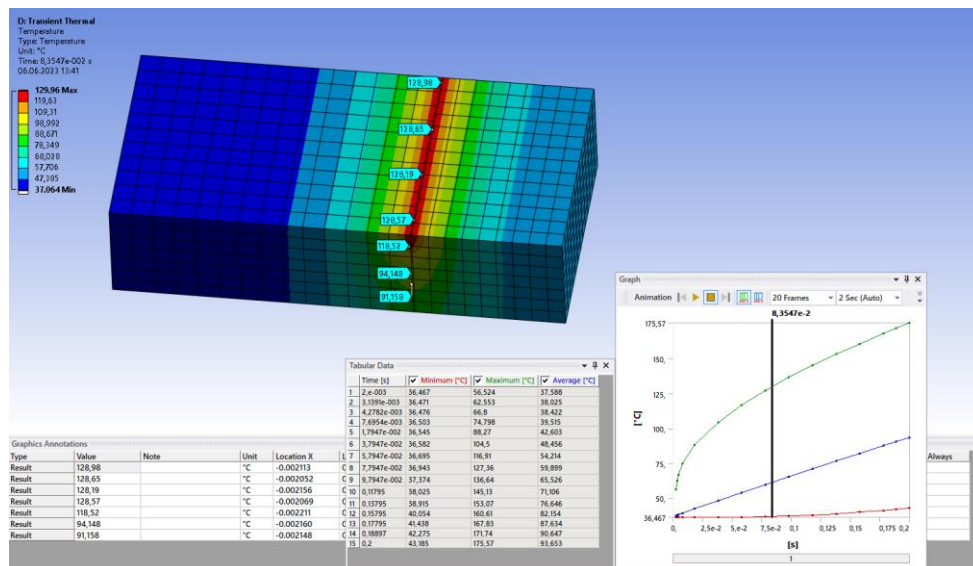


Рисунок 3.12 – Розподіл температури в зоні зварювання за 0.083547 секунди, графік та таблиця залежності максимальної та мінімальної температури від часу напрузі в 70 В

За результатами, які зображені на рисунку 3.12, можна зробити висновок, що розподіл температури при напрузі в 70 В та часу зварювання в 0.083547 секунди є задовільним.

Також треба визначити зону термічного впливу зварювання, це можна зробити вимірявши відстань зони зварювання де температура становить 80 °С. Тому вимірявши відстань розподілу температури на рис. 3.12 можна зробити висновок, що зона термічного впливу становить приблизно 2.9 мм, тоді як глибина зварювання становить 7 мм.

В таблиці 3.1 занесено результати параметрів зварювання.

Таблиця 3.1 – Результати досліджень зони термічного впливу

Значення напруги, В	Значення часу, с	Максимальна температура в зоні зварювання, °С	Мінімальна температура в зоні зварювання, °С	Зона термічного впливу, мм	Глибина зварювання, мм
50	0.27727	119.96	96.431	6	7
60	0.15274	125.28	91.724	3.7	7
70	0.083547	129.96	93.158	2.9	7

Після ознайомлення з таблицею 3.1 можна зробити висновок, що

оптимальними параметрами для зварювання кісток можуть бути такі параметри: час зварювання від 0.08 до 0.3 секунди та напруга від 50 до 70 В.

Але рекомендованими параметрами є час зварювання 0.083547 секунди та напруга 70 В, через найменшу зону термічного впливу. Більшість частини кістки залишається термічно непошкодженою, що означає кращу регенерацію.

Глибина зварювання становить 7 мм для всіх параметрів.

Найбільша зона термічного впливу становить 6 мм при напрузі в 50 В та часі зварювання 0.27727 секунди.

Висновки до розділу 3

У цьому розділі було змодельовано процес зварювання кістки, за допомогою теплових та електричних процесів у середовищі Ansys. Визначено оптимальні параметри режимів зварювання, а саме: напруга та час.

Оптимальними параметрами є:

- напруга: 70 В;
- час зварювання: 0.083547 секунди.

РОЗДІЛ 4

ОХОРОНА ПРАЦІ

Темою дипломної роботи є «Моделювання процесу зварювання кісток в програмному забезпеченні Ansys», а саме моделювання інструменту та процесу зварювання.

Метою дипломної роботи було моделювання процесу зварювання кісток та підбір оптимальний параметрів для зварювання.

Був обраний план № 1 розділу «Охорони праці»

Метою даного розділу є виявлення та оцінка потенційно небезпечних або шкідливих виробничих факторів, що створюються елементами проєктованого інструменту, та розробка заходів щодо їх усунення.

4.1 Характеристики інструменту для зварювання

4.1.1 Характеристики компонентів інструменту

Проектувався інструмент в дипломній роботі на основі «звичайного затискача для зварювання». Технічні характеристики інструменту для зварювання наведені в табл. 4.1.

Таблиця 4.1 – Характеристики інструменту

№	Найменування приладу та функціональних блоків	Основні характеристики	Кількість	Позиція на рисунку
1.	Бранші інструменту	Матеріал: Нержавіюча сталь – 1.4000 (X6Cr13), клас захисту від ураження електричним струмом - I, клас захисту від проникнення твердих предметів і води – IP 32, робоча напруга – 20-181 В, частота напруги – 66-441 кГц, максимальний струм живлення – 0,15А	2	1

Продовження таблиці 4.1 – Характеристики інструменту

2.	Робоча частина інструменту	Матеріал: Нержавіюча сталь – 1.4000 (X6Cr13), клас захисту від ураження електричним струмом – I, клас захисту від проникнення твердих предметів і води – IP 32, робоча напруга – 20-181 В, частота напруги – 66-441 кГц, максимальний струм живлення – 0,15А	1	2
3.	Електроди	Матеріал: мідно-молібденовий сплав. клас захисту від ураження електричним струмом – I, клас захисту від проникнення твердих предметів та води – IP 32, робоча напруга – 20-181 В, частота напруги – 67-441 кГц, максимальний струм живлення – 0,15 А	2	3
4.	Гвинт	Матеріал: сталь X5CrNi18-10, клас захисту від ураження електричним струмом – I, клас захисту від проникнення твердих предметів і води – IP 32	1	-
5.	Діелектрична прокладка	Резина	2	-
6.	Ізолююча оболонка	Резина	1	-
7.	Штекерний роз'єм	Матеріал: мідь, клас захисту від ураження електричним струмом – I, клас захисту від проникнення твердих предметів та води – IP 32, робоча напруга – 20-181 В, частота напруги – 67-441 кГц, максимальний струм живлення – 0,15 А	1	5
8.	ВЧ електрокоагулятор ЕКВЗ-300	Напруга живлення мережі: 220 ± 23 В, частота змінної напруги: $51 \pm 0,5$ Гц, потужність споживання: до 600 Вт, потужність на виході: до 300 Вт, частота напруги на виході: 441 ± 45 кГц, час безперервної роботи, не більше 8 годин, Маса – 23,5 кг	1	6
9.	Пасивний електрод	Матеріал: хірургічна сталь	1	7

4.1.2 Складові частини інструменту

Основні складові частини приладу представлені на рисунку 4.1.

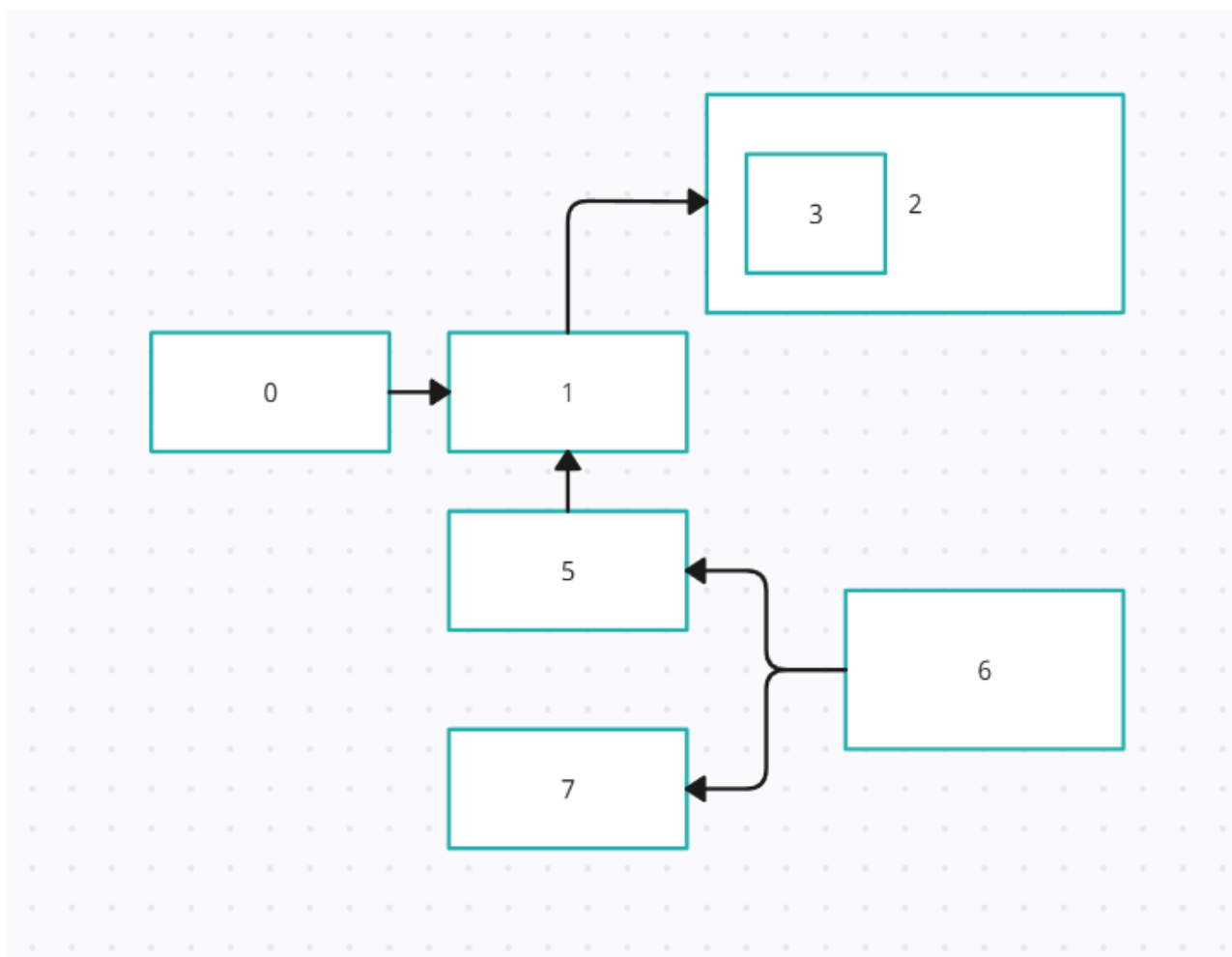


Рисунок 4.1 – Структурна схема роботи інструменту

Лікар-хірург (0) здійснює роботу з інструментом тримаючи інструмент за брашні (1) та працює за допомогою робочої частини інструменту (2), в яку входять електроди (3). Для початку роботи необхідно під'єднати інструмент та пасивний електрод (7) до приладу ЕКВЗ-300 (6) за допомогою штекерного роз'єму (5). Прилад подає напругу через інструмент до електродів та пасивного електроду щоб створити з'єднання між тканинами, після чого відбувається зварювання.

4.1.3 Характер взаємодії об'єкту в системі «людина – об'єкт»

Засоби отримання інформації про роботу приладу представлені у таблиці 4.2.

Таблиця 4.2 – Взаємодія приладу в системі «людина – об'єкт»

№	Найменування функціонального блока	Вид відображення інформації	Кількість
1.	ВЧ електрокоагулятор ЕКВЗ-300	Індикатор світлодіодний для режимів зварювання	1
		Кнопки для налаштування параметрів роботи приладу	
		Педалі для роботи приладу вкл. викл.	

4.2 Оцінка потенційних небезпек що створюються конструкцією інструменту, який проектується, та заходи їх усунення

Теплові та електричні ризики є найбільш вірогідними, оскільки інструмент може нагріватися до високої температури, а також можуть виникнути несправності в приладі, що може призвести до травмування пацієнта або хірурга.

Інструмент не становить пожежної небезпеки, оскільки його роботу в активному режимі контролює прилад ЕКВЗ-300. Тривалість роботи при одноразовому подаванні сигналу лікарем становить від 0.01 до 2 секунд. Робота відбувається лише за присутності лікаря, без автономного режиму роботи. З огляду на струми та температури, інструмент є хімічно інертним по відношенню до живих тканин, тому хімічної небезпеки не може бути.

4.2.1 Механічна небезпека

Небезпеки механічного характеру, їх наслідки та способи усунення

					БМ92.27.3105.2106	Лист
						46
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

наведено в таблицях 4.3-4.5.

Таблиця 4.3 – Небезпеки механічного характеру

№	Найменування функціонального блоку	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
1.	Робоча частина інструменту	Бранш	Сила тичку	Механічні пошкодження тіла пацієнта

Таблиця 4.4 – Реальні та нормативні фактори небезпеки

№	Фактори небезпеки	Реальне значення	Нормативні значення
1.	Пошкодження кістки пацієнта	наявні	відсутні

Таблиця 4.5 – Заходи з забезпечення охорони праці

№	Група номенклатурних заходів з ОП	Вид заходу	Критерій вибору
1.	Технічні заходи	Доопрацювання інструменту. Додавання стопору до інструменту	Уникнення механічного пошкодження кістки пацієнта між робочою частиною інструменту
2.	Організаційні заходи	Інструктаж з використання інструменту	Навчання по механічній безпеці під час використання інструменту
3.	Режимні	Не передбачено	Не передбачено
4.	Експлуатаційні	Перевірка цілісності інструменту	Забезпечення безпечної роботи з інструментом згідно з регламентом проведення операцій

4.2.2 Електрична небезпека

Небезпеки ураження електричним струмом, їх наслідки та способи усунення наведено в таблицях 4.6-4.8.

Таблиця 4.6 – Небезпеки ураження електричним струмом

№	Найменування функціонального блоку	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
1.	Штекерний роз'єм	Гніздо штекера та проблема в контакті	Корозія, механічні пошкодження	Ураження струмом

		дроту зі штекером		
2.	Електроди	Торці електродів	Напруга	Опіки, ураження струмом
3.	ВЧ електрокоагулятор ЕКВЗ-300	підвищена напруга	Вихід з ладу блоку генератору електричного сигналу	Опіки пацієнта, перегрів кістки

Таблиця 4.7 – Реальні та нормативні фактори небезпеки

№	Фактори небезпеки	Реальне значення	Нормативні значення
1.	Електричний струм	151 мА	26 мА
2.	Напруга	20-201 В	до 70 В

Таблиця 4.8 – Заходи з забезпечення охорони праці

№	Група номенклатурних заходів з ОП	Вид заходу	Критерій вибору
1.	Технічні заходи	Обережне використання для запобігання механічних пошкоджень роз'єму	Уникнення несправності в роботі
		електрична ізоляція електродів від інструменту	Захист від ураження електричним струмом
2.	Організаційні заходи	Інструкція з експлуатації інструменту	Навчання з електричної безпеки при роботі з інструментом
3.	Режимні	Перевірка пошкодження електричної ізоляції	Запобігання контакту з електропровідними частинами інструменту
4.	Експлуатаційні	перевірка роз'єму штекера на наявність пошкоджень	Забезпечення безпечної роботи згідно з регламентами

4.2.3 Теплова небезпека

Небезпеки теплового характеру, їх наслідки та способи усунення наведено в таблицях 4.9-4.11.

Таблиця 4.9 – Небезпеки теплового характеру

					БМ92.27.3105.2106	Лист
						48
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

№	Найменування функціонального блоку	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
1.	Електроди	Нагрів від електричного струму	Порушення в роботі генератору зварювальної напруги. Перегрів інструменту від великої температури	Опіки, запалення, некроз
2.	Бранші			Опіки лікаря та персоналу

Таблиця 4.10 – Реальні та нормативні фактори небезпеки

№	Джерело небезпеки	Реальне значення	Нормативні значення
1.	Велика температура роботи	40-150 °C	90-130 °C

Таблиця 4.11 – Заходи з забезпечення охорони праці

№	Група номенклатурних заходів з ОП	Вид заходу	Критерій вибору
1.	Технічні заходи	Використання додаткового контуру регулювання температури для апарат ЕКВЗ-300	Уникнення виникнення опіків, некрозів кістки та опіків медичного персоналу
		Використання системи, яка буде зменшувати силу живлення при досягненні температури 130 °C	
		Необхідно вибрати дроти з адекватним поперечним перерізом ($> 0.5 \text{ мм}^2$), щоб передавати струм у розмірі 201 мА з напругою до 181 В та частотою 45 кГц.	Збільшення ефективності передачі енергії та запобігання перегріву провідника та виникнення короткого замикання
2.	Організаційні заходи	Інструкція з експлуатації інструменту	Навчання з питань безпеки при роботі з інструментом
3.	Режимні	Не передбачені	Не передбачені
4.	Експлуатаційні	Перевірка інструменту	Уникнення перегріву під час операції

4.3 Розробка «Інструкції по техніці безпеки при роботі з інструментом»

1. Загальні положення, що стосуються прав і обов'язків обслуговуючого персоналу щодо дотримання вимог техніки безпеки:

- калібруванням початкового положення браншів інструменту може лише спеціаліст або лікар-хірург;
- перш ніж проводити тестування пристрою, необхідно прослухати дану інструкцію та пройти навчання з електричної та механічної безпеки, яке проводить спеціаліст від компанії-розробника;
- використовувати інструмент можна лише після інструктажу з експлуатації приладу та навчання з питань електробезпеки.

2. Технологічні вимоги щодо дотримання заходів безпеки перед початком роботи, під час роботи і після закінчення роботи та в умовах надзвичайних ситуацій:

- Перед початком роботи необхідно провести перевірку інструменту на наявність механічних пошкоджень та пошкоджень ізоляції, а також перевірити стан з'єднувальних кабелів;
- У разі виявлення відхилень у роботі приладу, необхідно припинити роботу інструменту та звернутися до компанії-розробника для отримання технічної допомоги та консультації.
- Після використання інструменту його необхідно вимкнути, стерилізувати поверхню та помістити в безпечне стерильне місце.

3. Особливості обслуговування даного комплексу і безпечні методи роботи:

- При транспортуванні, пристрій слід розмістити в контейнері, коробці, упаковці, яка захистить його від механічних пошкоджень.
- При будь-яких порушеннях роботи інструменту, повинно бути проведено технічне обслуговування;
- Проведення регулярних технічних обслуговувань;

					BM92.27.3105.2106	Лист
						50
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

- Для обслуговування інструменту повинні бути дотримані всі правила та вимоги безпеки;
- Для експлуатації інструменту повинні бути дотримані всі правила та вимоги безпеки.

Висновки до розділу 4

В цьому розділі розглянуто потенційно небезпечні аспекти, що виникають під час використання інструменту для зварювання, а також методи їх запобігання. Головними ризиками є можливість отримання ураження від електричного струму та теплова небезпека. З цією метою були розроблені технічні, організаційні, режимні та експлуатаційні заходи для забезпечення безпечного використання цього інструменту. Була створена інструкція з техніки безпеки для користувачів інструменту.

					БМ92.27.3105.2106	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		51

ВИСНОВКИ

В ході виконання дипломної роботи був здійснений огляд літератури по темі. Розглянули будову кістки та її властивості, методи лікування переломів до яких входить зварювання та припій для зварювання.

Під час виконання практичної частини було здійснено огляд програмних забезпечень для моделювання та проведення досліджень. Після аналізу поставлених задач було вирішено використовувати програмні забезпечення SolidWorks та SpaceClaim для розробки моделей, а також Ansys для проведення досліджень та моделювання процесу зварювання.

У ході виконання дипломної роботи було розроблено модель біологічної тканини та припою для зварювання, а також було спроектовано модель інструменту для зварювання. Шляхом проведення дослідження, яке включало електричний і температурний аналізи, було здійснено визначення оптимальних параметрів для зварювання. В результаті отримали рекомендовані параметри: напруга 70 В та час зварювання 0.083547 секунди.

Отже, було змодельовано процес зварювання кісток та визначено оптимальні параметри для зварювання.

					BM92.27.3105.2106	Лист
						52
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. АЛЕКСЄЄВ МИКОЛА ІВАНОВИЧ. ЛІКУВАННЯ ПЕРЕЛОМІВ [Електронний ресурс] / АЛЕКСЄЄВ МИКОЛА ІВАНОВИЧ. – 2023. – Режим доступу до ресурсу: <https://artrohelp.com.ua/lechenie-slozhnyx-perelomov>.
2. Agencja Reklamowa. Що таке перелом? Які симптоми, причини та типи переломів? [Електронний ресурс] / Agencja Reklamowa. – 2023. – Режим доступу до ресурсу: <https://chm.eu/uk/faq/co-to-jest-zlamanie-jakie-sa-objawy-przyczyny-oraz-rodzaje-zlaman/>.
3. Травматологія: лікування травм і переломів кінцівок [Електронний ресурс]. – 2023. – Режим доступу до ресурсу: <https://ladisten.com/uk/services/travmatologiya-lechenie-travm-i-perelomov-konechnostej/>
4. Лікування переломів [Електронний ресурс]. – 2023. – Режим доступу до ресурсу: <https://digital.library.unt.edu/ark:/67531/metadc1280665/m1/7/>.
5. Остеосинтез [Електронний ресурс]. – 2022. – Режим доступу до ресурсу: <https://ladisten.com/uk/blog/osteosintez/>.
6. Вчені винайшли біогель для склеювання кісток [Електронний ресурс]. – 2016. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.ednist.info/news/43411>.
7. Металоостеосинтез переломів [Електронний ресурс]. – 2023. – Режим доступу до ресурсу: <https://manufacturaclinica.com/services/metaloostesintez-perelomiv/>.
8. Донецкий национальный университет. Кістки та їх сполуки (остеоартрологія) [Електронний ресурс] / Донецкий национальный университет. – 2019. – Режим доступу до ресурсу: <https://studfile.net/preview/9996117/page:5/#8>.
9. ЛІКУВАННЯ ПЕРЕЛОМІВ КІСТОК (ОСТЕОСИНТЕЗ) [Електронний ресурс]. – 2023. – Режим доступу до ресурсу: <https://harmony->

					БМ92.27.3105.2106	Лист
						53
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

health.com.ua/service/travmatologiya-ortopediya/likuvannya-perelomiv-kistok-osteosintez/.

10. Металоостеосинтез [Електронний ресурс]. – 2022. – Режим доступу до ресурсу: <https://tf-g.com.ua/blogs/metaloosteosintez.html>.
11. МЕТАЛООСТЕОСИНТЕЗ ПЕРЕЛОМІВ: СУЧАСНІ МЕТОДИКИ ДЛЯ ШВИДКОГО ВІДНОВЛЕННЯ [Електронний ресурс]. – 2022. – Режим доступу до ресурсу: <https://oxford-med.com.ua/ua/media-center/publikacii/metaloosteosintez-perelomov/>.
12. SOLIDWORKS 3D CAD [Електронний ресурс]. – 2023. – Режим доступу до ресурсу: <http://surl.li/hbyhv>.
13. Ansys SpaceClaim 3D Modeling Software [Електронний ресурс]. – 2023. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.ansys.com/products/3d-design/ansys-spaceclaim>.
14. Effect of accelerated electron beam on mechanical properties of human cortical bone: Influence of different processing methods [Електронний ресурс]. – 2012. – Режим доступу до ресурсу: https://www.researchgate.net/publication/224958080_Effect_of_accelerated_electron_beam_on_mechanical_properties_of_human_cortical_bone_Influence_of_different_processing_methods.
15. ANSYS Mechanical Products [Електронний ресурс]. – 2011. – Режим доступу до ресурсу: <http://surl.li/hbywe>.
16. Delphine Benaitreau. Effects of anti-sclerostin antibody and running on bone remodeling and strength [Електронний ресурс] / Delphine Benaitreau. – 2015. – Режим доступу до ресурсу: https://www.researchgate.net/publication/275037719_Effects_of_anti-sclerostin_antibody_and_running_on_bone_remolding_and_strength.
17. Bone Mechanical Properties in Healthy and Diseased States [Електронний ресурс]. – 2018. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6053074/>.

18. BIOCOMPATIBLE DENATURED ALBUMIN LAMINA : patent US RE43,134 E United States : USOORE43134E. No. 6,680,063 ; applied on 20.01.2023 ; published on 24.01.2012, Bulletin no. 11/102,886. 14 p.
19. Лебедєв О. В. КОМП'ЮТЕРНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ПОВЕРХНЕВОГО ЕФЕКТУ ТА ЕФЕКТУ БЛИЗКОСТІ ПРИ ЗВАРЮВАННІ ЖИВИХ ТКАНИН [Електронний ресурс] / Олексій Володимирович Лебедєв. – 2021. – Режим доступу до ресурсу: [https://www.researchgate.net/publication/348909500 PRIMENENIE SVAR KI ZIVYH TKANEJ DLA GEMOSTAZA PRI HIRURGICESKIH OPE RACIAH OBZOR](https://www.researchgate.net/publication/348909500_PRIMENENIE_SVAR_KI_ZIVYH_TKANEJ_DLA_GEMOSTAZA_PRI_HIRURGICESKIH_OPE_RACIAH_OBZOR).
20. Зварювання в медицині [Електронний ресурс]. – 2010. – Режим доступу до ресурсу: <https://esu.com.ua/article-16596>.
21. Ультразвукове зварювання біологічних тканин [Електронний ресурс]. – 2019. – Режим доступу до ресурсу: <https://msd.com.ua/specialnye-sposoby-svarki-i-rezki/ultrazvukovaya-svarka-biologicheskix-tkanej/>.
22. Ультразвукове зварювання біологічних тканин [Електронний ресурс]. – 2017. – Режим доступу до ресурсу: [https://bstudy.net/971062/tehnika/ultrazvukovaya svarka biologicheskix tka nej](https://bstudy.net/971062/tehnika/ultrazvukovaya_svarka_biologicheskix_tka nej).
23. TISSUE BONDING AND SEALING COMPOSITION AND METHOD OF USING THE SAME [Електронний ресурс]. – 1994. – Режим доступу до ресурсу: <https://patentimages.storage.googleapis.com/8f/0c/3a/c1075d98c3bb75/US5292362.pdf>.
24. Methods and compositions for fusing bone during endoscopy procedures [Електронний ресурс]. – 2009. – Режим доступу до ресурсу: [https://patents.google.com/patent/US20100069975A1/en?q=\(bone+welding\)&oq=bone+welding](https://patents.google.com/patent/US20100069975A1/en?q=(bone+welding)&oq=bone+welding).

25. Laser welded versus resistance spot welded bone implants: analysis of the thermal increase and strength [Електронний ресурс]. – 2014. – Режим доступу до ресурсу: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25110731/>.
26. ЗВАРЮВАННЯ, РІЗАННЯ І ТЕРМІЧНА ОБРОБКА ЖИВИХ ТКАНИН [Електронний ресурс]. – 2013. – Режим доступу до ресурсу: <https://patonpublishinghouse.com/as/pdf/2013/pdfarticles/11/22.pdf>.
27. Демецкая А. Зварювання живих тканин: теорія, практика, перспективи [Електронний ресурс] / Александра Демецкая. – 2014. – Режим доступу до ресурсу: <http://surl.li/hoelu>.

					БМ92.27.3105.2106	Лист
						56
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		