

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

До захисту допущено:

Завідувач кафедри

\_\_\_\_\_ Владислав ШЛИКОВ

«\_\_» \_\_\_\_\_ 20\_\_ р.

**Дипломна робота  
на здобуття ступеня бакалавра  
за освітньо-професійною програмою «Медична інженерія»  
спеціальності 163 «Біомедична інженерія»  
на тему: «Інструмент для зварювання судин»**

Виконав:

студент IV курсу, групи БМ-92

Даценко Владислав Олександрович \_\_\_\_\_

Керівник:

д.т.н., проф. кафедри БМІ

Лебедев Олексій Володимирович \_\_\_\_\_

Консультант з охорони праці:

доц. каф. ОПЦБ, к.т.н.

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 \_\_\_\_\_

Київ – 2023 року

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

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

Спеціальність – 163 «Біомедична інженерія»

Освітньо-професійна програма «Медична інженерія»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

\_\_\_\_\_ Владислав ШЛИКОВ

«\_\_\_» \_\_\_\_\_ 20\_\_ р.

**ЗАВДАННЯ**  
**на дипломну роботу студенту**  
**Даценка Владислава Олександровича**

1. Тема роботи «Інструмент для зварювання судин», керівник роботи Лебедев Олексій Володимирович, д.т.н., проф.каф.БМІ, затверджені наказом по університету від «31» травня 2023 р. № 2106-с
2. Термін подання студентом роботи «9» червня 2023 р.
3. Вихідні дані до роботи: наукова та технічна література, креслення інструменту.
4. Зміст роботи: огляд літературних джерел, ознайомлення з методом електрозварювання живих тканин, розробка інструменту для зварювання судин та моделі біологічної тканини для подальших досліджень, аналіз небезпек при експлуатації інструменту
5. Перелік ілюстративного матеріалу (із зазначенням плакатів, презентацій тощо): презентація

## 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.    | Огляд літератури                                                           | Квітень 2023 р.                | Виконано |
| 2.    | Вибір програмного забезпечення                                             | Квітень-травень 2023 р.        | Виконано |
| 3.    | Розробка моделі біологічної тканини та інструменту в середовищі SolidWorks | Квітень 2023 р.                | Виконано |
| 4.    | Проведення досліджень в середовищі ANSYS                                   | Квітень-травень 2023 р.        | Виконано |
| 5.    | Аналіз та оформлення результатів                                           | Квітень-травень 2023 р.        | Виконано |
| 6.    | Оформлення розділу з «Охорони праці»                                       | Квітень-травень 2023 р.        | Виконано |
| 7.    | Оформлення пояснювальної записки до дипломної роботи                       | Травень 2023 р.                | Виконано |
| 8.    | Здача роботи на нормоконтроль                                              | Червень 2023 р.                | Виконано |
| 9.    | Отримання рецензії та відгуку керівника                                    | Червень 2023 р.                | Виконано |
| 10.   | Подання пакету документів по дипломній роботі до захисту                   | Червень 2023 р.                | Виконано |
| 11.   | Захист дипломної роботи                                                    | Червень 2023 р.                | Виконано |

Студент

Владислав ДАЦЕНКО

Керівник

Олексій ЛЕБЕДЄВ

## АНОТАЦІЯ

Тема дипломної роботи: «Інструмент для зварювання судин».

Обсяг дипломної роботи становить 50 сторінок, містить 31 ілюстрацію. Загалом опрацьовано 25 джерел.

Актуальність: Загоєння будь-якої тканини в організмі залежить від багатьох факторів, зокрема важливим є насичення тканини киснем та мікроелементами, здоровий темп кровообігу. Це наслідок правильної роботи кровоносної системи, що автоматично ставить саме відновлення кровопостачання на перше місце. Застарілі методи з'єднання судин, як, наприклад, зшивання, забезпечують менший потенціал до їх відновлення відносно нових розробок в сфері електрозварювання тканин. Застосування електрозварювання, зокрема в з'єднанні пошкоджених судин, автоматично пришвидшить темп регенерації організму, за рахунок швидкого відновлення здорового кровообігу.

Отже, розробка спеціальних інструментів для з'єднання судин методом електрозварювання є перспективним напрямком наукової діяльності, оскільки відповідні розробки можуть забезпечити швидку та якісну реабілітацію всього організму, на рівні з їх використанням в складних операціях задля порятунку життя.

Мета: Розробити метод та інструмент для зварювання судин.

Завдання: Проведення дослідження, що включає в себе механічний, електричний і температурний аналізи. На основі отриманих даних визначити найбільш вдалий час застосування інструменту та напругу, яку необхідно використовувати для успішного зварювання тканини. Змоделювати інструмент відповідно до отриманих даних.

Ключові слова: Зварювання судин, електрозварювання живих тканин, травми судин, дослідження в системах автоматизованого проектування.

|           |               |          |        |      |                                 |                                         |      |        |
|-----------|---------------|----------|--------|------|---------------------------------|-----------------------------------------|------|--------|
|           |               |          |        |      | БМ92.115.3105.2106              |                                         |      |        |
| Вим       | Лист          | № докум. | Підпис | Дата |                                 |                                         |      |        |
| Розробив  | Даценко В.О   |          |        |      | Інструмент для зварювання судин | Літ.                                    | Лист | Листів |
| Перевірів | Лебедев О.В.  |          |        |      |                                 |                                         | 6    | 50     |
| Реценз.   | Худецкий І.Ю. |          |        |      |                                 | КПІ ім. Ігоря Сікорського<br>ФБМІ БМ-92 |      |        |
| Н. Контр. | Андреев П.І.  |          |        |      |                                 |                                         |      |        |
| Затвердив | Шликов В.В.   |          |        |      |                                 |                                         |      |        |

## ANNOUNCEMENT

Thesis topic: " Vascular welding instrument."

The report consists of 50 pages, including 31 illustrations. A total of 25 sources have been processed.

Relevance: The healing of any tissue in the body depends on various factors, including the tissue's oxygen saturation, microelements, and healthy blood circulation. This is a result of the proper functioning of the circulatory system, which automatically prioritizes the restoration of blood supply. Outdated methods of blood vessel connection, such as suturing, have a lower potential for their restoration compared to new developments in the field of tissue electro-welding. The application of electro-welding, particularly in the connection of damaged blood vessels, automatically accelerates the rate of organism regeneration by facilitating rapid restoration of healthy blood circulation.

Therefore, the development of specialized instruments for blood vessel connection using the electro-welding method is a promising direction for scientific research, as these developments can provide fast and high-quality rehabilitation of the entire organism, especially in complex life-saving operations.

Objective: To develop a method and instrument for blood vessel welding.

Tasks: Conducting research that includes mechanical, electrical, and temperature analyses. Based on the obtained data, determine the most suitable time for instrument application and the voltage required for successful tissue welding. Design of the instrument based on the obtained data.

Keywords: Blood vessels welding, live tissue electro-welding, blood vessels injuries, research in automated design systems.

|      |      |          |        |      |                    |      |
|------|------|----------|--------|------|--------------------|------|
|      |      |          |        |      | БМ92.115.3105.2106 | Лист |
|      |      |          |        |      |                    | 5    |
| Изм. | Лист | № докум. | Підпис | Дата |                    |      |

## ЗМІСТ

|                                                                                                                         |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| ВСТУП.....                                                                                                              | 7  |
| РОЗДІЛ 1 ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ.....                                                                                          | 9  |
| 1.1 Травми судин та їх небезпека .....                                                                                  | 9  |
| 1.2 Механічні властивості судин.....                                                                                    | 9  |
| 1.3 Електричні та термічні властивості судин .....                                                                      | 12 |
| 1.4 Методи з'єднання судин .....                                                                                        | 13 |
| 1.5 Пристрій для заварювання судин .....                                                                                | 15 |
| Висновки до розділу 1 .....                                                                                             | 18 |
| РОЗДІЛ 2 ПРОЕКТУВАННЯ ІНСТРУМЕНТУ .....                                                                                 | 19 |
| 2.1 Програмне забезпечення .....                                                                                        | 19 |
| 2.2 Розробка моделі інструменту .....                                                                                   | 19 |
| Висновки до розділу 2 .....                                                                                             | 26 |
| РОЗДІЛ 3 ДОСЛІДЖЕННЯ.....                                                                                               | 27 |
| 3.1 Моделювання зварювання судини .....                                                                                 | 27 |
| 3.2 Дослідження впливу напруги та часу на температуру при зварюванні .....                                              | 35 |
| Висновки до розділу 3 .....                                                                                             | 40 |
| РОЗДІЛ 4 ОХОРОНА ПРАЦІ.....                                                                                             | 41 |
| 4.1 Характеристики інструменту для зварювання судин .....                                                               | 41 |
| 4.2 Оцінка потенційних небезпек що створюються конструкцією інструменту, який проектується, та заходи їх усунення ..... | 43 |
| 4.3 Розробка «Інструкції по техніці безпеки при експлуатації інструменту для зварювання судин».....                     | 45 |
| Висновки до розділу 4 .....                                                                                             | 46 |
| ВИСНОВКИ .....                                                                                                          | 47 |
| СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ .....                                                                                        | 48 |

## ВСТУП

В умовах постійної небезпеки у зв'язку з вторгненням кількість жертв до кінця доби неможливо передбачити, і навіть переживши найважчі дні в своєму житті люди все ще можуть отримати неякісне подальше лікування застарілими методами.

Неймовірно велика кількість постраждалих як результат війни призведе до великої кількості людей, що потребуватимуть реконструкцій, імплантацій відсутніх частин тіла та безлічі інших складних, в першу чергу для організму, операцій [1-2].

Загоєння будь-якої тканини в організмі залежить від багатьох факторів, зокрема важливим є насичення тканини киснем та мікроелементами, а відповідно здоровий темп кровообігу. Це наслідок правильної роботи кровоносної системи, що автоматично ставить саме відновлення кровопостачання на перше місце. Застарілі методи з'єднання судин, як, наприклад, зшивання, забезпечують менший потенціал до їх відновлення відносно нових розробок в сфері електрозварювання тканин [3].

Вчасно надана перша допомога є чи не найважливішим аспектом порятунку людини, але саме реабілітація вирішить подальший темп життя постраждалого. Застосування електрозварювання, зокрема в з'єднанні пошкоджених судин, автоматично пришвидшить темп регенерації організму, за рахунок швидкого відновлення здорового кровообігу.

Отже, розробка спеціальних інструментів для з'єднання судин методом електрозварювання є перспективним напрямком наукової діяльності, оскільки відповідні розробки можуть забезпечити швидку та якісну реабілітацію всього організму, на рівні з їх використанням в складних операціях задля порятунку життя.

|      |      |          |        |      |                    |      |
|------|------|----------|--------|------|--------------------|------|
|      |      |          |        |      | БМ92.115.3105.2106 | Лист |
|      |      |          |        |      |                    | 7    |
| Изм. | Лист | № докум. | Підпис | Дата |                    |      |

Мета: розробити метод та інструмент для зварювання судин.

Задачі:

1. Збір та обробка теоретичної інформації про травми судинної системи та методи їх лікування.
2. Розробка моделі біологічної тканини судин.
3. Розробка пристрою для зварювання судин.
4. Проведення дослідження, що включає в себе механічний, електричний і температурний аналізи, для отримання даних, при яких відбувається зварювання тканин судини.
5. На основі отриманих даних визначити найбільш вдалий час застосування інструменту та напругу, яку необхідно використовувати для успішного зварювання тканини.

|      |      |          |        |      |                    |      |
|------|------|----------|--------|------|--------------------|------|
|      |      |          |        |      | БМ92.115.3105.2106 | Лист |
|      |      |          |        |      |                    | 8    |
| Изм. | Лист | № докум. | Підпис | Дата |                    |      |

# РОЗДІЛ 1

## ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ

### 1.1 Травми судин та їх небезпека

Травмувавши будь-яку частину тіла ніяк не можна уникнути і травм кровоносної системи. В силу того, що кров повинна циркулювати самостійно одразу після закінчення операції, класичні методи фіксації пошкоджень тканин працюють недосконало. Затискачі можуть залишати сліди на чутливій тканині судин, шов або скоби травмують суміжні до пошкодження тканини та не гарантують герметичного з'єднання судини, особливо якщо мова йде про артерії. Також особливо важливим чинником є майстерність хірурга, що виконує операцію, через необхідність надзвичайно точно проводити кожен дію [6, 11].

Найчастіше пошкодження трапляються у судинах нижніх кінцівок, що становить до 50% випадків, у судинах верхніх кінцівок - до 30%, у судинах голови та шиї - до 10%, а також у судинах грудної та черевної порожнини - також до 10% [11].

### 1.2 Механічні властивості судин

Кровоносні судини побудовані таким чином, щоб протистояти тиску і поширювати сили, що застосовуються кровотоком, а також навколишніми тканинами. Складна структура і склад судинної стінки надають їй унікальні механічні властивості [5].

Приблизно 70% судинної стінки складається з води, 30% складається з сухої маси, включаючи колаген, еластичні клітини, протеоглікани та судинні клітини. На рисунку 1.1 схематично показано основну структуру та склад судинної стінки, організованої у три шари, відомі як внутрішня оболонка (1), середня оболонка (2) та зовнішня оболонка (3) [5, 23].

|      |      |          |        |      |                    |      |
|------|------|----------|--------|------|--------------------|------|
|      |      |          |        |      | БМ92.115.3105.2106 | Лист |
|      |      |          |        |      |                    | 9    |
| Изм. | Лист | № докум. | Підпис | Дата |                    |      |

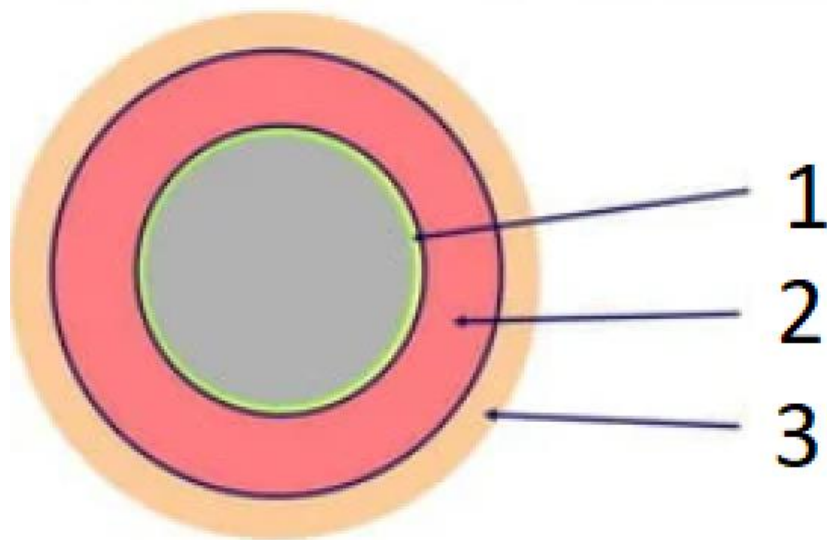


Рисунок 1.1– Схема будови судини

Внутрішній шар складається з ендотеліальних клітин, що покривають всю поверхню просвіту кровоносних судин. Середня оболонка складається з вирівняних по колу гладком'язових клітин, еластину та колагенових волокон. Зовнішній шар містить фібробласти, трохи еластину, але переважно колагенові волокна, орієнтовані поздовжньо у вигляді хвилястих пучків. Товщина стінок і частка структурних компонентів у кожному шарі відрізняються для великих, середніх і дрібних артерій і вен, які, у свою чергу, змінюються залежно від відстані від серця [23, 24].

Середні та дрібні судини містять більше гладком'язових тканин, менш еластичну тканину і відносно мало розтягуються. Вени мають подібну структуру, однак із відносно меншою товщиною стінки, особливо для шару середовища. Тому вени містять мало еластичної тканини та відносно велику кількість колагену (~0,3х).

В таблиці 1 описано механічні властивості компонентів гладенької м'язової тканини, клітин гладких м'язів, кровоносних судин з точки зору модуля Юнга (МПа), напруги при розриві (МПа) та/або тиску розриву (мм рт. ст.), деформації при розриві (%) і еластичності (%/100 мм рт.ст.) [5].

Таблиця 1.1 – Властивості компонентів тканин та судин

| Судинна тканина людини    | Модуль Юнга (МПа)               | Напруга при розриві (МПа) та/або АТ (мм рт. ст.)                             | Деформація при розриві (%)       | Податливість (%/100 мм рт.ст.) |
|---------------------------|---------------------------------|------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------|--------------------------------|
| Еластин                   | 0,3–1                           | 1–2 МПа                                                                      | 100–150%                         | NA                             |
| Колаген                   | 100<br>1000                     | 120 МПа<br>50–100 МПа                                                        | 13%                              | NA                             |
| Гладенька м'язова тканина | 0,1–2                           | NA                                                                           | NA                               | NA                             |
| Стегнова артерія людини   | 9-12 (впоперек)                 | 1–2 МПа                                                                      | 63-76 (впоперек)<br>120 (вздовж) | 5,9                            |
| Внутрішня молочна артерія | 8,0 (впоперек)<br>16,8 (вздовж) | 4,1 МПа (впоперек)<br>4,3 МПа (довгий)<br>2000 мм рт. ст.<br>3196 мм рт. ст. | 134 (впоперек)<br>59 (вздовж)    | 11,5                           |
| Підшкірна вена            | 4,2 (впоперек)<br>23,7 (вздовж) | 1,8 МПа (об.)<br>6,3 МПа (вздовж)<br>1680–3900 мм рт. ст.<br>1600 мм рт. ст. | 242 (впоперек)<br>83 (вздовж)    | 4,4                            |

Геометричне розташування волокнистих компонентів в окружному напрямку, особливо в шарі середовища, призводить до анізотропної поведінки. Кровоносні судини зазвичай набагато міцніші в напрямку волокна, ніж перпендикулярно до нього. Властивість в'язкопружності також є ще одним важливим компонентом, що впливає на гемодинаміку крові. Коли тканина розтягується і напруга підтримується постійною, викликаний стрес з часом зменшується, явище, відоме як релаксація стресу. І навпаки, якщо напруга застосована і підтримується постійною, тканина продовжує деформуватися, властивість, відома як повзучість. Під час циклічних напруг інфляції-дефляції крива напруги-деформації в процесі навантаження відрізняється від процесу розвантаження через цю затримку реакції, що призводить до явища, відомого як гістерезис.

сунПлоща петлі дорівнює енергії, що розсіюється під час кожного циклу, і відповідає приблизно 15–20% загальної енергії деформації. Це означає, що основна складова енергії деформації пружно відновлюється кожного разу, коли стінка розтягується. Втрачена енергія допомагає послабити імпульси тиску, які поширюються вздовж артерій [23, 25].

Податливість кровоносних судин визначається відсотковим збільшенням діаметра при певному підвищенні тиску, і вона відіграє ключову роль у поширенні пульсуючого кровотоку. Модель Віндкесселя була запропонована для опису цього явища, яке пов'язує, як резервуари можуть впливати на пульсуючу природу потоку рідини. Під час систоли серце перекачує кров в аорту (резервуар), яка зберігає близько 70% (за об'ємом) шляхом місцевого розтягнення стінки (еластичний розтяг), а решта призводить до прямого потоку. Під час діастоли накопичена кров вивільняється по судинній мережі в області нижчого тиску, оскільки аортальний клапан блокує повернення до серця. Таким чином, хвиля тиску або розтягнення окружної стінки поширюється в судини, розташовані нижче.пульсуючий потік на рівні аорти до безперервного потоку в капілярах [14, 15].

### 1.3Електричні та термічні властивості судин

Тканини загалом і судини зокрема є як напівпровідниками, так і діелектриками з втратами. На мікрохвильових частотах (приблизно від 500 МГц до 10 ГГц) домінуючим механізмом виділення потужності є втрати під час дипольного обертання молекул води в мікрохвильовому електричному полі. Практичні частоти (наукові та медичні) у цьому діапазоні становлять 915 МГц і 2,45 ГГц. На радіочастотах (6,78, 13,56 і 27,12 МГц) і нижче домінуючим механізмом нагріву є «джоулевий» або резистивний нагрів. Діапазон частот, типовий для електрохірургії, становить приблизно від 500 кГц до 5 МГц, і всі такі застосування також регулюються резистивним нагріванням. Нагрівання шляхом прямого поглинання в магнітному полі не є важливим для тканин,

|      |      |          |        |      |                    |      |
|------|------|----------|--------|------|--------------------|------|
|      |      |          |        |      | БМ92.115.3105.2106 | Лист |
|      |      |          |        |      |                    | 12   |
| Изм. | Лист | № докум. | Підпис | Дата |                    |      |

оскільки для всіх практичних цілей тканини мають таку ж проникність, як і вільний простір. Все ж тканини добре прогріваються в радіочастотному магнітному полі. Це пояснюється тим, що радіочастотне магнітне поле індукуює електричне поле (за законом індукції Фарадея), і тканини фактично нагріваються за допомогою домінуючого механізму втрати електричного поля [14, 15].

#### 1.4 Методи з'єднання судин

Достатньо широка розповсюдженість методу зшивання судин, а відповідно доступність інструментів та шляхів здобуття навичок, міцність шва – все це плюси консервативних методів, які не звільняють їх від мінусів. В судинах на якийсь час залишається біорезорбний матеріал, як наслідок можливий розвиток інфекції, через недосвідченість хірурга існує можливість допущення безлічі помилок, що в результаті можуть призвести до інфекцій, розходження швів, занадто сильних пошкоджень суміжних тканин [1].

Якщо судинний шов накладено по периметру судини, то його називають циркулярним. У випадках, коли шов накладений лише на частину судини, його називають боковим. Існує понад 60 видів з'єднання судин, які можна поділити на ручні, механічні і безшовні (канюлювання) [3, 4].

Протягом тривалого часу при накладанні судинних швів дотримувалися наступних принципів:

1. Кінці судин, що зшиваються, повинні плавно контактувати один з одним по внутрішній поверхні. Виступаючі шви або окремі шовні лігатури не повинні травмувати внутрішню оболонку судин.
2. Щоб запобігти утворенню тромбів, шовний матеріал не повинен виступати в просвіт судини. Якщо цього не можна уникнути, контакт між кровотоком і лігатурою повинен бути мінімізований.
3. Шов повинен забезпечувати герметичність судин і не викликати їх звуження або стенозу.

На сьогоднішній день існує багато модифікацій судинного шва, заснованих на класичному методі Карреля. У техніці шва Карреля кінці судин, що з'єднуються, зводять разом трьома шовними нитками, які проходять через усю товщину стінки судини на однаковій відстані один від одного. Потім ці шви розправляються так, щоб посудина в поперечному перерізі утворювала рівносторонній трикутник. На місці з'єднання стінок накладається обволікаючий шов, який захоплює всі шари (рис. 1.2). Така техніка забезпечує щільне прилягання країв рани і запобігає захопленню швом протилежної стінки судини. Водночас це запобігає звуженню та перекручуванню анастомозу. При виконанні судинного шва важливо правильно розташувати стібки, зберігаючи інтервал між ними не більше 1-2 мм. Після завершення зшивання однієї сторони трикутника основну нитку прив'язують до нитки шовного утримувача. Аналогічно зшивають дві інші сторони. Для перевірки герметичності швів затискачі знімають спочатку з дистального кінця судини, а потім з проксимального [7, 8, 16].

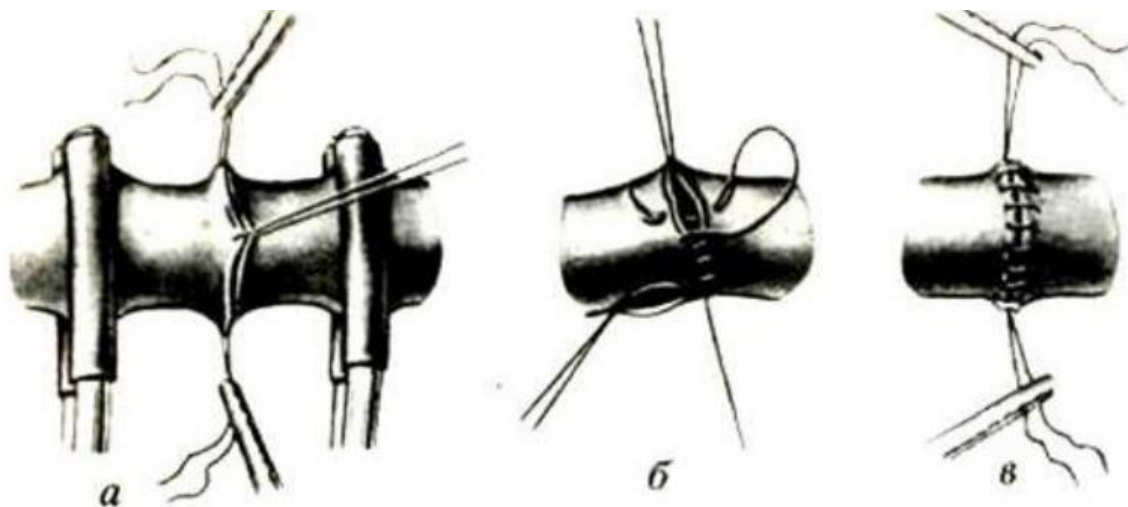


Рисунок 1.2 – Циркулярний судинний шов Карреля: а – краї судини зведені швами-тримачами; б – зшивання судини між швами-тримачами; в – накладання шва за окружністю судини

Якщо шов в деяких місцях не герметичний, необхідно додатково накласти окремі вузлові шви у формі літери "U". А. М. Морозова розробила подібний шов, в якому рекомендує використовувати тільки два тримачі шва, розташовані один

|      |      |          |        |      |                    |      |
|------|------|----------|--------|------|--------------------|------|
|      |      |          |        |      | БМ92.115.3105.2106 | Лист |
|      |      |          |        |      |                    | 14   |
| Изм. | Лист | № докум. | Підпис | Дата |                    |      |

навпроти одного. Цей спосіб відрізняється від попереднього. Недоліком обгорнутого циркулярного шва в цілому є те, що шовний матеріал завжди виступає в просвіт судини. Крім того, внутрішня мембрана кінців, що зшиваються, не щільно прилягає одна до одної по всьому периметру. Крім того, такий шов оточує судину щільним кільцем.

Проблему герметизації, збільшеного ризику інфекції та довгої тривалості загоєння можна вирішити використовуючи метод електрозварювання тканин. Принцип електрозварювання дозволяє залишати близько третини клітин в місці впливу живими, що призведе до в рази швидшої регенерації [1, 4, 10].

### 1.5 Пристрій для зварювання судин

Попри вагомі плюси та простоту використання, конструкція щипців для зварювання не є досконалою: хірург має точно розуміти, який оптимальний тиск застосовувати при зварюванні тканини судин, що не є легкою задачею при роботі з маленькими венами чи артеріями. Надмірно прикладена сила може призвести до занадто великої частини відмерлих тканин, механічного пошкодження зварного шва [9, 10].

Також, попри відносну розповсюдженість методу зварювання судин в контексті зварювання їх кінців при резекціях біологічних тканин, прикладів, досліджень і моделей апаратів для безпосереднього з'єднання цих судин після операцій знайти майже не можливо (рис. 1.3) [6].

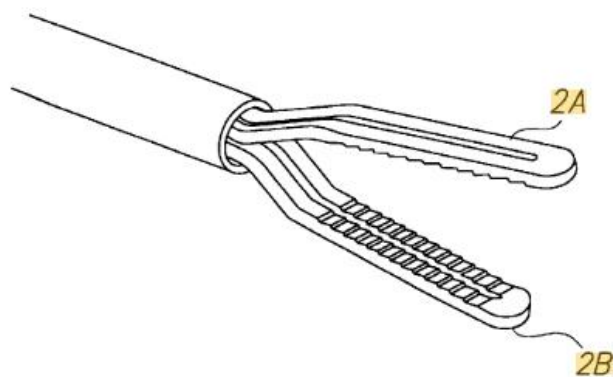


Рисунок 1.3 – Ескіз затискача

Розглянемо існуючі апарати, що використовуються для зварювання живих тканин на прикладі патенту US6083223A. Типовий біполярний пінцет придатний для зварювання судин зображений на Рис. 1.1 і 1.2. Такий інструмент може бути використаний для герметизації кровоносної судини шляхом стискання судини між протилежними сторонами щелепи захвату під час застосування радіочастотного струму (Рис. 1.2). Кожна поверхня щелепи містить провідний електрод (перший електрод 2А і другий електрод 2В), і коли він працює в біполярному режимі, радіочастотний струм протікає безпосередньо «поперек» судини у напрямку, зазначеному стрілкою на Рис. 1.2 між першим електродом 2А і другим електродом 2В [12, 25].

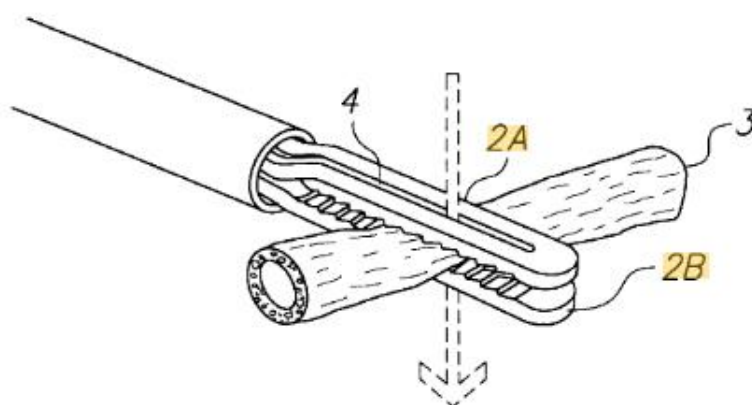


Рисунок 1.4 – Принцип роботи пристрою при затисканні судини

Цілісність ефекту ущільнення, досягнутого за допомогою таких пристроїв значною мірою впливають характеристики провідності тканини-мішені. Наприклад, імпеданс тканини стінок судин і ендотелію постійно змінюється під час застосування радіочастотної енергії. Імпеданс зазвичай швидко зростає під час подачі енергії, поки біполярний потік радіочастотної енергії не буде призупинений або повністю обмежений. Часто це відбувається до того, як стінки судини навколо просвіту зрощуються однорідним чином. Таким чином,

ефективна герметизація судини залежить від забезпечення відповідного профілю доставки енергії, щоб викликати злиття молекул у цільовій області з невеликим обвуглюванням або карбонізацією або без них [15].

Тому було б бажано створити способи та апаратуру, переважно з використанням радіочастотної енергії, які контролюють вплив опору тканини для забезпечення ефективного профілю доставки енергії в тканину, призначену для зварювання.

В області електрохірургічних інструментів застосування височастотного змінного струму викликає іонне хвилювання та тертя в цільовій судині або тканині, оскільки іони слідує за змінами напрямку змінного струму. Таким чином, таке іонне перемішування або нагрівання тертям не є результатом прямого контакту тканини з резистивним електродом. Енергію, що надходить до маси тканини, можна обчислити за формулою:  $I=E/R$ , де  $I$  — сила струму в амперах,  $E$  — енергетичний потенціал, виміряний у Вольтах, а  $R$  — опір тканини, виміряний в Омах [25].

Щільність струму (тобто рівень інтенсивності струму) можна використовувати як вимірювач доставки енергії та змінюється як функція імпедансу цільової маси тканини. Відомо, що кількість тепла, що утворюється в цільовій тканині, залежить від кількох факторів, включаючи інтенсивність радіочастотного струму, частоту радіочастотного струму, миттєвий рівень імпедансу цільової тканини (який змінюється протягом циклу лікування), розсіювання тепла від цільової тканини; тривалість доставки радіочастотної енергії та відстань, пройдену радіочастотним струмом через цільову тканину між провідними електродами [12, 13].

Розтягуючи або розтягуючи цільову тканину на відтворювану кількість, можна впливати на кількість позаклітинної рідини, присутньої в тканині, і таким чином змінювати імпеданс тканини. Зокрема, маніпулюючи цільовою тканиною, можна створити «запобіжник» або «точку запобіжника» в тканині, до якої подається переважно нагріта радіочастотна енергія [9, 10, 17, 25].

|      |      |          |        |      |                    |      |
|------|------|----------|--------|------|--------------------|------|
|      |      |          |        |      | БМ92.115.3105.2106 | Лист |
|      |      |          |        |      |                    | 17   |
| Изм. | Лист | № докум. | Підпис | Дата |                    |      |

## Висновки до розділу 1

В даному розділі було розглянуто небезпеки травмування судин, описано механічні та електро-термічні властивості судинної тканини. Також досліджено існуючі методи лікування травм та пошкоджень судин, зокрема скріплення швами.

На прикладі існуючих інструментів для заварювання кінців судини при резекціях було визначено, що такий вплив на судину має достатньо переваг для того, щоб бути використаним безпосередньо і для скріплення судин після травм та операційних втручань, відповідно необхідно модифікувати існуючі інструменти для застосування в такий спосіб.

|      |      |          |        |      |                    |      |
|------|------|----------|--------|------|--------------------|------|
|      |      |          |        |      | БМ92.115.3105.2106 | Лист |
|      |      |          |        |      |                    | 18   |
| Изм. | Лист | № докум. | Підпис | Дата |                    |      |

## РОЗДІЛ 2

### ПРОЕКТУВАННЯ ІНСТРУМЕНТУ

#### 2.1 Програмне забезпечення

Для створення моделі біологічної тканини та задіяної в процесі зварювання частини інструменту було використано програмне забезпечення SolidWorks. Перевагами цього програмного забезпечення є можливість на будь-якому етапі проектування змінювати фактичні розміри моделі, точне та якісне відтворення проекту [20].

Для подальшого аналізу та досліджень готову модель було модифіковано та опрацьовано в програмному забезпеченні Ansys, через те що це програмне забезпечення дозволяє моделювати велику кількість експериментів та поєднувати їх результати в ланцюг подій, що в конкретно нашому досліді дозволить, наприклад, відслідкувати температуру тканини після впливу на модель електричного струму [21].

#### 2.2 Розробка моделі інструменту

Основою інструменту стали вже існуючі патенти приладів для коагуляцію та резекції судин. В середовищі SolidWorks змодельовано функціональну частину приладу, так як інші складові модифікуватися не будуть. Концептуально прилад являє собою затискач з трьома контактами, один з яких буде вводиться у внутрішнє середовище судини. Контакт, що вводиться є рухомим, що дозволить притискати тканину для кращого впливу на неї інструменту (рис. 2.1).

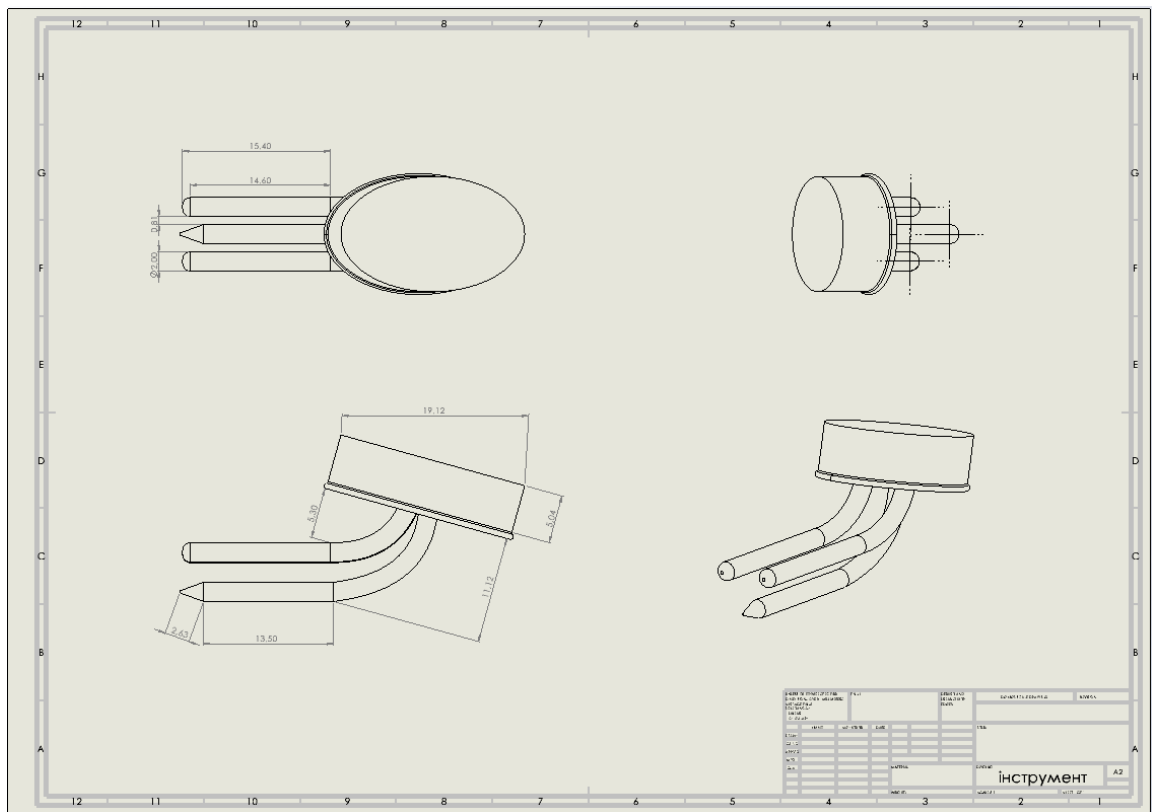


Рисунок 2.1– Кресленик функціональної частини інструменту. Креслення виконані в середовищі SolidWorks

На рисунку 2.1 зображено кресленик функціональної частини інструменту, яка є модифікацією існуючих приладів для заварювання судин, описаних при аналізі літературних джерел.

Розмірності приладу підібрані у відповідності до розміру середніх судин та артерій, існує можливість подальшої модифікації приладу для роботи з судинами інших типів та розмірів (рис. 2.2) .

|      |      |          |        |      |
|------|------|----------|--------|------|
|      |      |          |        |      |
| Изм. | Лист | № докум. | Підпис | Дата |

БМ92.115.3105.2106

Лист  
20

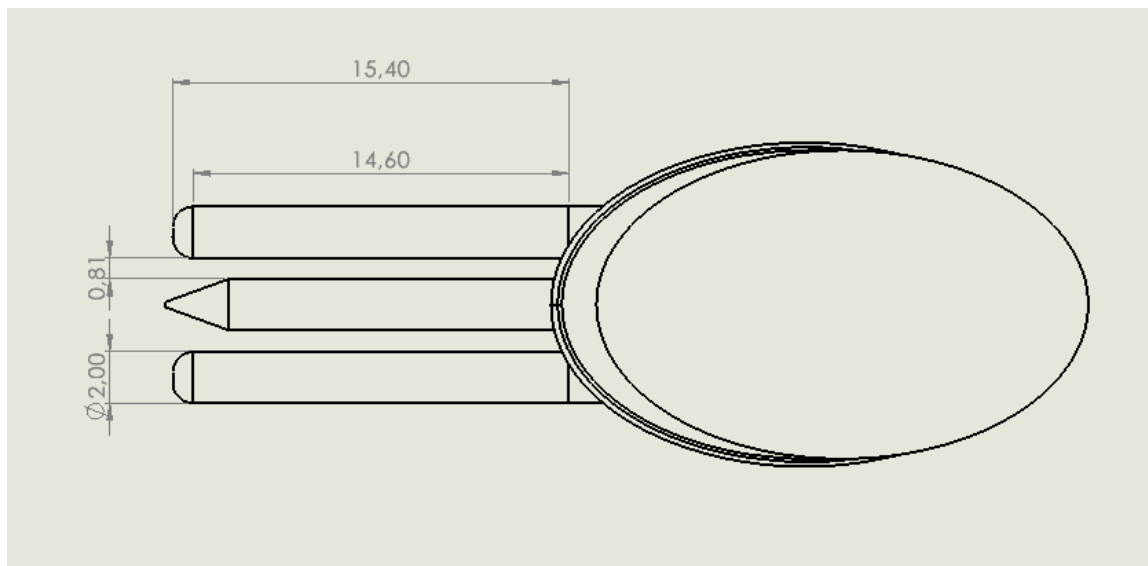


Рисунок 2.2 – Кресленик функціональної частини інструменту, вид зверху. Креслення виконані в середовищі SolidWorks

Довжина електродів для апарату була скорегована відповідно до результатів досліджень, що будуть описані далі. Використання електродів розмірності близько 15 міліметрів дозволяє ефективно передавати напругу на тканину, що буде зварюватись (рис. 2.3).

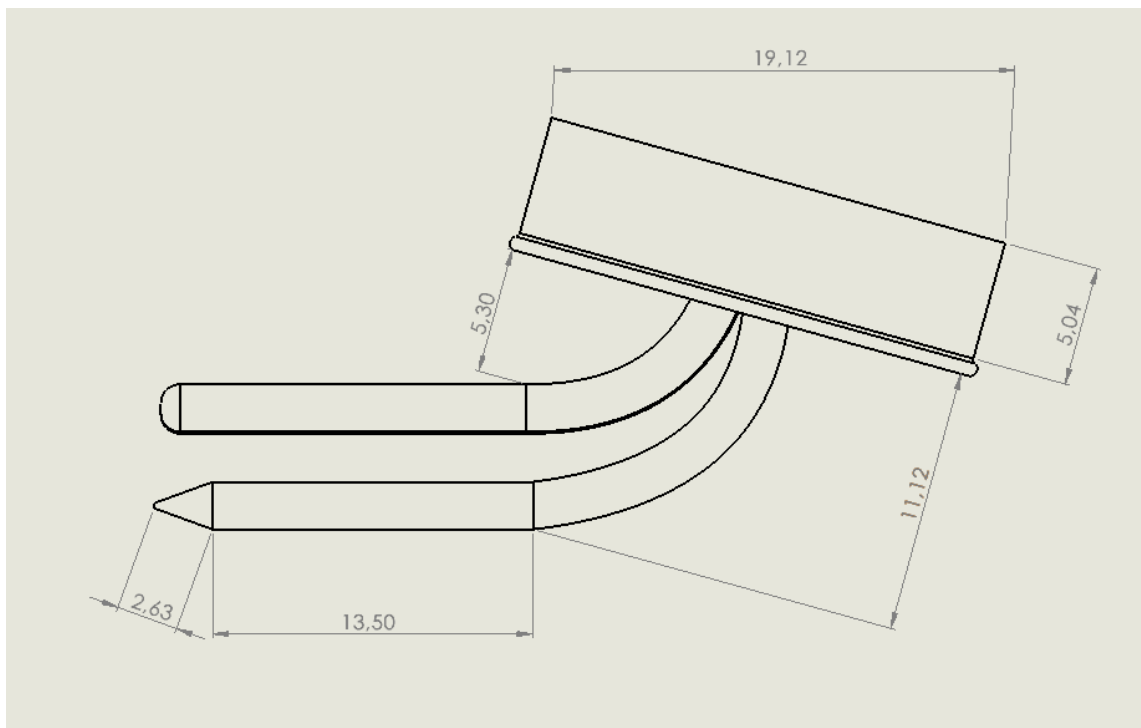


Рисунок 2.3 – Кресленик функціональної частини інструменту, вид збоку. Креслення виконані в середовищі SolidWorks

Так як модифікація стосується лише функціональної частини, не принципово як буде виглядати модель цілого приладу (рис. 2.4). Цілком реальним є варіант його моделювання аналогічно з існуючим апаратом для зварювання кінців судин, описаним в розділі 1.5. Електричні та структурні схеми в подальшому теж вважатимуться аналогічним патенту US6083223A [25].

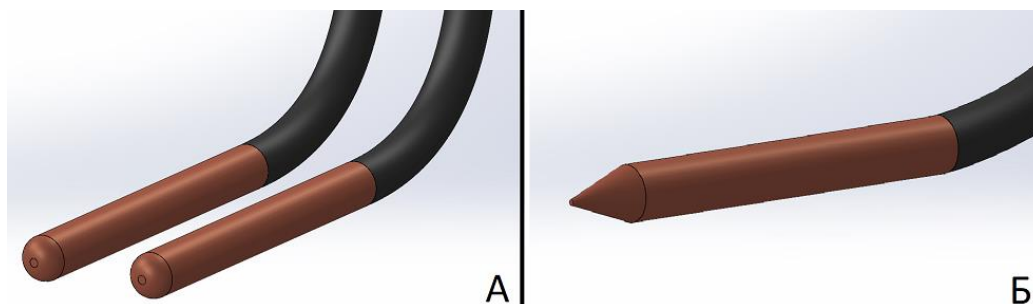


Рисунок 2.4 – Моделі електродів приладу. А: електроди з гладкими кінцями. Б: електрод з гострим кінцем. Моделі виконані в середовищі SolidWorks

Безпосередньо робоча частина приладу складається з двох електродів з гладкими кінцями (рис 2.4 А), що дозволить уникнути пошкодження судин під час проведення зварювання, та електрода з гострим кінцем (рис 2.4 Б), за рахунок якого буде проводитись подальша пункція судини для найбільш вдалого положення для зварювання.

На рисунку 2.5 зображено вигляд функціональної частини приладу з елементами: 1- рухомий контакт вкритий мідним сплавом, 2, 3- нерухомі контакти, вкриті мідним сплавом, 4- ізольовані частини контактів приладу, 5- гостра частина рухомого контакту, за рахунок якої буде пробиватись стінка судини (рис. 2.5).

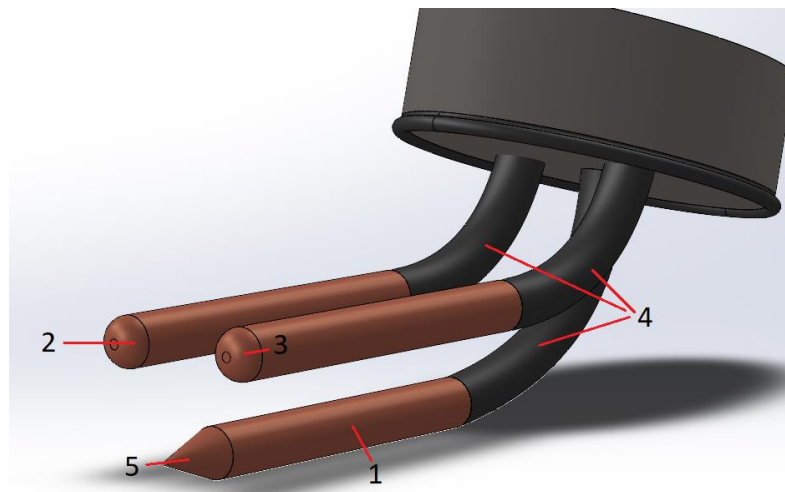


Рисунок 2.5 – Вигляд моделі функціональної частини приладу, створено в середовищі SolidWorks

Рухомий контакт інструменту вводиться в внутрішнє середовище судини, що дозволить в подальшому надійно притиснути тканину. Вигляд вже введенного в судину та готового до зварювання приладу можна побачити на рисунках 2.6 - 2.8.

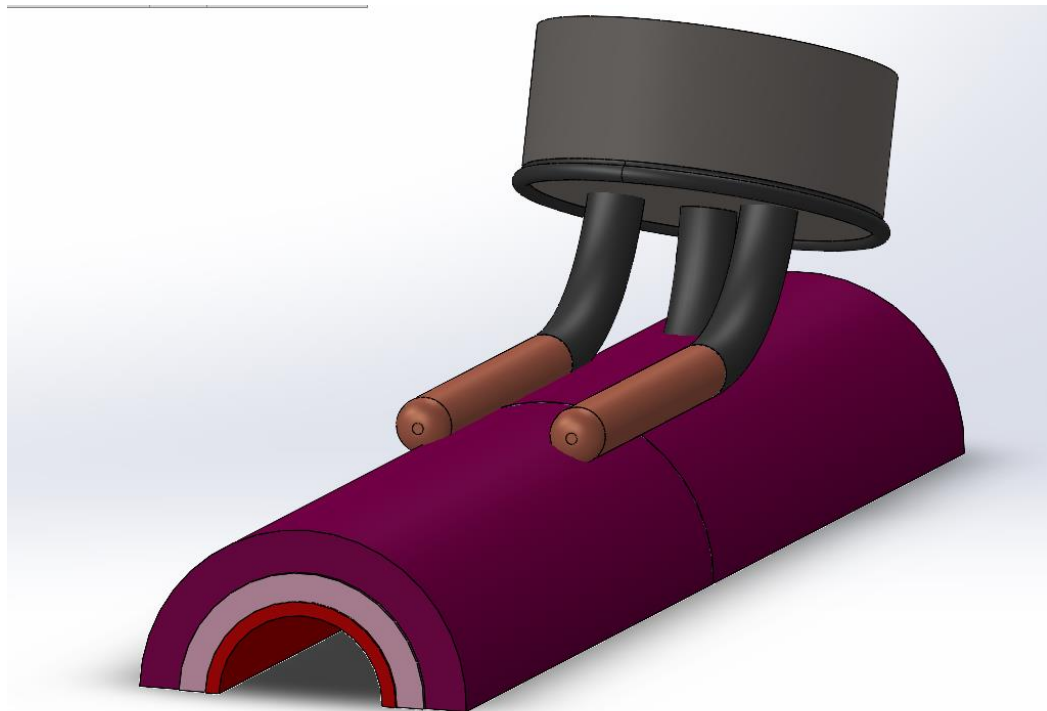


Рисунок 2.6 – Застосування пристрою, ізометричний вигляд, моделі виконані в середовищі SolidWorks.

Контакти виконані з мідного сплаву. Фізичні розміри приладу для оптимального застосування потрібно буде підбирати відповідно до розміру судин, отже існуватимуть різні насадки відповідно від судини, зварювання якої буде проводитися.

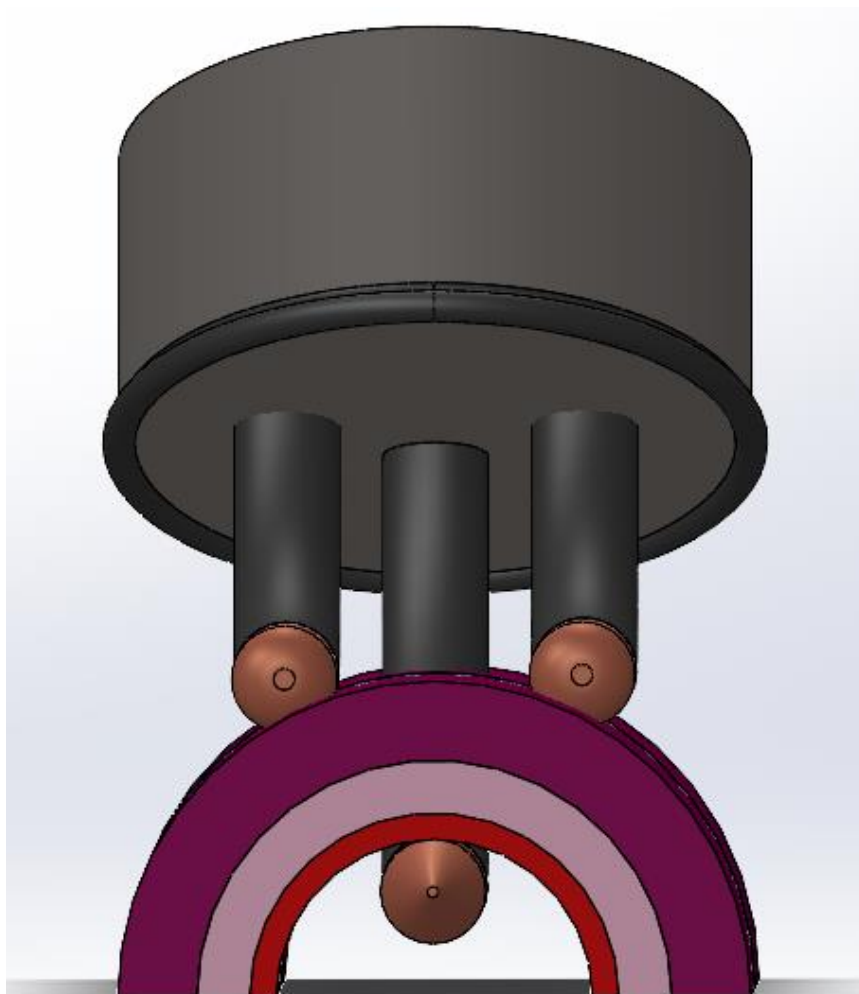


Рисунок 2.7 – Застосування пристрою, вигляд розрізу, моделі виконані в середовищі SolidWorks

Важливою частиною успішного проведення зварювання є зручність використання, тому увага має приділятися і надійній фіксації приладом судин.

При подальших експериментальних дослідженнях роботи інструменту є сенс розглянути використання різної обробки матеріалів, з метою покращення

|      |      |          |        |      |                    |      |
|------|------|----------|--------|------|--------------------|------|
|      |      |          |        |      | БМ92.115.3105.2106 | Лист |
|      |      |          |        |      |                    | 24   |
| Изм. | Лист | № докум. | Підпис | Дата |                    |      |

фіксації кінців судини. Електроди на готовому приладі можуть виготовлятися з матованого, ребристого за текстурою матеріалу, що могло б збільшити надійність затискання шляхом збільшення сили тертя між апаратом і судиною. «Нешліфоване» покриття має більш грубу текстуру, що дозволяє електроду краще утримуватися на поверхні судини під час зварювання.

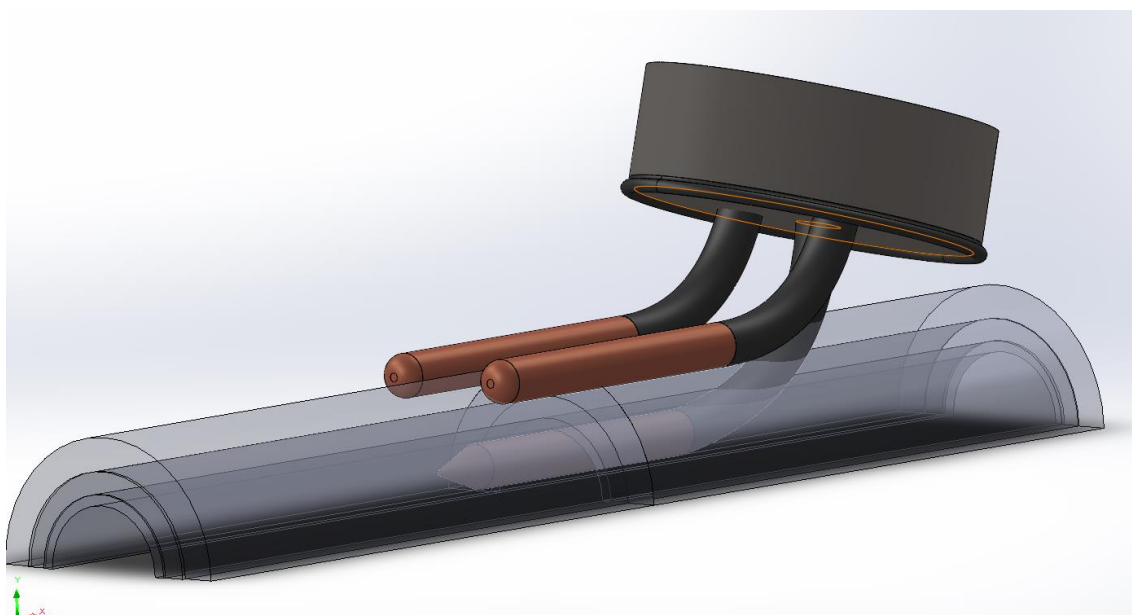


Рисунок 2.8 – Застосування пристрою, ізометричний вид з прозорою моделлю судини, моделі виконані в середовищі SolidWorks

Завдяки збільшеній фіксації, ребристе покриття допомагає уникнути небажаних зсувів або відступів під час зварювання. Це особливо важливо при роботі з дрібними або складними судинами, де точність і стабільність процесу зварювання мають вирішальне значення.

Крім того, матоване покриття може забезпечити кращий контакт між електродом і судиною за рахунок збільшення площі контакту, що покращує передачу тепла і електричного струму та допомагає забезпечити рівномірне розподілення тепла і зменшити можливість перегріву або неоднорідного зварювання.

Але варто розуміти, що отримуючи додаткову фіксацію за рахунок використання цих типів покриттів замість розглянутого в цій роботі, а саме гладкого варіанту, існує додатковий ризик прикіпання тканин до поверхні електродів інструменту, що може призвести до невітного результату зварювання або і цілої операції.

Для подальших досліджень використовується модель приладу для використання з середніми судинами. Контакти в діаметрі мають розмірність в 2 міліметри, судина, що моделюється в діаметрі становить 6 міліметрів. Було вирішено зупинитись на варіанті моделі з гладкою поверхнею електродів, враховуючи ризики перераховані вище.

## Висновки до розділу 2

В даному розділі було описано програмне забезпечення, що використовувалось при створенні інструменту. Було створено модель функціональної частини приладу для зварювання судин в середовищі SolidWorks.

Також було надано креслення приладу, описано його будову, розглянуто причини вибору гладкого покриття та описано механічні принципи роботи приладу.

|      |      |          |        |      |                    |      |
|------|------|----------|--------|------|--------------------|------|
|      |      |          |        |      | БМ92.115.3105.2106 | Лист |
|      |      |          |        |      |                    | 26   |
| Изм. | Лист | № докум. | Підпис | Дата |                    |      |

## РОЗДІЛ 3

### ДОСЛІДЖЕННЯ

#### 3.1 Моделювання зварювання судини

Для дослідження процесу зварювання тканин необхідно зімітувати властивості судини в середовищі програми Ansys, отже почати варто із створення моделі матеріалу (рис. 3.1), який буде відповідати дійсним властивостям судинних тканин. Це потрібно щоб правильно симулювати поведінку судини та її реакції на дослідження. Візьмемо для досліджу модель середньої за розмірами судини, яка має зовнішній та середній шари у відповідності 2:1.

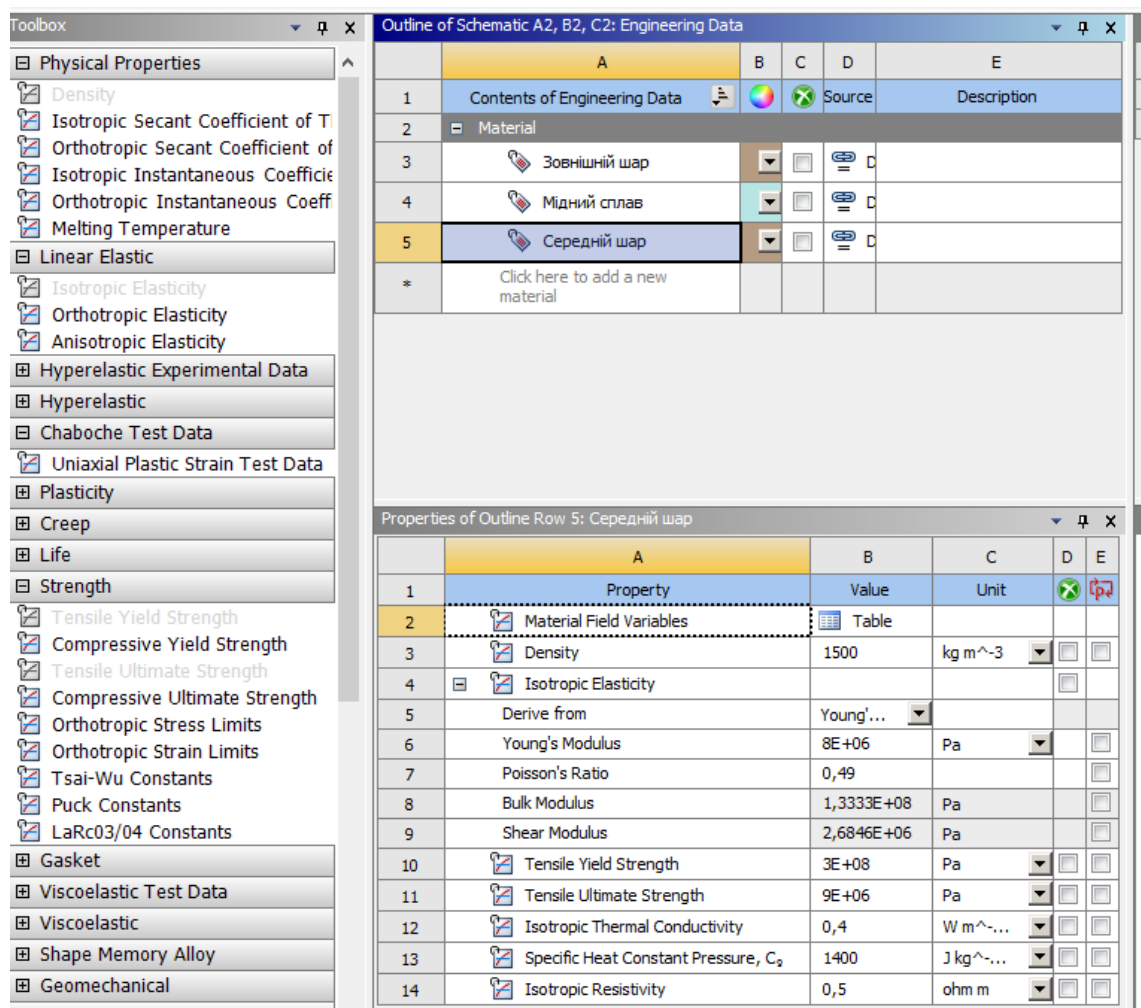


Рисунок 3.1 - Вигляд створеного матеріалу з заданими властивостями.

Матеріал створено в середовищі Ansys

Внутрішнім шаром під час експерименту буде знехтувано, так як він складається лише з одного шару клітин і майже не впливає на властивості судини в цілому.

Так як метою експерименту буде вплив на судинну тканину струмів, механічні властивості вказані відповідно до механічних судин такого розміру. В свою чергу термічні та електричні властивості тканин вказані відповідно до окремих шарів судини, щоб краще прослідкувати розподіл температури.

Також необхідно задати матеріал для моделей контактів приладу, що будуть задіяні в досліді.

Всі властивості матеріалів перерахованих вище внесені в середовище Ansys та показані на рисунках 3.2 - 3.4.

Зовнішній шар

|                                 |                                     |
|---------------------------------|-------------------------------------|
| Density                         | 1000,0 kg/m³                        |
| Structural                      |                                     |
| ▼ Isotropic Elasticity          |                                     |
| Derive from                     | Young's Modulus and Poisson's Ratio |
| Young's Modulus                 | 8e+06 Pa                            |
| Poisson's Ratio                 | 0,49000                             |
| Bulk Modulus                    | 1,3333e+08 Pa                       |
| Shear Modulus                   | 2,6846e+06 Pa                       |
| Tensile Ultimate Strength       | 9e+06 Pa                            |
| Tensile Yield Strength          | 3e+08 Pa                            |
| Thermal                         |                                     |
| Isotropic Thermal Conductivity  | 0,100000 W/m·°C                     |
| Specific Heat Constant Pressure | 900,00 J/kg·°C                      |
| Electric                        |                                     |
| Isotropic Resistivity           | 0,20000 ohm-m                       |

Рисунок 3.2 – Характеристики тканин зовнішнього судини, матеріал симульовано в середовищі Ansys

## Середній шар

|                                 |                                     |
|---------------------------------|-------------------------------------|
| Density                         | 1500,0 kg/m <sup>3</sup>            |
| <b>Structural</b>               |                                     |
| ▼ Isotropic Elasticity          |                                     |
| Derive from                     | Young's Modulus and Poisson's Ratio |
| Young's Modulus                 | 8e+06 Pa                            |
| Poisson's Ratio                 | 0,49000                             |
| Bulk Modulus                    | 1,3333e+08 Pa                       |
| Shear Modulus                   | 2,6846e+06 Pa                       |
| Tensile Ultimate Strength       | 9e+06 Pa                            |
| Tensile Yield Strength          | 3e+08 Pa                            |
| <b>Thermal</b>                  |                                     |
| Isotropic Thermal Conductivity  | 0,40000 W/m·°C                      |
| Specific Heat Constant Pressure | 1400,0 J/kg·°C                      |
| <b>Electric</b>                 |                                     |
| Isotropic Resistivity           | 0,50000 ohm-m                       |

Рисунок 3.3 – Характеристики тканин середнього шару судини, матеріал симульовано в середовищі Ansys

## Мідний сплав

|                                 |                                     |
|---------------------------------|-------------------------------------|
| Density                         | 8900,0 kg/m <sup>3</sup>            |
| <b>Structural</b>               |                                     |
| ▼ Isotropic Elasticity          |                                     |
| Derive from                     | Young's Modulus and Poisson's Ratio |
| Young's Modulus                 | 5e+10 Pa                            |
| Poisson's Ratio                 | 0,40000                             |
| Bulk Modulus                    | 8,3333e+10 Pa                       |
| Shear Modulus                   | 1,7857e+10 Pa                       |
| <b>Thermal</b>                  |                                     |
| Isotropic Thermal Conductivity  | 401,00 W/m·°C                       |
| Specific Heat Constant Pressure | 3900,0 J/kg·°C                      |
| <b>Electric</b>                 |                                     |
| Isotropic Resistivity           | 1,7e-06 ohm-m                       |

Рисунок 3.4 – Характеристики мідного сплаву, використаного для покриття контактів пристрою, матеріал симульовано в середовищі Ansys

Досліджувана модель буде мати вигляд частини стінки судини циліндричної форми з отвором по середині. Для зручності модель буде розрізано навпіл вздовж (рис. 3.5). До моделі буде прикладено струми в діапазоні від 10 до 20 Вольт через змодельовані контакти, що будуть прилягати до стінок циліндра як зображено на рисунку 3.6. Час зварювання буде коливатися від 1 до 3 секунд.

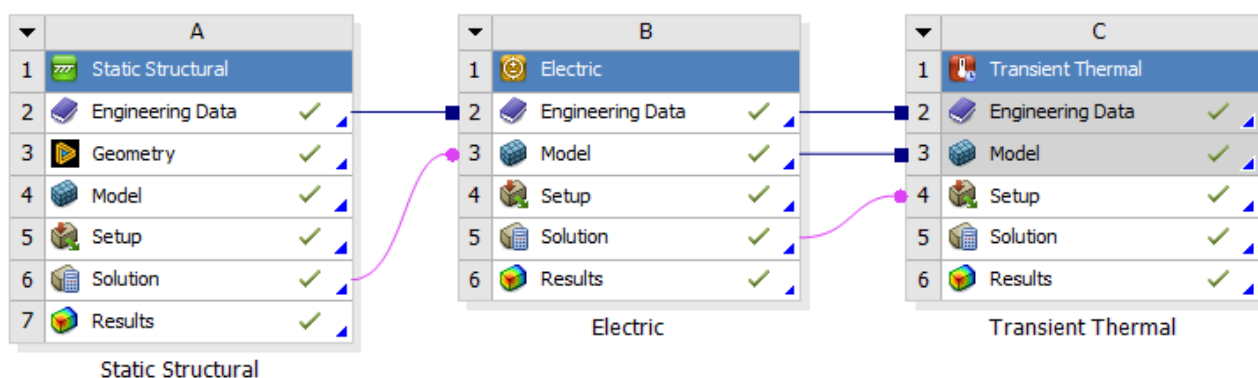


Рисунок 3.5 – Вигляд структурної схеми дослідження процесу зварювання, схему створено в середовищі Ansys

На рисунку 3.5 видно, що дослідження складається з трьох етапів, послідовного механічного, електричного та термічного дослідів за допомогою функціоналу середовища Ansys. Моделювання в програмі Ansys дозволяє використовувати результати одного дослідів як початкові дані для наступного, що і дозволить провести послідовне моделювання з подальшим аналізом.

Перший дослід є моделлю механічного впливу приладу на судину. Моделювання потрібне для кращого розуміння прилягання контактів до тканин та ближчої до реальності картини процесу зварювання (рис. 3.6).

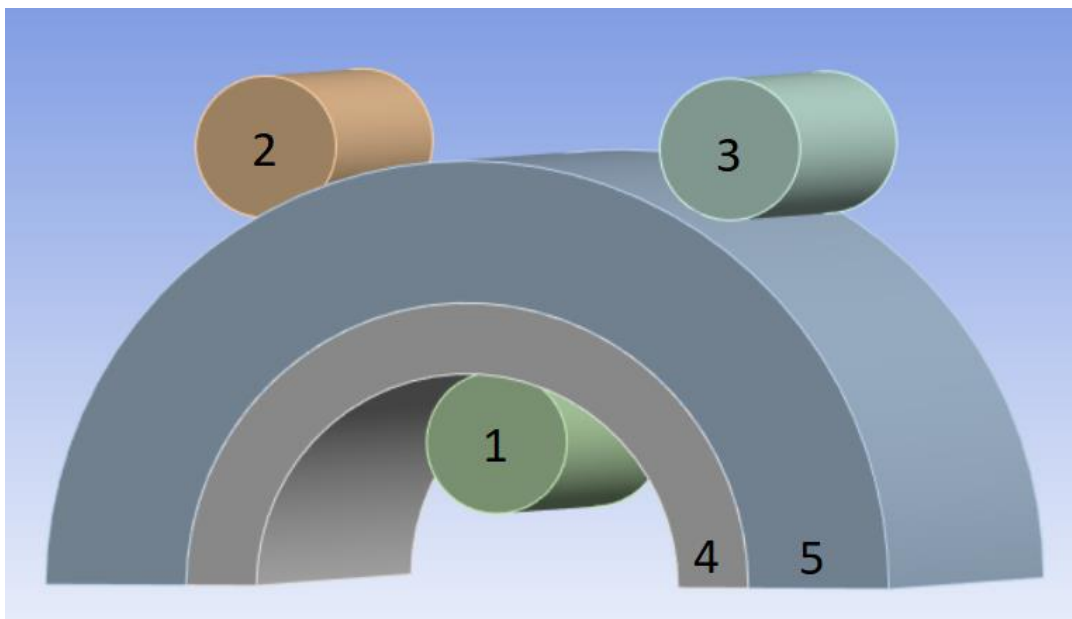


Рисунок 3.6 – Вигляд моделі судини до симуляції прикладення навантаження, модель виконана в середовищі Ansys

На рисунку 3.6 зображено модель судини в розрізі, що складається із зовнішнього (5) та середнього (4) шарів. До судини прикладено три контакти (1, 2, 3), безпосередньо сила вподальшому буде прикладена до контакту 1, щоб зімітувати стискання судини приладом (рис. 3.7).

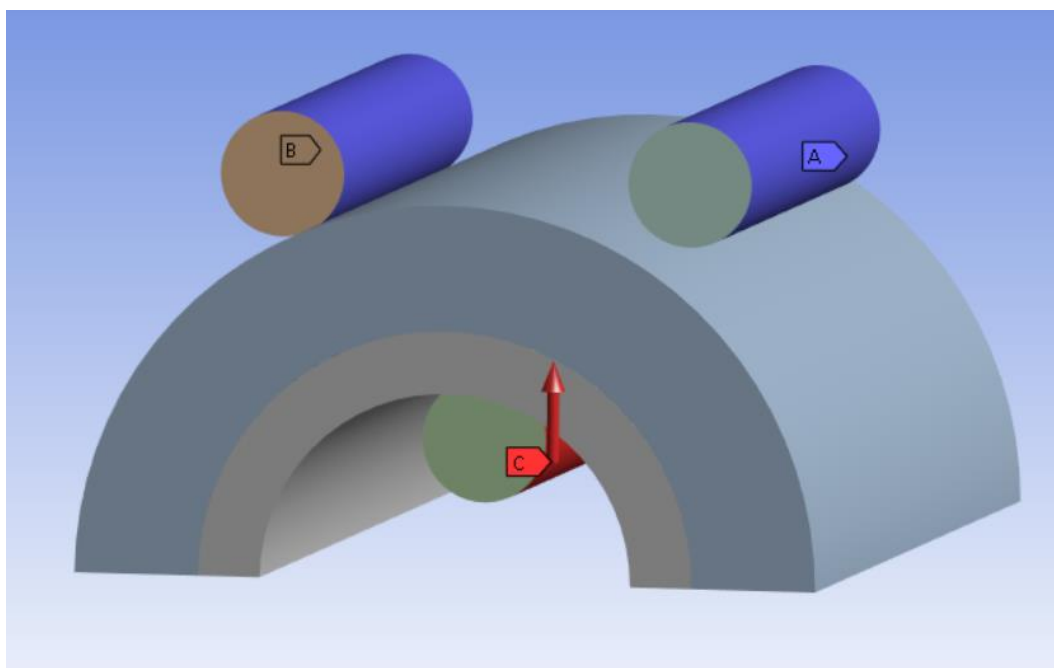


Рисунок 3.7 – Напрями прикладання сили на судину, моделювання виконане в середовищі Ansys

Задавши в середовищі Ansys об'єкти, до яких буде прикладатися сила, напрям прикладеної сили та її величину, запускаємо процес моделювання механічного впливу (Рисунок 3.8).

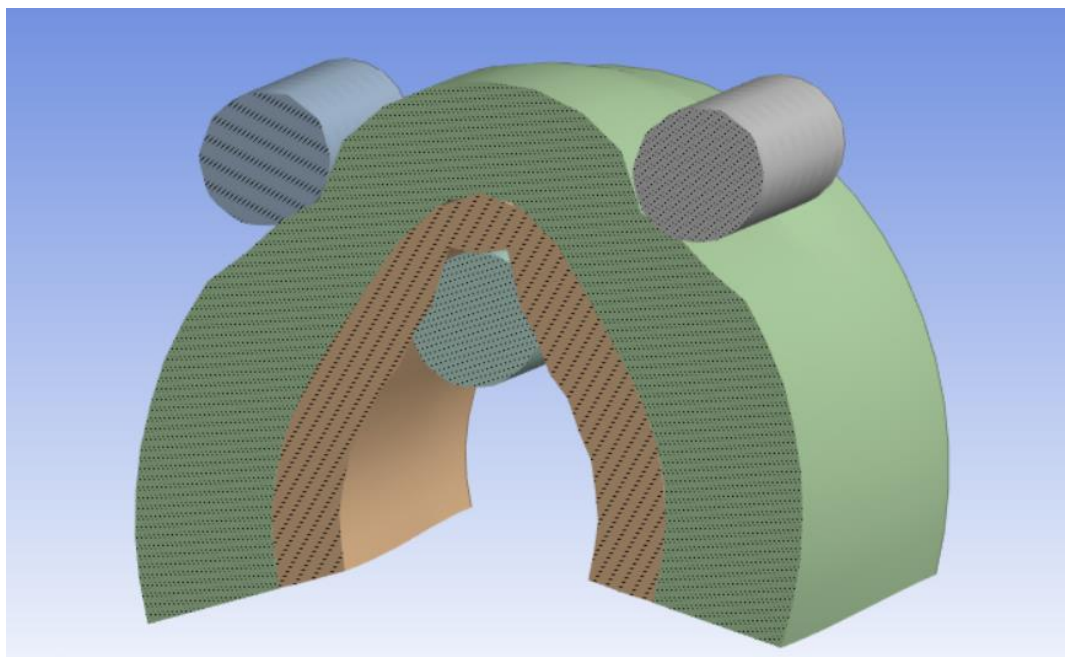


Рисунок 3.8 – Місце механічного впливу контактів на тканину в зоні зварювання, вид в розрізі. Модель виконана в середовищі Ansys Static Structural

Як видно з результатів моделювання, частина судини буде щільно затиснута між контактів приладу, що посприятиме більш рівномірному прикладенню напруги, і, відповідно, подальшому зварюванню (рис. 3.9).

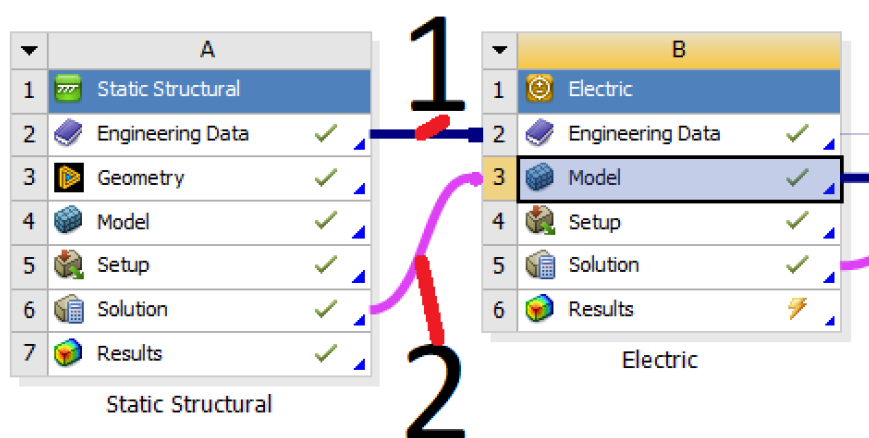


Рисунок 3.9 – Вигляд застосованого структурного зв'язку в середовищі Ansys

Наступним етапом дослідження буде введення результатів моделі механічного впливу як початкових даних для моделювання результату прикладання електричного струму на тканину судини, як показано на рисунку 3.10.

Маючи результат моделювання механічного впливу приладу на судину, можна починати дослідження зі зварювання тканин, шляхом подачі на контакти струмів різних напруг (рис. 3.10). Під час підбору правильної напруги було використано дані подібні до використаних в аналогічних приладах для зварювання живих тканин, конкретно проаналізовано напруги від 10 до 20 Вольт. Час експерименту встановлено з урахуванням зручності використання приладу безпосередньо хірургом - досліджено діапазон впливу струму від 1 до 3 секунд, температура моделі на початок досліду виставлена як 36,6 °C, як середня температура тіла людини.

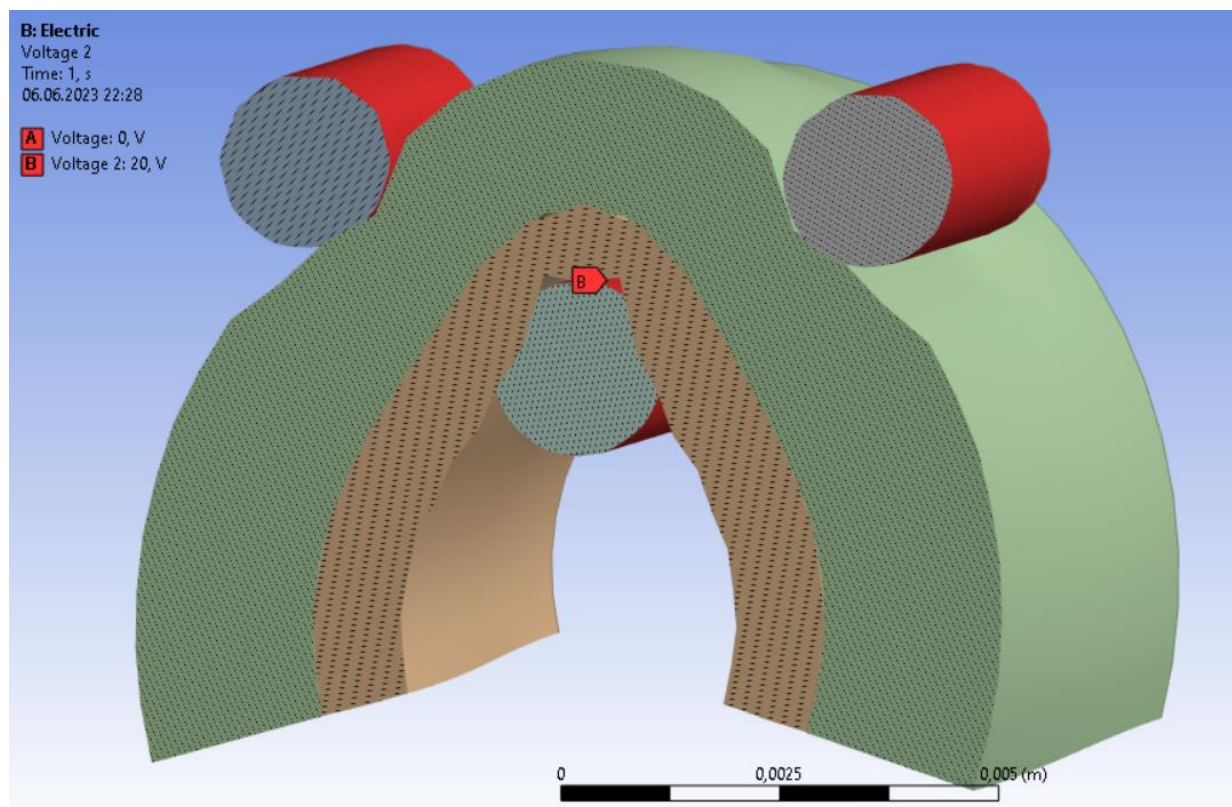


Рисунок 3.10 – Схема прикладання напруги на електроди при моделюванні, модель створена в середовищі Ansys Electric

На рисунку 3.11 показано, яким чином буде прикладатись напруга в подільших дослідях. Результатом вказаних вище початкових даних є такий розподіл напруги по тканині:

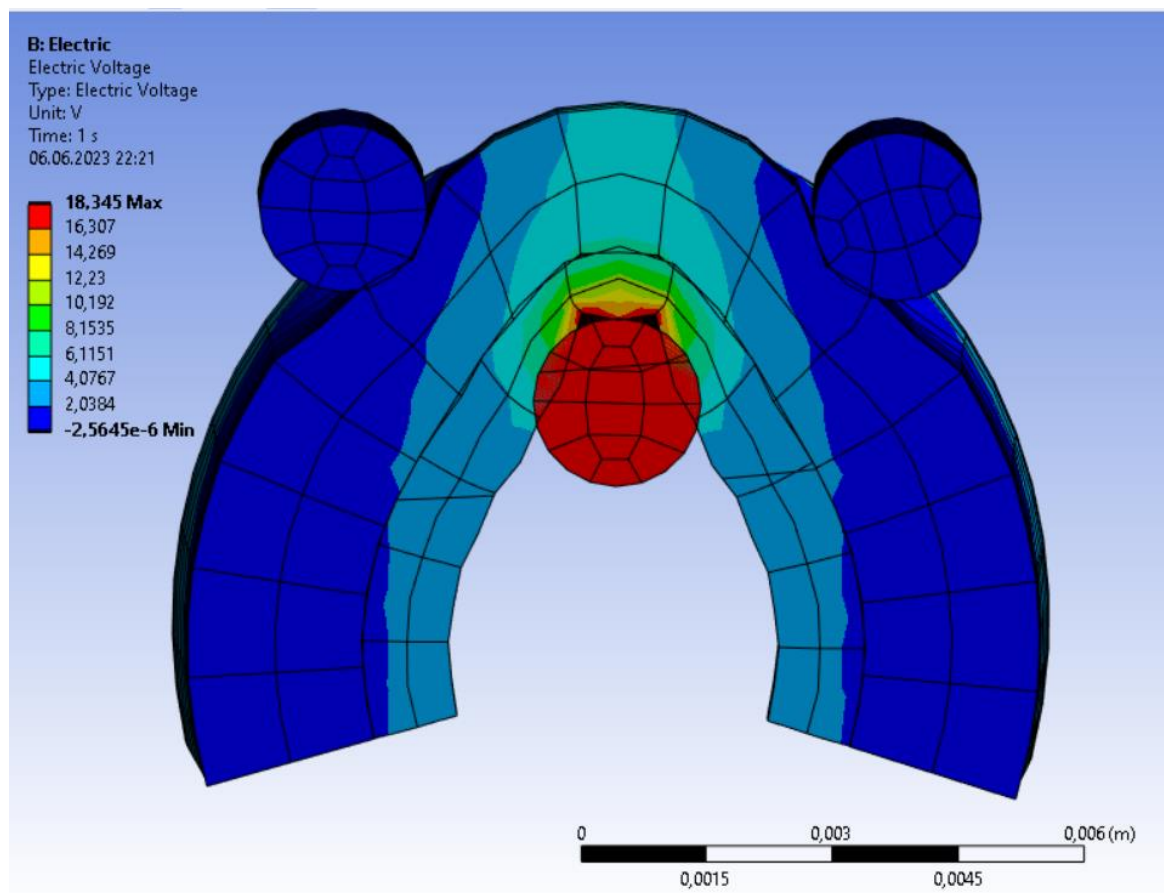


Рисунок 3.11 – Розподіл напруги по місцю зварювання, аналіз проведено в середовищі Ansys Electric

Але для моделювання потрібно звертати увагу скоріше на модель реакції тканини, так як саме опір матеріалу в подальшому створить необхідну для зварювання температуру. Розподіл опору при напрузі у 20 Вольт показано на рисунку 3.12.

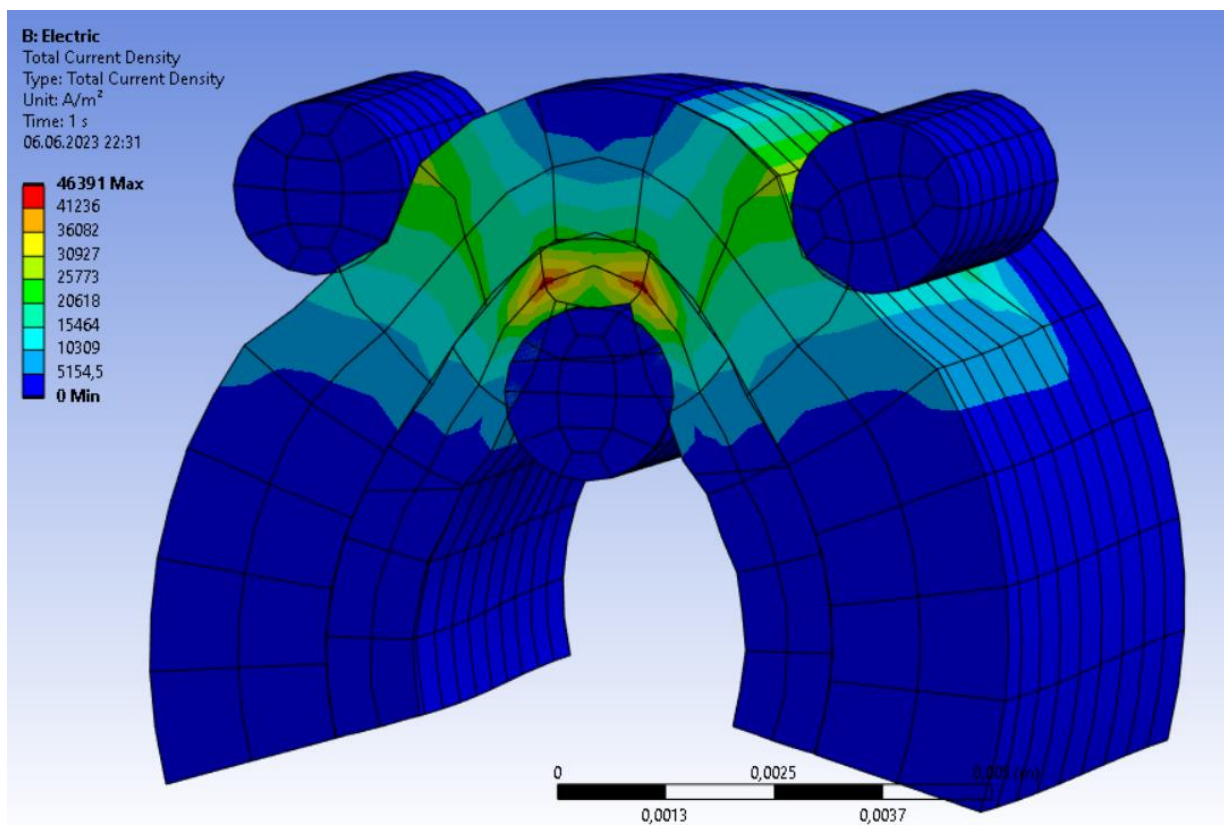


Рисунок 3.12 – Опір тканини при напрузі у 20 Вольт. Аналіз проведено в середовищі Ansys Electric.

### 3.2 Дослідження впливу напруги та часу на температуру при зварюванні

Після виконання дослідів в середовищі Ansys Electric, результати експерименту одразу використовуються як початкові значення для подальшого аналізу в середовищі Ansys Thermal, що дозволяє спостерігати вплив струмів різної напруги на температуру прилеглих до контактів пристрою тканин.

Подальші дослідження проведено в діапазоні напруг від 10 до 20 Вольт (рис. 3.13-3.17).

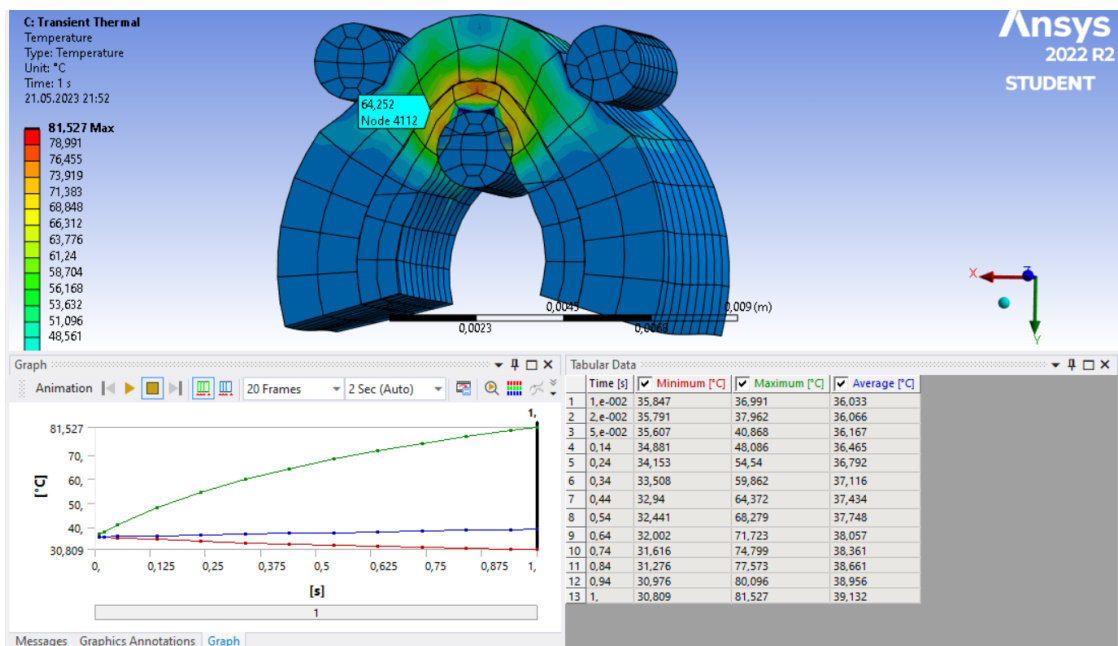


Рисунок 3.13 – Розподіл температури в зоні зварювання, залежність максимальної та мінімальної температури від часу при зварювальній напрузі 10 Вольт при часі в 1 секунду у поперечному розрізі. Аналіз проведено в середовищі Ansys Thermal.

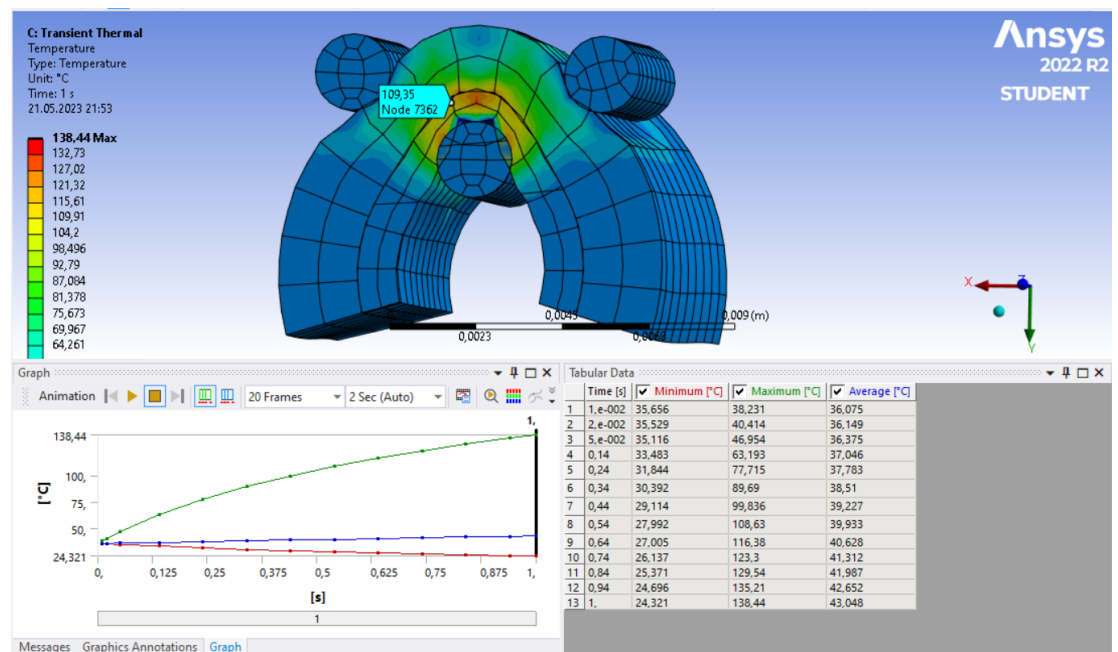


Рисунок 3.14 – Розподіл температури в зоні зварювання, залежність максимальної та мінімальної температури від часу при зварювальній напрузі 15 Вольт при часі в 1 секунду у поперечному розрізі. Аналіз проведено в середовищі Ansys Thermal.

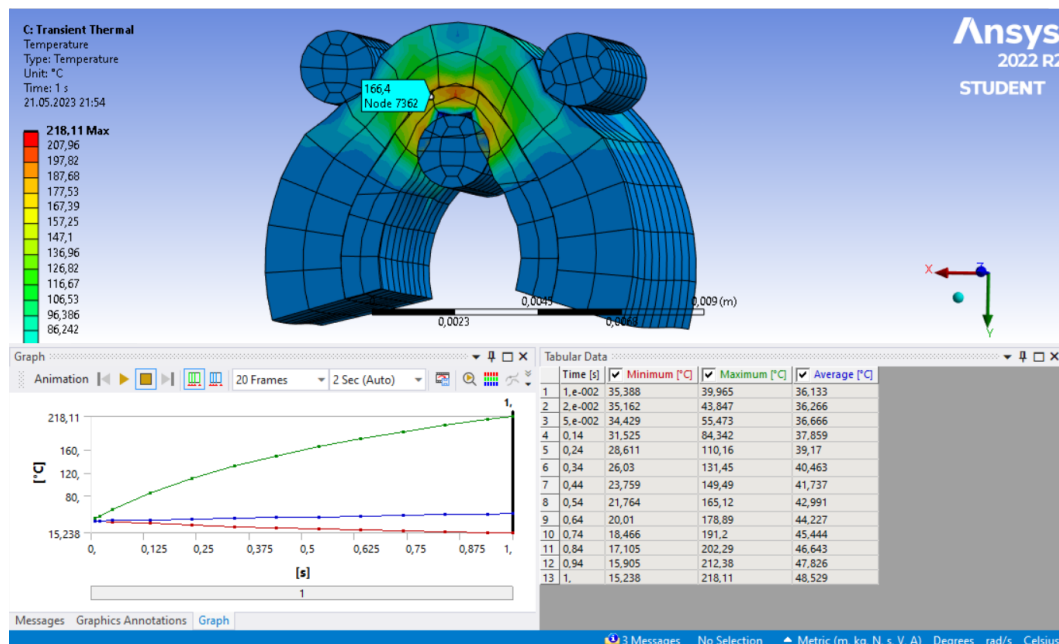


Рисунок 3.15 – Розподіл температури в зоні зварювання, залежність максимальної та мінімальної температури від часу при зварювальній напрузі 20 Вольт при часі в 1 секунду у поперечному розрізі. Аналіз проведено в середовищі Ansys Thermal

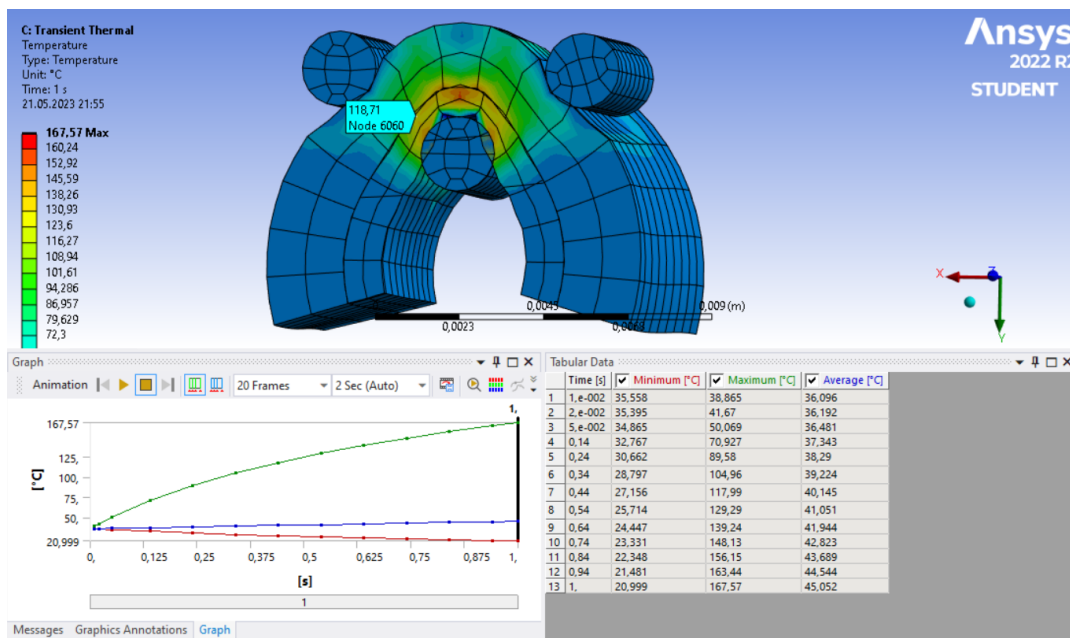


Рисунок 3.16 – Розподіл температури в зоні зварювання, залежність максимальної та мінімальної температури від часу при зварювальній напрузі 17 Вольт при часі в 1 секунду у поперечному розрізі. Аналіз проведено в середовищі Ansys Thermal

Під час виконання досліджень показаних на рисунках 3.13 - 3.16 було визначено, що найбільш оптимальною є напруга близько 17 Вольт. Час з початкового в 1 секунду було збільшено до 3 секунд, що дозволило температурі в місці зварювання розподілитись більш рівномірно, що в свою чергу забезпечить більш рівномірне зварювання тканин (рис. 3.17).

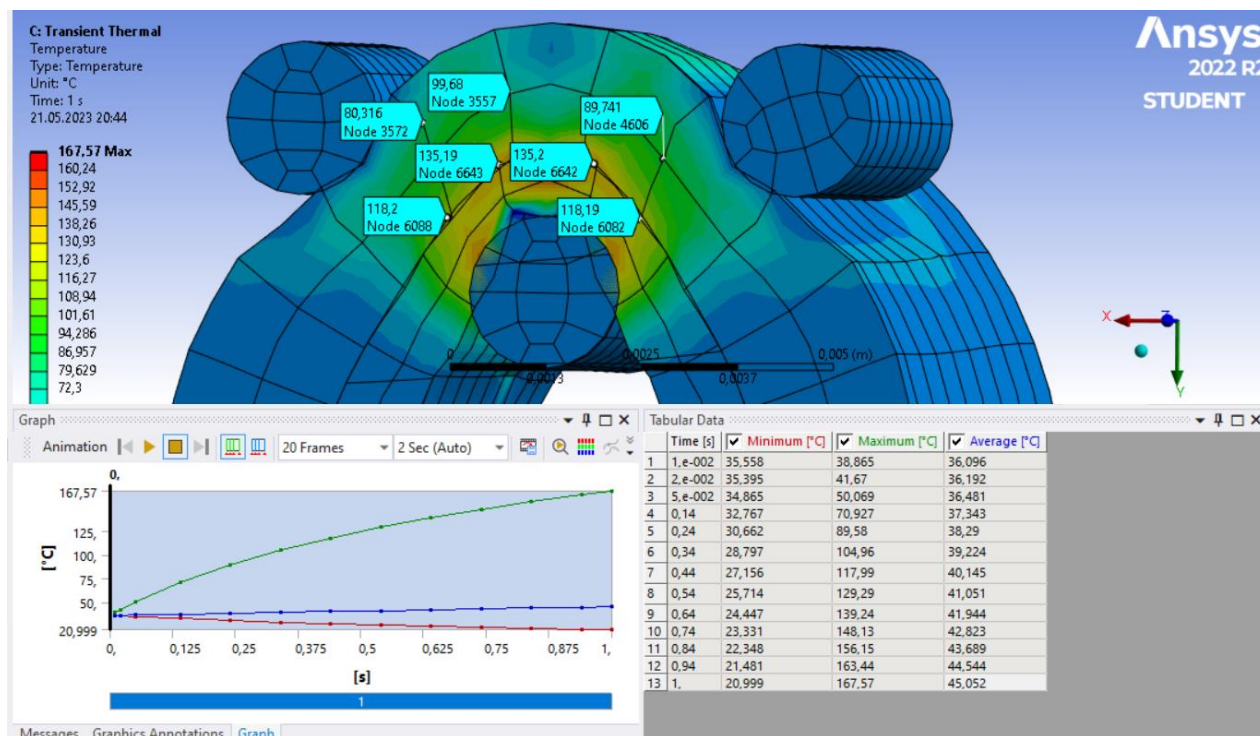


Рисунок 3.17 – Розподіл температури в зоні зварювання за 3 секунди, залежність температури від часу при 17 В у розрізі

Як видно з результату дослідження, температура розподілена достатньо рівномірно для успішного зварювання судини. Місце найбільшого нагрівання утворюється в безпосередній близькості до контакту і тільки в кінці впливу струму, що через нетривалий вплив не зможе нанести тканинам значної шкоди. Більшість же зони впливу перебуває при температурі максимально близькій до 100°C, що при такому часі застосування інструменту призведе до успішного зварювання тканини.

Говорячи про температурний аналіз моделі, варто зазначити, що температура, необхідна для успішного зварювання тканин має знаходитись в діапазоні від 90°C, через невеликий час експерименту тканини не встигають дійти до стану некрозу, руйнується лише близько половини клітин в місці зварювання. На рисунку 3.18 показано результати зварювання аналогічним за механізмом дії приладом. Чітко видно рівномірне загоєння тканини, що безпосередньо вплине на час повного одужання пацієнта (рис. 3.18).

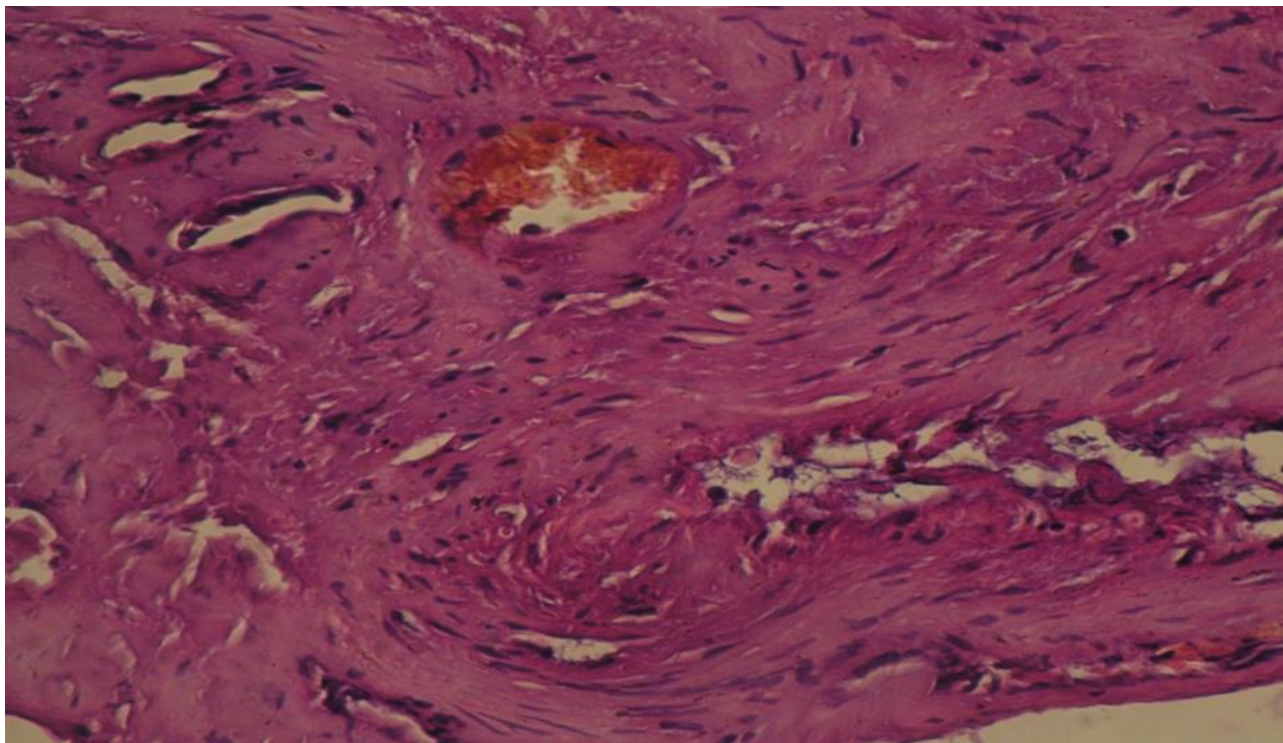


Рисунок 3.18 – Вигляд судинної тканини після зварювання, видно збережені клітинні структури: наявні ядра гладеньком’язових клітин, ендотелій та фібробласти

Зруйновані клітини виділяють в тканину білки, що допомагають ‘склеїти’ решту тканини в одне ціле, тим часом решта клітин, що залишились живими після зварювання, призведуть до швидкого загоєння всього місця впливу.

### Висновки до розділу 3

В даному розділі було створено модель біологічної тканини, задано властивості матеріалів та проведено послідовні дослідження. Було змодельовано механічний вплив інструменту на судину, проведено послідовні електричні та термічні дослідження для визначення оптимальних значень напруги, температури та часу проведення зварювання.

Результатом цих досліджень є рекомендований час застосування інструменту у 3 секунди з використанням напруги в 17 Вольт.

|      |      |          |        |      |                    |      |
|------|------|----------|--------|------|--------------------|------|
|      |      |          |        |      | БМ92.115.3105.2106 | Лист |
|      |      |          |        |      |                    | 40   |
| Изм. | Лист | № докум. | Підпис | Дата |                    |      |

## РОЗДІЛ 4

### ОХОРОНА ПРАЦІ

Метою дипломної роботи була модифікація інструменту та вдосконалення технології зварювання судин.

Був обраний план № 1 розділу «Охорони праці» оскільки за мету дипломної роботи було поставлено розробити та спроектувати модель приладу.

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

#### 4.1 Характеристики інструменту для зварювання судин

##### 4.1.1 Характеристики компонентів інструменту

В дипломній роботі розроблено прилад на основі існуючого «Апарату для заварювання судин» [15]. Технічні характеристики інструменту для зварювання судин наведені в табл. 1.1.

Таблиця 4.1 – Характеристики інструменту

| №  | Найменування приладу та функціональних блоків | Основні характеристики                                                                                                                                                                                                                         | Кількість | Позиція на рисунку |
|----|-----------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|--------------------|
| 1. | Рукоятка                                      | Матеріал: високоміцний пластик                                                                                                                                                                                                                 | 1         | 1                  |
| 2. | Корпус                                        | матеріал: Нержавіюча сталь, клас захисту від ураження електричним струмом - I, робоча напруга – 20-180 В.                                                                                                                                      | 1         | 2                  |
| 3. | Електроди                                     | Матеріал: мідно-молібденовий сплав.                                                                                                                                                                                                            | 3         | 3-4                |
| 4. | Штекерний роз'єм                              | Матеріал: пофарбована мідь,                                                                                                                                                                                                                    | 1         | 5                  |
| 5. | ВЧ електрокоагулятор ЕКВЗ-300                 | Напруга живлення мережі: $220 \pm 21$ В, частота змінної напруги: $50 \pm 0,2$ Гц, потужність споживання: до 600 Вт, потужність на виході: до 300 Вт, частота напруги на виході: $440 \pm 42$ кГц, час безперервної роботи, не більше 8 годин. | 1         | 6                  |

#### 4.1.2 Складові частини інструменту

Основні складові частини приладу представлені на рисунку 4.1.

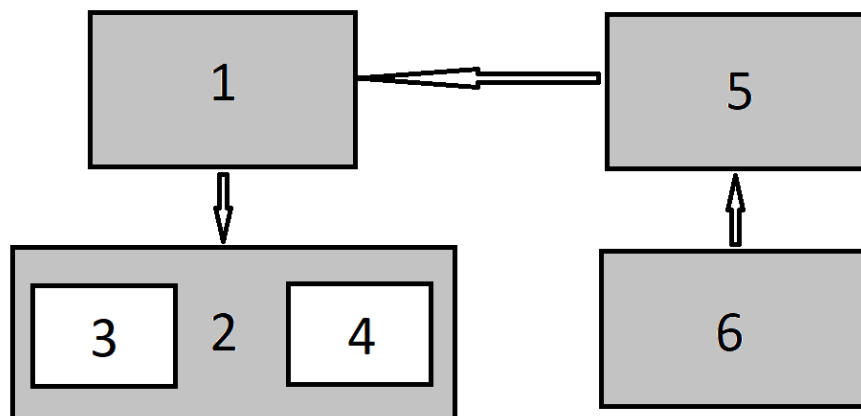


Рисунок 4.1 – Структурна схема інструменту

Хірург тримає інструмент, тримаючись за рукоятку (1), та використовує робочу частину, що складається з рухомих (3) та нерухомих електродів (4). Сама робоча частина кріпиться до корпусу пристрою (2). За допомогою штекерного роз'єму (5) забезпечується можливість підключення до електрокоагулятора (6), який надає напругу на електроди та забезпечує зварювання судин.

#### 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 режиму зварювання                      | 1         |
|    |                                    | Кнопки налаштування параметрів роботи            |           |
|    |                                    | Педаль для вмикання/вимикання роботи інструменту |           |

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

Так як принципом роботи інструменту є по суті нагрівання тканин шляхом впливу на них електричним струмом, існує ймовірність опіків як пацієнта, так і хірурга чи медичного персоналу. Але при обережному поводженні, дотриманні правил користування та належного технічного догляду прилад є цілком безпечним.

### 4.2.1 Небезпеки теплового характеру

Небезпеки теплового характеру, їх наслідки та способи усунення наведено в таблицях 2.1-2.3

Таблиця 4.3 – Небезпеки теплового характеру

| №  | Найменування функціонального блоку | Джерело небезпеки | Причини небезпеки  | Наслідки небезпеки |
|----|------------------------------------|-------------------|--------------------|--------------------|
| 1. | Електроди                          | Торці електродів  | Велика температура | Опіки              |

Таблиця 4.4 – Реальні та нормативні фактори небезпеки

| №  | Фактори небезпеки  | Реальне значення | Нормативні значення |
|----|--------------------|------------------|---------------------|
| 1. | Велика температура | 70-140 °C        | 20-80 °C            |

Таблиця 4.5 – Заходи з забезпечення охорони праці

| №  | Група номенклатурних заходів з ОП | Вид заходу                                                                            | Критерій вибору                                        |
|----|-----------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------|
| 1. | Технічні заходи                   | Використання системи, яка буде вимикати живлення при досягненні температури 90-110 °C | Унеможливлення виникнення опіків у пацієнта.           |
| 2. | Організаційні заходи              | Інструкція з експлуатації інструменту                                                 | Навчання з питань безпеки при експлуатації інструменту |
| 3. | Режимні                           | Не передбачені                                                                        | Не передбачені                                         |
| 4. | Експлуатаційні                    | Регулярна технічна перевірка інструменту                                              | Уникнення перегріву під час операції, несправностей    |

#### 4.2.2 Небезпеки ураження електричним струмом

Небезпеки ураження електричним струмом, їх наслідки та способи усунення наведено в таблицях 2.4-2.6.

Таблиця 4.6 – Небезпеки ураження електричним струмом

| №  | Найменування функціонального блоку | Джерело небезпеки                    | Причини небезпеки              | Наслідки небезпеки      |
|----|------------------------------------|--------------------------------------|--------------------------------|-------------------------|
| 1. | Штекерний роз'єм                   | Гніздо штекера та провід від приладу | Корозія, механічні пошкодження | Ураження струмом        |
| 2. | Електроди                          | Торці електродів                     | Напруга                        | Опіки, ураження струмом |

Таблиця 4.7 – Реальні та нормативні фактори небезпеки

| №  | Фактори небезпеки | Реальне значення | Нормативні значення |
|----|-------------------|------------------|---------------------|
| 1. | Електричний струм | 150 мА           | 25 мА               |
| 2. | Напруга           | 20-200 В         | до 42 В             |

Таблиця 4.8 – Заходи з забезпечення охорони праці

| №  | Група номенклатурних заходів з ОП | Вид заходу                                            | Критерій вибору                                                |
|----|-----------------------------------|-------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------|
| 1. | Технічні заходи                   | Покриття штекерів діелектриком                        | Усунення та запобігання витоку струму, захист від корозії      |
| 2. | Організаційні заходи              | Інструкція з експлуатації інструменту                 | Навчання з електричної безпеки при експлуатації інструменту    |
| 3. | Режимні                           | Перевірка на предмет пошкодження електричної ізоляції | Запобігання контакту з електропровідними частинами інструменту |
| 4. | Експлуатаційні                    | Регулярна перевірка роз'єму штекера на цілісність     | Забезпечення безпечної роботи                                  |

#### 4.3 Розробка «Інструкції по техніці безпеки при експлуатації інструменту для зварювання судин»

1. Положення, що відносяться до прав і обов'язків обслуговуючого персоналу щодо дотримання вимог техніки безпеки:

- необхідність інструктажу з експлуатації приладу та навчання з питань електробезпеки;
- калібрування початкового положення інструменту може виконуватися тільки спеціалістом від компанії-розробника або лікарем-хірургом;
- перед початком експлуатації пристрою необхідно уважно ознайомитися з інструкцією та пройти навчання з електричної та механічної безпеки, яке проводиться спеціалістом від компанії-розробника.

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 треба перевірити інструмент на відсутність механічних ушкоджень та ушкоджень ізоляції, а також стан з'єднувальних кабелів;
- при відхиленнях в роботі приладу, необхідно припинити роботу інструменту та звернутись до компанії розробника для отримання технічної допомоги;
- після завершення користування інструментом, його необхідно обов'язково продезинфікувати.

3. Особливості обслуговування даного комплексу і безпечні методи роботи:

- прилад має бути розміщений в упаковці під час транспортування. Пакування забезпечить максимальний захист від механічних ушкоджень;

|      |      |          |        |      |                    |      |
|------|------|----------|--------|------|--------------------|------|
|      |      |          |        |      | БМ92.115.3105.2106 | Лист |
|      |      |          |        |      |                    | 45   |
| Изм. | Лист | № докум. | Підпис | Дата |                    |      |

- повинно проводитись регулярне технічне обслуговування інструменту;
- мають бути дотримані усі правила безпеки під час обслуговування й експлуатації приладу.

#### Висновки до розділу 4

У цьому розділі розглянуто потенційно небезпечні фактори, що виникають під час використання інструменту для зварювання судин, а також способи і методи їх запобігання.

Основними ризиками є можливість ураження електричним струмом та теплова небезпека. Тому були розроблені технічні, організаційні, режимні та експлуатаційні заходи для безпечного використання цього інструменту. Крім того, була створена інструкція з техніки безпеки для користувачів інструменту.

|      |      |          |        |      |                    |      |
|------|------|----------|--------|------|--------------------|------|
|      |      |          |        |      | БМ92.115.3105.2106 | Лист |
|      |      |          |        |      |                    | 46   |
| Изм. | Лист | № докум. | Підпис | Дата |                    |      |

## ВИСНОВКИ

Під час виконання дипломної роботи були виконані усі поставлені завдання. У результаті огляду літератури було встановлено, що травми судин небезпечні та потребують особливої уваги ще й через значний вплив на подальшу реабілітацію пацієнта. Було розглянуто існуючі методи з'єднання судин, зокрема зшивання, описано механічні та електро-термічні властивості судин, досліджено існуючі прилади для зварювання судин.

Використовуючи програмне забезпечення SolidWorks, було створено модель функціональної частини приладу для зварювання судин, представлено креслення та спосіб його використання. Нова модернізація дозволить безпосередньо з'єднувати судини після травм та операцій, чого функціонал існуючих інструментів робити не дозволяв.

В середовищі Ansys було розроблено модель біологічної тканини для дослідів, створено моделі тканин судини з відповідними дійсним характеристиками. В результаті подальших досліджень та обробки отриманих даних, було визначено, що оптимальними показниками для зварювання буде час в 3 секунди та напруга 17 Вольт.

Таким чином результатом виконання дипломної роботи стала модель приладу для зварювання судин та оптимальні показники для його експлуатації, визначені шляхом досліджень.

|      |      |          |        |      |                    |      |
|------|------|----------|--------|------|--------------------|------|
|      |      |          |        |      | БМ92.115.3105.2106 | Лист |
|      |      |          |        |      |                    | 47   |
| Изм. | Лист | № докум. | Підпис | Дата |                    |      |

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Assisting in Microsurgery: Operative and Technical Considerations [Електронний ресурс]. 2023 - Режим доступу до ресурсу: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2589514123000154>
2. Автоматичне зварювання [Електронний ресурс] / І.В. Кривцун., В.М. Ліподаєв – 2022. – Режим доступу до ресурсу: <https://patonpublishinghouse.com/as/pdf/2022/as202206part.pdf>.
3. Дубко А. Г. Способи зупинки кровотеч в хірургічній практиці [Електронний ресурс] / А. Г. Дубко, В. С. Тертична, В. О. Нікітін. – 2022. – Режим доступу до ресурсу: [https://www.researchgate.net/publication/360612786\\_SPOSOBI\\_ZUPINKI\\_KROVOVOTEC\\_V\\_HIRURGICNIJ\\_PRAKTIKI](https://www.researchgate.net/publication/360612786_SPOSOBI_ZUPINKI_KROVOVOTEC_V_HIRURGICNIJ_PRAKTIKI)
4. Дубко А. Г. Хірургічні способи з'єднання живих біологічних тканин [Електронний ресурс] / А. Г. Дубко. – 2022. – Режим доступу до ресурсу: <http://surl.li/egesa>.
5. The mechanical characterization of blood vessels and their substitutes in the continuous quest for physiological-relevant performances. A critical review [Електронний ресурс]. 2021 - Режим доступу до ресурсу: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2590006421000144#sec2>
6. Counting the costs of trauma: the need for a new paediatric injury severity score. /Sargent W, Wild H, Mayhew E, Wren SM., 2021
7. HISTORICAL ASPECTS OF THE DEVELOPMENT OF ELECTROSURGERY [Електронний ресурс] / А. Г. Дубко. – 2021. – Режим доступу до ресурсу: <http://surl.li/egesh>.
8. Basic principles of microvascular surgery applied in maxillofacial surgery. Bibliographic review [Електронний ресурс]. 2021 - Режим доступу до ресурсу: <https://www.medigraphic.com/cgi-bin/new/resumenI.cgi?IDARTICULO=102429>
9. Lebedev A. V. Use of Electric Welding of Living Tissues in Surgery (review)

[Електронний ресурс] / A. V. Lebedev, A. G. Dubko. – 2020. – Режим доступу до ресурсу: <https://link.springer.com/article/10.1007/s10527-02009977-3>.

10. Бойко М. А. Електрохірургічний мікроінструмент для біполярного високочастотного зварювання слизової оболонки та м'яких тканин у передніх відділах порожнини рота [Електронний ресурс] / М. А. Бойко, О.

Л. Нікрітін, І. Ю. Худецький. – 2020. – Режим доступу до ресурсу: <https://iprop-ua.com/inv/pdf/msjhpdoe-pub-description.pdf>.

11. Epidemiology of injuries sustained by civilians and local combatants in contemporary armed conflict. World journal of surgery. /Wild H, Stewart BT, LeBoa C, Stave CD, Wren SM, 2020 Jun;

12. Основні характеристики електрокоагулятора високочастотного зварювального ЕКВЗ-300 ПАТОНМЕД [Електронний ресурс] <http://patonmed.com.ua/uk/aparati>

13. Lebedev A. V. Use of Electric Welding of Living Tissues in Surgery (review) [Електронний ресурс] / S. I. Cheryshko O.O. Maksymiv. – 2019. – Режим доступу до ресурсу: <http://e-bmv.bsmu.edu.ua/article/view/2413-0737.XXIII.4.92.2019.105>.

14. Fauzia Khan; Sana Sharif; F. M. Ali Khan; Ihtisham Ul Haq; "Blood Vessels Quantification to Detect Glaucoma Using Retinal Fundus Images", 2019.

15. A. Yu. Potlov; S. V. Frolov; S. G. Proskurin; "Young's Modulus Evaluation for Blood Vessel Equivalent Phantoms Using Optical Coherence Elastography", 2019.

16. Інструмент для одномоментного з'єднання судин методом електросварки живих тканин: історія, проблеми розробки, перспективи. [Електронний ресурс] / Д. Е.Дубенко, П. Ф. Музыченко, К. К. Карпенко, В. А. Черняк. – 2019. – Режим доступу до ресурсу: [http://patonmed.com.ua/wpcontent/uploads/2019/11/Tezy\\_dopovidi\\_2019.pdf](http://patonmed.com.ua/wpcontent/uploads/2019/11/Tezy_dopovidi_2019.pdf).

17. Кровотеча і крововтрата. Методи тимчасової та кінцевої зупинки кровотечі [Електронний ресурс]. 2017 - Режим доступу до ресурсу: <https://repo.knmu.edu.ua/bitstream/>

18. Microvascular Anastomotic Techniques [Електронний ресурс]. 2017 - Режим доступу до ресурсу: <https://medicine.uiowa.edu/iowaprotocols/microvascular-anastomotic-techniques>
19. Кункін Д. Д. Спосіб з'єднання зварюванням біологічних тканин людей і тварин [Електронний ресурс] / Д. Д. Кункін, В. А. Тодоренко, В. В. Перекрест. – 2015. – Режим доступу до ресурсу: <https://uapatents.com/698035-sposib-zehdnannya-zvaryuvannyam-biologichnikh-tkanin-lyudejj-itvarin.html>.
20. SOLIDWORKS 3D CAD [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.solidworks.com/ru/domain/design-engineering>
21. ANSYS Workbench [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.ansys.com/products/ansys-workbench>
22. Спосіб з'єднання зварюванням біологічних тканин людей і тварин [Електронний ресурс]. 2015 - Режим доступу до ресурсу: <https://uapatents.com/6-98035-sposib-zehdnannya-zvaryuvannyam-biologichnikh-tkanin-lyudejj-i-tvarin.html>
23. Analysis of thermal conductivity in living biological tissue with vascular network and convection [Електронний ресурс]. 2014 - Режим доступу до ресурсу: [https://www.researchgate.net/publication/264981655\\_Analysis\\_of\\_thermal\\_conductivity\\_in\\_living\\_biological\\_tissue\\_with\\_vascular\\_network\\_and\\_convection](https://www.researchgate.net/publication/264981655_Analysis_of_thermal_conductivity_in_living_biological_tissue_with_vascular_network_and_convection)
24. Blood vessel architectural features and their effects on thermal phenomena [Електронний ресурс]. 2000 - Режим доступу до ресурсу: <https://www.spiedigitallibrary.org/conference-proceedings-of-spie/10297/1029706/Blood-vessel-architectural-features-and-their-effects-on-thermal-phenomena/10.1117/12.375226.full?SSO=1>
25. Methods and apparatus for welding blood vessels [Електронний ресурс]. 1998 - Режим доступу до ресурсу: <https://patents.google.com/patent/US6083223A/en>