

Власник документу:  
Бевза Олег Миколайович

ID перевірки:  
1004035740

Дата перевірки:  
15.06.2020 02:37:51 EEST

Тип перевірки:  
Doc vs Internet + Library

Дата звіту:  
15.06.2020 02:56:58 EEST

ID користувача:  
90740

Назва документу: 2020-bachelor-EDD\_Lutsenko\_myaki\_tkanyny\_fch

ID файлу: 1004048813 Кількість сторінок: 22 Кількість слів: 7372 Кількість символів: 56293 Розмір файлу: 225.50 KB

## 4.35% Схожість

Найбільша схожість: 1.49% з джерело <http://patonmed.com.ua/wp-content/uploads/2017/03/%D0%95%D0%9A%D0%92...>

3.32% Схожість з Інтернет джерелами 12 ..... Page 24

1.38% Текстові збіги по Бібліотеці акаунту 5 ..... Page 24

## 0% Цитат

Не знайдено жодних цитат

## 0% Вилучень

Вилучений текст відсутній

## Підміна символів

Заміна символів 3

Луценко Іван Васильович

## Джерело живлення для зварювання живих м'яких тканин

### АНОТАЦІЯ

В дипломному проекті розроблено джерело живлення для зварювання живих м'яких тканин. Для розуміння фізичних та хімічних процесів які відбуваються під час високочастотного електрозварювання проведений аналіз медичної літератури, зокрема результати хірургічних операцій. Досліджено методи електрозварювання живих тканин, на постійному та змінному струмі. Проведено пошук аналогічних приладів з метою вивчення існуючих реалізацій блоків живлення, та розробки покращень схемотехніки. Досліджено математичні моделі, що дозволяють отримати уявлення про еквівалентну електричну схему живої тканини. Для підвищення автоматизації процесу обрані методи керування джерелом які не вимагають переналаштування в ході операції.

Обґрунтовано вибір схемотехнічних рішень для силової частини. Наведенні їх переваги та недоліки. Обрані електричні компоненти для забезпечення стабільної та коректної роботи приладу.

Розраховані струми та напруги у основних частинах схеми. Для перевірки роботи схеми та усіх її компонентів виконане моделювання у програмному середовищі Powersim. Визначена максимальна потужність блоку живлення, та інші технічні параметри.

**Ключові слова:** високочастотне джерело живлення, зварювання живих м'яких тканин, змінний струм, постійний струм.

### ANNOTATION

The diploma project developed a power supply for welding living soft tissues. To understand the physical and chemical processes that occur during high-frequency electric welding, an analysis of the medical literature, including the results of surgical operations. Methods of electric welding of living tissues, on direct and alternating current are investigated. The search for similar devices was carried out in order to study the existing implementations of power supplies, and to develop improvements in circuitry. Mathematical models that allow to get an idea of the equivalent electrical circuit of living tissue have been studied. To increase the automation of the process, source control methods are selected that do not require reconfiguration during the operation.

The choice of circuit solutions for the power unit is substantiated. Giving their advantages and disadvantages. Selected electrical components to ensure stable and correct operation of the device.

Calculated currents and voltages in the main parts of the circuit. To test the operation of the circuit and all its components, simulation was performed in the software environment Powersim. The maximum power of the power supply unit and other technical parameters are determined.

**Keywords:** high frequency power supply, welding of living soft tissues, alternating current, direct current.

### ВСТУП

Стрімкий ріст науково-технічного прогресу дозволив впроваджувати в хірургію нові медичні прилади та матеріали. На початку ХХ століття ніхто навіть і не міг уявити, що точковий вплив значного електричного струму на живу тканину не призведе до пошкодження її структури. Попередні підходи використовували модульований струм високої частоти для розтинання тканин. В порівнянні зі скальпелем це призводило до зменшення кровотечі або навіть повної її відсутності.

Головна проблема хірургічного втручання полягає в з'єднанні тканин. Ефективність цього методу визначає час необхідний для виконання операції, а також час необхідний для повноцінного відновлення оперованих органів. Подальші дослідження довели, що при зменшенні часу і сили струму можна регулювати нагрів, а використання біполярних інструментів забезпечує надійне з'єднання. Міцності такого з'єднання буде достатньо, а утворена морфологічна структура в області з'єднання дозволить швидко відновити функції оперованого органу.

Перший варіант джерела живлення для зварювання живих тканин був розроблений у 1992 р., та мав такі характеристики: корисна потужність сягала 300 Вт, а частота імпульсів коливалась в межах 400-800 кГц.

Суть методу полягає у прикладанні від джерела живлення високочастотного електричного струму, що проходить через електроди в затиснену між ними тканину, при цьому частково руйнує клітини, нагріває тканину, що викликає денатурацію глобулярних білків. В цьому випадку денатурація виражена в розправленні білків і їх переплітанні – коагуляції. Ще одним із можливих пояснень утворення з'єднання вважають висушування нагрітої тканини. Нові дослідження використовують часткове, а не повне пошкодження клітини, це призводить до кращих показників з життєздатності тканини.

**Мета дослідження:** розробка джерела живлення для зварювання живих м'яких тканин.

Для виконання поставленого завдання розглядались такі аспекти:

- вивчення біологічних та фізичних процесів які виникають при нагріві живих тканин;
- дослідження методу зварювання струмом високої частоти;
- аналіз готових рішень і їх покращення.

**Об'єктом дослідження** є процеси перетворення електричної енергії в джерелі живлення для зварювання живих м'яких тканин.

**Предметом дослідження** є перетворювачі як складові частини джерела живлення для зварювання живих тканин.

## РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ІСНУЮЧИХ МЕТОДІВ ВИСОКОЧАСТОТНОГО ЗВАРЮВАННЯ ЖИВИХ М'ЯКИХ ТКАНИН

**1.1. Уявлення про механізм утворення з'єднання. Властивості живої тканини**

Найчастіше використовується контактний спосіб зварювання для з'єднання живих тканин. Спрощена схема високочастотного електрозварювання з використанням пінцета наведена на рис. 1.1.

Рис. 1.1. Схема високочастотного електрозварювання з використанням пінцета

Вважаємо, що в цьому випадку між собою вступають поверхні шарів тканини з щільною упаковкою клітин (такі як епітелій і подібні структури). Цілком ймовірно, що з'єднувальні шари стикаються зі структурами з жироподібних речовин - ліпідами, під впливом нагрівання не зазнають денатурації, яка могла б привести до утворення сполуки. Для останнього необхідно, щоб контактні поверхні були покриті речовиною, що містить якомога більшу кількість білків. Такі білки містяться у внутрішньоклітинній речовині. Отже, одним з основних умов утворення з'єднання повинно бути руйнування мембран клітин, що знаходяться на поверхні з'єднуваних шарів. При нагріванні тканини електричним струмом можливе руйнування мембран за рахунок електричного пробую при досить високій напруженості електричного поля. Крім того, руйнування мембран має сприяти і певний тиск електродів, які здавлюють тканину в місці з'єднання. При цьому створюється поперечна напруга, яке розтягує мембрани і полегшує їх руйнування під дією електричного поля. Після руйнування мембран повинен слідувати нагрів тканини до температури, достатньої для швидкої денатурації білків, щоб з'єднання займало мінімум часу [1]. Ці уявлення знаходяться у відповідності з отриманими експериментальними даними. Однак, на думку науковців, вони ще вимагають подальших доказів. Для цього необхідні більш глибокі фізичні дослідження.

На думку науковців, з'єднання живої м'якої тканини, отримані способом біполярної коагуляції, слід називати ВЧ-електрозварними, оскільки процедура їх утворення подібна процедурі точкового контактного електрозварювання металів. В тому і іншому випадку утворення з'єднання матеріалів виходить за рахунок зміни структур матеріалів, що вступили в контакт, в процесі їх нагрівання під впливом електричного струму і подальшого охолодження.

## 1.2. Результати досліджень які покладенні в основу високочастотного електрозварювання живих тканин

### 1.2.1. Електрична провідність тканини

За своїми електричними властивостями м'які тканини організму є різномірною середовищем. Органічні речовини (білки, жири, вуглеводи) є діелектриками. До складу тканинних рідин входять електроліти. Тканини складаються з клітин, важливою частиною яких є мембрани, що володіють опором порожнин. Індуктивність тканин близька до нуля. Тому імпеданс тканин визначається тільки активним і ємнісним опорами. Процес електрозварювання живих м'яких тканин зручно досліджувати за допомогою еквівалентної електричної схеми, представленої на рис 1.2. Опір міжклітинної рідини позначається через  $R$ , ємність мембран представляє конденсатор  $C$ , електричні втрати при зарядці ємності виділяються в опорі  $R_c$ .

Рис. 1.2. Електрична схема еквівалентна властивостям живої тканини

Зниження провідності відбувається в результаті збільшення в тканині неорганічних іонів і зменшенню новоутворень. Які ускладнюють рух іонів під дією електричного поля. Значним опором повинні володіти м'язи, що складаються з прилеглих один до одного веретеноподібних клітин [2].

#### **1.2.2. Залежність провідності м'якої живої тканини від температури**

В процесі електрозварювання тканина нагрівається під дією на неї електричного струму. Тому важливо знати, як залежить опір живої м'якої тканини від температури. В результаті спеціально проведених експериментів встановлено, що провідність живої м'якої тканини володіє додатнім температурним коефіцієнтом [3].

#### **1.2.3. Утворення провідного каналу в живій м'якій тканині**

Особливість формування провідного каналу визначається процесом пошкодження, пробою клітинних мембран і додатнім температурним коефіцієнтом зварюваної тканини. Пошкодження мембран призводить до підвищення провідності тканини – зниженню її імпедансу. Нагрів живої тканини електричним струмом викликає подібний ефект. Різде зниження імпедансу можна вважати результатом пробою мембрани клітин. Встановлено, що пошкоджені мембрани клітин здатні відновлюватися, навіть якщо напруженість електричного поля падає на частку секунди, що відбувається при модуляції електричного струму прямокутними імпульсами. Утримати клітину в пробитому стані можна, якщо частота модуляції буде досить велика. Уявлення про новоутворення провідного каналу живої тканини були проведені експериментально [3]. В загальному вони зводяться до наступних висновків: напруга повинна модулюватися сигналами прямокутної форми з певною скважністю; процес зварювання повинен починатися з плавного підйому напруги високої частоти; зварювані ділянки м'якої тканини повинні бути стиснуті з заданим тиском.

#### **1.2.4. Температурна денатурація білків, що містяться в живій м'якої тканині**

Виходячи з даних літератури теплова денатурація білків - коагуляція - спостерігається при їх нагріванні понад +55 °С. Коагуляція - процес інерційний, що протікає з поглинанням енергії. Швидкість коагуляції залежить від температури. Іноді говорять про температуру коагуляції, маючи на увазі температуру, при якій коагуляція повинна бути завершена протягом декількох секунд. В умовах хірургічної операції час, необхідний на утворення з'єднання, має бути зведений до мінімуму. Встановлено, що живу м'яку тканину слід нагрівати до температури, при якій коагуляція білка повинна завершуватися протягом декількох секунд і тканина повинна бути стиснута з певним тиском [4].

#### **1.3. Наближена математична модель процесу високочастотного електрозварювання живої м'якої тканини**

Уявлення дослідників про основні явища, що відбуваються при ВЧ-електрозварюванні живих м'яких тканин, можуть бути схематичними, недостатньо точними, повними і частково помилковими. Це пов'язано з

відсутністю достовірних даних про фізичні властивості живої м'якої тканини різного типу і температурної денатурації білків в ній. Все це підлягає подальшому вивченню з інженерних позицій. Проте, навіть ці приблизні уявлення дозволили побудувати наближену модель процесу ВЧ-електрозварювання. Модель необхідна дослідникам для проведення математичного експерименту, зіставлення її даних з достовірними, а найголовніше - для того щоб упевнитися в правильності розуміння головних чинників, присутніх при ВЧ-електрозварюванні живих м'яких тканин.

Було проведено безліч чисельних експериментів, результати яких порівнювали з даними, отриманими при досліджах на дрібних і великих тваринах [5]. За цими результатами були проведені коригування величин, що входять в математичну модель, були знайдені діапазони допустимих змін, при яких розрахункові дані близькі до результатів безпосередніх вимірювань. Систематизація отриманих даних дозволила виявити причини невдач. Встановлено, що ні підвищення напруги, ні збільшення тривалості дії ВЧ-електричного струму не дозволяють отримати надійні з'єднання. При підвищенні напруги зростає показник якості з'єднання, але одночасно підвищується і температура поверхневого шару живої м'якої тканини, що знаходиться під електродом, що веде до неприпустимого пошкодження. Причина цього явища полягає в тому, що коагуляція білка в клітинах відбувається в основному до руйнування ліпідних мембран. До утворення єдиної для ділянок, що з'єднуються білкового простору.

Запропоновано ефективне технічне рішення, що руйнує мембрани клітин до початку коагуляції білків - це модуляція ВЧ-напруги прямокутними імпульсами частотою кілька тисяч герц. Проведено розрахунки і подальше їх зіставлення з даними дослідів на кишечнику, сонної артерії, черевної аорти. Порівняння проводили по кривій опору. Отримані приклади чисельних експериментів за допомогою математичної моделі і їх зіставлення з даними дослідів на тваринах дозволили інженерам зробити висновок про те, що вони знаходяться на вірному шляху до розуміння явищ, що відбуваються при ВЧ-електрозварюванні живих м'яких тканин [6].

#### **1.4. Особливості керування височастотним електричним зварюванням м'яких тканин**

Одна з найбільш важливих інженерних задач - створення системи автоматичного управління процесом електрозварювання, яка в найменшій мірі відволікала б увагу хірурга від виконання його основної функції. Рішення цього складного завдання має враховувати що відбуваються при ВЧ-електрозварюванні м'яких тканин фізичні процеси і можливості зворотних зв'язків, які компенсують певні розходження. До числа найбільш небезпечних розходжень можна віднести: неоднорідність тканини в місті з'єднання; коливання товщини з'єднуваної тканини; нестабільний стан тканини, наприклад, вологість; нестабільні електричні властивості тканини: змінні умови шунтування електричного струму сусідніми ділянками тканини; змінна

температура електродів інструмента, якими поступово виконується вплив на декілька точок.

Автори патенту [7] пропонують припиняти нагрів тканини до того, як її імпеданс досягне граничного значення, визначеного безпосередньо в процесі нагрівання тканини. Описані системи управління розраховані на коагуляцію дрібних судин з метою припинення кровотечі. Судини, піддані коагуляції, повністю втрачають свої фізіологічні функції. У зв'язку з цим особливі вимоги до коагуляції не пред'являються. Розробники виходили з того, що при ВЧ-електрозварювання розрізаних ділянок живої м'якої тканини вимоги до управління процесом незрівнянно більш жорсткі. Для того щоб відновлення фізіологічних функцій того чи іншого органу протікало досить швидко і не тягло за собою ускладнень, теплове вкладення має бути мінімальним, але достатнім для утворення якісного з'єднання. Важливо також, щоб хірург під час виконання операції не відволікався на настройку апаратури.

Вище зазначалося, що розрахунки на основі створеної математичної моделі процесу електрозварювання дають досить правдоподібні результати. Завдяки цьому у розробників з'явилася можливість проаналізувати алгоритми різних систем управління. Складено програму управління, частиною якої стала математична модель процесу ВЧ-електрозварювання.

Розроблено кілька варіантів адаптивної системи автоматичного управління. На першому етапі алгоритму така система автоматично визначає умови, при яких можливе утворення з'єднання, а на другому - ці умови відтворюються і визначається момент, коли нагрів зварюваної тканини може бути завершений. Для управління використовується електричний імпеданс живої м'якої тканини, але не абсолютне його значення, а характер його зміни і відносне поточне значення. Тому описаний алгоритм має властивість універсальності. Це є відмінністю від раніше описаних і використовуваних алгоритмів для коагуляції. Розроблені на цій основі програми забезпечують щадний режим впливу на живу тканину [8].

Проведена велика серія експериментів на тваринах, результати якої дозволили оцінити працездатність випробуваних систем управління. Оцінку проводили за показниками, який впливає на якість зварного з'єднання. За результатами досліджень розробниками запропонований найбільш простий шлях створення системи управління, яка відтворювала б заздалегідь підібрані і багаторазово перевірені режими зварювання різних органів з урахуванням віку пацієнта. Така система з вбудованою експертною системою розроблена і використана на перших етапах досліджень. Однак вона не реагувала на збудження, тому що режими в її пам'яті визначалися з запасом, тобто з надлишковим тепловкладенням в тканину.

З метою виправлення зазначеного недоліку запропоновано використовувати два близьких за задумом алгоритми системи управління пристосованих до конкретних властивостей тканини. Алгоритми передбачають обробку інформації, яку дає поточне значення імпедансу зварюваної тканини під час процесу ВЧ-електрозварювання. Адаптивна

система управління реагує не на абсолютне значення імпедансу живої м'якої тканини, а на характер його зміни і відносне значення, що представляє частка від ділення поточного значення імпедансу на його мінімальне значення [5].

Системи управління, які діють за таким алгоритмом, реагують на безліч збуджень, що виникають в ході операції. Це дозволяє хірургові не відволікатися від його основних завдань. В результаті численних експериментів з використанням математичної моделі процесу ВЧ-електрозварювання встановлено, що адаптивні системи можуть працювати в умовах сильних збуджень. Перевага віддано одному з розроблених алгоритмів [9].

Для ВЧ-електрозварювання живу з'єднується тканину слід здавити, пропустити через неї струм високої частоти і нагріти. Міжклітинна рідина має позитивний температурний коефіцієнт провідності, тому в міру нагрівання імпеданс тканини  $Z$  зменшується і досягає свого мінімального значення  $Z_{\min}$  в момент часу  $t_1$  (рис. 1.3).

Рис. 1.3. Залежність напруги і опору від тривалості проходження струму, характерна для електрозварювання живої тканини струмом високої частоти

Після цього процес коагуляція який відбувається в результаті зварювання тканини призводить до збільшення імпедансу. По досягненні певного значення  $\Delta Z$  починається стадія його стабілізації. При цьому це не залежить від товщини або фізичних властивостей зварюваної тканини і її температура не зростає. В момент часу  $t_3$  надійність з'єднання є достатньою і подача енергії припиняється [10].

Випробування адаптивної системи управління при хірургічних операціях на щурах, кроликах, свинях підтвердили ефективність її застосування. Система, як очікувалося, виявилася працездатною в клінічних умовах як для ВЧ-електрозварювання, так і для коагуляції зварюються тканин. Проте, дослідники вважають, що слід працювати над подальшим вдосконаленням системи управління та джерела живлення, щоб звести до мінімуму небажані флуктуації імпедансу зварюваної тканини і наведення, що впливають на роботу системи.

В результаті великої серії проведених досліджень розробниками зроблені наступні висновки:

- електрична провідність живий м'якої тканини носить іонний характер і залежить від клітинної структури тканин, щільності «упаковки» в ній клітин. Провідність визначають найбільш легкі і органічні іони. Найменшу провідність мають епітеліальні і їм подібні шари, трохи вище провідність м'язів;

- електрична провідність живої м'якої тканини має позитивний температурний коефіцієнт, тобто вона зростає при підвищенні температури. У зв'язку з цим для ВЧ-електрозварювання живих м'яких тканин перевагу повинні мати джерела живлення з жорсткою зовнішньою характеристикою;

- імпеданс живої м'якої тканини в її початковому стані має емнісний характер, тому залежить від частоти. Чим вище частота, тим нижче імпеданс, менше падіння напруги на шарі зварюваної тканини, що має емнісні



властивості. На відміну від процесу коагуляції при ВЧ-електрозварювання найбільш сприятливі умови для пробою мембран клітин відбуваються при більш низьких частотах, а також при використанні ВЧ-модуляції напруги імпульсами прямокутної форми;

- експериментально встановлено, що щури, кролики, собаки і свині добре переносять ВЧ-електрозварювання тканин при частоті 66 кГц. Є досвід застосування на цій же частоті ВЧ-електрозварювання і коагуляції живих м'яких тканин при операціях на пацієнтах без будь-яких негативних реакцій;

- отримані позитивні результати при ВЧ-електрозварювання із застосуванням частоти 66 кГц з додатковою модуляцією на частоті 5 кГц і числом імпульсів від 4 до 6;

- виходячи із загальних уявлень про явища, що відбуваються при ВЧ-електрозварювання живих м'яких тканин, складена наближена математична модель утворення сполук. Безсумнівно, модель недосконала, але виявилася придатною для численних експериментів, завдяки яким вдалося осмислено проаналізувати отримані при лабораторних експериментах результати, сформулювати основні умови отримання сполук;

- найбільш простий шлях - створення системи управління, яка відтворювала б заздалегідь і багаторазово перевірені режими ВЧ-електрозварювання різних органів з урахуванням віку пацієнта. Така система керування з вмонтованою експериментною системою розроблена і використана на першому етапі досліджень. Однак вона не реагувала на збудження, тому що режими в її пам'яті визначалися з запасом, тобто з надлишковим енерговкладенням в тканину;

- запропоновані і здійснені два близьких за задумом алгоритму управління, що забезпечують адаптацію системи до конкретних властивостях живий м'якої тканини. Системи управління, які діють за такими алгоритмами не повинні реагувати на безліч збуджень, що виникають при виконанні операції, і відволікати хірурга від виконання ним основних обов'язків;

- алгоритми передбачають обробку інформації, яку дає поточне значення імпедансу живої м'якої тканини під час ВЧ-електрозварювання;

- адаптивна система управління реагує не на абсолютні значення імпедансу зварюваної тканини, а на характер його зміни, а також його відносне значення, що представляє частка від ділення поточного значення імпедансу на його мінімальне значення;

- чисельними експериментами з використанням математичної моделі процесу ВЧ-електрозварювання встановлено, що адаптивні системи можуть працювати в умовах сильних збуджень. Перевага віддано другому алгоритму.

Практичні дослідження показали, що при проходженні струму температура тканини підвищується до температури коагуляції білків і денатурації клітин +60 °С, при цьому опір падає в 2,5 - 3 рази. Потім температура підвищується до 150 - 180 °С. Відбувається зневоднення тканини з ростом її опору. Коли тканина зневоднюється, її опір різко зростає, що є

ознакою сформованої зварної точки і сигналом до закінчення зварювання [11].

На рис. 1.4 приведені осцилограми середніх значень зварювального струму і напруги, температури в центрі зварного з'єднання, електричного опору тканини між електродами, потужності яка виділяється в зварювальній тканини: а - кишка; б - м'язова тканина.

Рис. 1.4. Осцилограми електрозварювання зняті під час експериментальних досліджень

### **1.5. Загальновизнані переваги електричного зварювання в порівнянні з традиційними способами з'єднання тканин**

Досвід застосування зварювання в клінічних умовах підтвердив її ефективність. Важливим результатом є запобігання розвитку таких серйозних наслідків застосування шовних матеріалів, дужок, клею, як:

- неминучий розвиток запалювальних процесів у відповідь на наявність їх в рані;
- загроза поширення інфекції із порожніх органів (кишечник, шлунок) з можливістю розвитку важких постопераційних ускладнень;
- загроза стенозування анастомозу внаслідок розвитку грубої рубцевої тканини через певний час. При виконанні операцій на жовчному або мочовому міхурі «чужорні тіла» можуть стати причиною конкрементоутворень.

До основних переваг електрозварювання можна віднести:

- швидкість проведення оперативного втручання, зручність для хірурга і малотравматичне для пацієнта;
- зниження втрати крові у середньому на 60-80%;
- висока абластичність втручання у онкохворих;
- можливість проведення операції хворим, які до цього вважались неоперабельними;
- швидка і повноцінна реабілітація;
- можливість проведення операцій які не можна виконати іншим методом.

Електрозварювання має великі перспективи при формуванні анастомозу між трубчастими або порожніми органами завдяки меншій загрозі розвитку анастомозитів, стенозів, інфікування постопераційних ран, новоутворень гранулем, сером, які потребують тривалого лікування [12].

Використання високочастотного електрозварювання при операціях на печінці і селезінці дозволяє досягнути максимального гемостатичного ефекту, а концентрація енергії на локальних ділянках – запобігти пошкодженню магістральних трубчастих структур (артеріальних і венозних судин, жовчних протоків).

Застосування зварювальних технологій забезпечує зменшення тривалості оперативного втручання в середньому на 20-40 хвилин і зменшити приблизно на 200-250 мл втрату крові, а іноді в декілька разів більше, досягнути економічного ефекту за рахунок скорочення необхідної кількості дорогих апаратів і степлерів, економії шовного матеріалу, кліпсам.

В поєднанні з використанням ендоскопічних і лапароскопічних методів хірургічного втручання можна покращити такі характеристики шву як: надійність, мала травматизація та інвазивність [13].

Досить перспективним є використання при виконанні відновлювальних операцій на органах шлунково-кишкового тракту [14]. Для формування анастомозу, в тому числі тимчасової чи остаточної герметизації відрізків вказаних органів після видалення патологічних утворень.

Невеликий рубець в зоні анастомозуючих органів збільшує перспективу використання вказаного методу в тих областях хірургії, де лігатурний і апаратний шов технічно важко накласти. Цю проблему теж слід вирішувати саме електрозварюванням.

В хірургії сітчатки і склоподібного тіла електрозварювання використовується у випадку хворих з відшаруванням сітчатки, діабетичної ретинопатії, а це одне із найбільш тяжких ускладнень цукрового діабету. Можна використовувати для видалення очного яблука у хворих з внутрішнім новоутворенням, глаукомі.

Ведуться і інші перспективні напрямки розвитку, зокрема зварювання: сухожилів, нервів (рис. 1.4), твердої мозкової оболонки.

Рис. 1.4. Схема високочастотного зварювання нервів

Безсумнівно, області раціонального застосування зварювання з часом будуть тільки розширюватися. Про це свідчать результати її використання в клініках. Зараз говорять про актуальність вирішення завдання забезпечення оперативного втручання у віддалених районах, де немає медичної допомоги, наприклад, в космосі або дослідній станції. У зазначених умовах зварювання спростить операцію і дозволить провести її з кращим результатом та меншою втратою крові.

## РОЗДІЛ 2. РОЗРОБКА ТА ОБГРУНТУВАННЯ БЛОКУ ЖИВЛЕННЯ ДЛЯ ЗВАРЮВАННЯ ЖИВИХ М'ЯКИХ ТКАНИН

### 2.1 Опис загальних принципів роботи

Важливою умовою до приладів зварювання живих м'яких тканин які базуються на використанні струму високої частоти є забезпечення автономності роботи приладу і мінімального втручання хірурга для внесення корегувань. Оскільки хірург має сконцентруватись на з'єднанні тканин, а не на постійному підборі струму при якому буде відбуватись зварювання.

Для забезпечення стабільного та якісного результату потрібно враховувати безліч біологічних аспектів які в ході проведення операції будуть постійно змінюватись. До основних можна віднести:

- неоднакова товщина з'єднуваної тканини;
- коливання однорідності тканини в місті з'єднання;
- зміна опору тканини в результаті нагрівання;
- постійна зміна вологості в результаті проходження струму через тканину.

Беручи до уваги всі ці особливості, потрібно сконструювати систему керування, яка в реальному часі буде відстежувати миттєві зміни, та коректно на них реагувати. Для цього такій системі спочатку потрібно визначити

умови за яких можливо виконати зварювання, а потім забезпечити виконання цих умов, та момент часу коли необхідно припинити нагрів зварюваної тканини.

Для корегування роботи приладу слід відстежувати зміну електричного імпедансу, який характерний для живих м'яких тканин, при цьому важливий саме характер зміни, та його поточне значення. Такий алгоритм роботи дозволяє оперативно налаштуватися на зміну тканин і не потребує постійного переналаштування приладу, що є основною перевагою в порівнянні з тим що використовувалось раніше. Апарати які базуються на такому алгоритмі роботи дозволяють запобігти надлишкової травматизації живої тканини.

Двоетапна система високочастотної коагуляції дозволяє в ході зварювального процесу моментально відстежувати зміну характеристики електричного струму, яка залежить від властивостей конкретної тканини. Алгоритм базується на аналізі поточних значень імпедансу зварюваної тканини в ході електрозварювання. Адаптивна система керування вносить корективи в роботу приладу не при зміні абсолютного значення імпедансу, а аналізує характеристику його зміни, розраховуючи частку від ділення миттєвого значення імпедансу на його мінімально можливе значення [15].

Такий алгоритм дозволяє коректно реагувати на зміни фізичних властивостей живих тканин які відбуваються в ході операції, та не потребує втручання хірурга.

Доведено, що для надійного зварювального шва з'єднувану тканину потрібно надійно стиснути, та нагріти до необхідної температури пропускаючи через неї високочастотний струм. Бо при рості температури електричний коефіцієнт міжклітинної речовини зростає; тому імпеданс тканини зменшується до моменту поки не досягне свого мінімального значення. Після цього відбувається коагуляція зварюваної тканини – це викликає ріст імпедансу. Завершальною стадією електрозварювання є стабілізація процесу. Ключовим є те, що в незалежності від фізичних властивостей тканини, температура збільшується. Коли нагріву достатньо для утворення надійного шва достатньо, подача струму припиняється [16].

## 2.2 Дослідження реалізацій аналогічних приладів

Перший варіант джерела живлення, розроблений в 1992 р, мав корисну потужність 300 Вт, частоту зварювального напруги 400-800 кГц. Другий варіант джерела був розроблений в 1995/1996 р і його маса помітно зменшилася, корисна потужність становила 400 Вт, частота зварювального напруги коливалася в діапазоні 25-1500 кГц. Керував джерелом персональний комп'ютер. В якості комп'ютера міг використовуватися ноутбук, що істотно підвищувало мобільність комплексу. Це дало можливість створювати складні алгоритми управління і математично обробляти отриману інформацію. На екран комп'ютера виводилися осцилограми зварювання. З використанням цього джерела був розроблений алгоритм автоматичного управління, пізніше запатентований у багатьох країнах. Наступний варіант джерела живлення

виконаний з вбудованим комп'ютером, що ще більше здешевило комплекс і підвищило його мобільність. Потужність джерела доведена до 800 Вт, що дозволило проводити експерименти по одномоментному електрозварюванні кишкового, легень, печінки.

Подальша розробка високочастотного електрозварювального комплексу була зосереджена на створенні первинної платформи, що дозволяє знімати інформацію про електричні характеристики оброблюваних (зварюваних) живих м'яких тканин, яка надходила на персональний комп'ютер для обробки і реєстрації

Такий підхід дозволив розробникам отримати відсутні дані про зміну різних тканин під час високочастотного електрозварювального процесу. Програма обробки первинних даних дозволила вивести на монітор одночасно кілька характеристик - опір тканини, прикладену напругу, потужність та струм. На основі аналізу результатів експериментів (в тому числі, якісно зварюються тканини різних органів) процес високочастотного електрозварювання був фрагментований. На кожному інтервалі були сформовані оптимальні, з точки зору розробників, алгоритми управління джерелом живлення [17].

На відміну від раніше застосовуваних алгоритмів був сформований алгоритм з самонастроювання параметрів, який повністю виключає настройку параметрів джерела живлення в залежності від типу зварювальних тканин і застосовуваного електрозварювального медичного інструменту. На базі дослідницької платформи був розроблене джерело живлення призначений для серійного випуску. Робота цього джерела живлення була перевірена експериментально на тваринах (свинях) при отриманні різного типу електрозварних з'єднань на різних органах: герметизації артерій діаметром від 3 до 8 мм, резекції легень, печінки, заварюванні легень. Джерело живлення використовувався на 60% максимальної потужності. Отримано позитивні результати операції. Проведена перевірка працездатності даного джерела живлення і на максимальній потужності [18].

Джерело живлення ЕК-300М1 (рис. 2.1), розроблене в 2004 р, мало ще меншу масу і, найголовніше, систему управління з однокристальним мікропроцесором. Помітне зниження вартості дозволило налагодити дрібносерійний випуск таких комплексів.

Рис. 2.1. Джерело живлення ЕК-300М1 з мікропроцесорною системою керування, створеним у 2004 р.

Опис структурної схеми ЕК-300М1, представлений на рис. 2.2, наводиться нижче. Напруга мережі надходить на вхідний блок 1, який виконує функції перетворення змінної напруги в постійне необхідного значення і виробляє додаткові низьковольтні напруги для сервісних мереж. Цей блок може бути виконаний з використанням трансформатора мережевої частоти або високої частоти, для чого потрібен додатковий інвертор. Застосування мережевого трансформатора пов'язане зі збільшенням маси джерела живлення, але вибрано за умовами техніки безпеки. До гнізда вхідного блоку приєднаний транзисторний регулятор напруги 2. Його вихідна напруга перетворюється

інвертором 3 в високочастотне і трансформується. До виходу високочастотного трансформатора за допомогою низькоіндуктивного кабелю приєднується зварювальний інструмент 4. Сигнали зворотного зв'язку по струму і напрузі для системи управління 5 надходять через перетворювачі 6 і 7 [12].

Рис. 2.2. Структурна схема енергетичного комплексу ЕК-300М1

Запропонована схема реалізована в базовому варіанті джерела живлення ЕК-300М1, який виконує чотири функції:

1. електрозварювання в автоматичному режимі;
2. герметизація кровоносних судин – гемостаз;
3. високочастотне електрозварювання великих ділянок живої тканини;
4. розрізання живих м'яких тканин з одночасним перекриттям дрібних судин.

Функціонал даного приладу є досить обширним, але в данній роботі розглядається тільки перший пункт.

ЕКВЗ-300 є апаратом високочастотним електрохірургічним, що призначений для з'єднання (зварювання) попередньо розрізаних м'яких біологічних тканин тварин і людини (для заміни існуючих шовних методів що використовують хірургічні нитки та скобки), коагуляції і різання цих біологічних тканин біполярним інструментом з використанням високочастотних струмів при проведенні хірургічних операцій в лікарнях та клініках. Апарат є джерелом струму високої частоти. Високочастотна напруга подається на біполярний інструмент і підводиться до тканин оперованого органу пацієнта [12]. Основні характеристики електрокоагулятора високочастотного зварювання наведені в табл. 2.1

Таблиця 2.1

Електрохірургічний ефект зварювання попередньо розрізаних біологічних тканин тварин і людини, коагуляція і різання цих тканин базується на забезпеченні впливу на біологічну тканину вузького потоку ВЧ - струму між електродами біполярного електрохірургічного інструменту. Головна частина апарату - це електронний блок ЕКВЗ-300.01.00.000 з джерелом високочастотної напруги, який має мікропроцесорну схему керування. Загальний вигляд апарату з медичним обладнанням до нього можна побачити на рис. 2.3.

Рис. 2.3. Загальний вигляд електрокоагулятора ЕКВЗ-300

До переваг сучасних моделей апаратів можна віднести (зокрема апарати серії ЕКВЗ-300):

- робота в режимах різання, коагуляція, ручному та автоматичному зварюванні;
- широкий вибір алгоритмів роботи і робочих параметрів в залежності від виду і характеру операції;
- адаптацію, зміну і введення додаткових програм за бажанням користувача;
- дві робочі частоти - 66 і 440 кГц;
- контроль потужності в широкому діапазоні;

- одночасне підключення двох інструментів за вибором хірурга;
  - можливість роботи з інструментами інших виробників;
  - можливість перемикання режимів роботи і включення інструментів безпосередньо хірургом;
  - робота апарату в режимі порадики на базі власного банку даних.
- Приведені вище характеристики приладу взято з [12].

### 2.3 Розробка структурної схеми

З досліджених вище приладів було виділено основні переваги, та недоліки для виконання поставленого завдання та дотримання вимог яким має відповідати медичне обладнання.

Розроблена структурна схема джерела живлення для зварювання живих м'яких тканин зображена на рис. 2.4.

Рис. 2.4. Структурна схема джерела живлення для зварювання живих м'яких тканин  
Призначення блоків наведених на рис. 2.4:

1. Випрямляч – необхідний для перетворення змінної напруги у постійну.
2. Трансформатор (джерело живлення) – використовується для забезпечення гальванічною розв'язки яка є одною із головних умов для медичної апаратури.
3. ВЧ-генератор – призначений для забезпечення додаткової модуляції.
4. Схема керування – система керування представляє собою мікроконтролер який в режимі реального часу знімає значення струму для побудови залежності (реалізація автоматичного керування), а також дозволяє оператору вносити налаштування які необхідні при використанні на конкретному типі тканини.
5. Датчик струму – призначений для фіксування значень струму.
6. Схема комутації – необхідна для плавного включення схеми в момент прикладання електродів та подальшого зварювання.
7. Схема керування та індикації – використовується для відслідковування оператором значень струмів та напруг, а також забезпечує можливість внесення коректив під час проведення операції.
8. Датчик напруги – призначений для фіксування значень напруги.
9. Активний та пасивний електрод – використовуються для забезпечення протікання струму та безпосереднього зварювання але частіше за все для підключення необхідного хірургічного інструменту.

### 2.4 Розробка схеми електричної-принципової

Для спрощення роботи вирішено розбити електричну схему на три основні частини:

1. схема випрямляча;
2. схема фільтру нижніх частот;
3. схема DC-DC перетворювача з можливістю керування в широкому

діапазоні

#### 2.4.1 Вибір схеми випрямляча

В якості випрямляча проводився вибір з трьох можливих реалізацій:

1. Схема з нульовим виводом, яка представлена на рис. 2.5



Рис. 2.5. Однофазна схема керованого випрямляча з нульовим виводом

До переваг схеми можна віднести:

- втрати лише на одному р-п переході;
- низька пульсація випрямленої напруги.

До недоліків можна віднести:

• потребує використання трансформатору більших габаритних розмірів;

• вимагає встановлення додаткової система керування для відкривання та закривання вентилів;

• оскільки в цій схемі струм протікає в одному напрямку, то це призводить до виникнення явища намагнічування осердя.

2. Мостова схема на тиристорах (рис. 2.6)

Перевагами цієї схеми є:

- не потребує обов'язкового використання трансформатора;
- низька пульсація випрямленої напруги.

Недоліками схеми є:

- падіння напруга на двох р-п переходах;
- необхідна система керування для відкриття та закриття тиристорів;
- збільшення елементів в схемі реалізації випрямляча.

Рис. 2.6. Мостова схема однофазного керованого випрямляча

3. Мостова схема на діодах (рис. 2.7)

Рис. 2.7. Мостова схема однофазного некерованого випрямляча

До переваг схеми можна віднести:

- відсутність системи керування, так як в схемі використовуються діоди;
- низька пульсація випрямленої напруги;
- не потребує використання трансформатору, що є перевагою, так як використання низькочастотного трансформатору на вході призведе до збільшення ваги приладу, та зниження КПД.

До недоліків схеми можна віднести:

• падіння не більше 1,5В на діодах, що в нашому випадку не є критичним.

Виходячи з приведених вище недоліків та переваг можна зробити вибір в сторону мостової схеми на діодах. Так як для регулювання DC-DC перетворювача в необхідному діапазоні потрібна буде громістка система керування, тому для спрощення схема випрямляча буде на діодах.

#### 2.4.2 Вибір схеми фільтру нижніх частот

Для вибору схеми фільтру нижніх частот проводився вибір з трьох схем:

1. Схема С-фільтру, зображена на рис. 2.8

Рис. 2.8. Схема С-фільтру з прикладеним до нього навантаженням

В момент включення немає ніякого захисту від стрибків струму, тому конденсатор є вразливим. Перевагою використання конденсатору в якості фільтру є внесення зсуву фаз ( $\cos\varphi$ ), що запобігає передачі спотворень в мережу.

2. RC-фільтр (рис. 2.9)

Рис. 2.9. Схема RC-фільтру з прикладеним до нього навантаженням



В даному випадку резистор захищає від початкового моменту включення, щоб не пошкодити конденсатор різкими стрибками струму. Головна проблема використання такої схеми є те, що все тепло буде розсіюватись на резисторі, так як саме він буде струмообмежувальним елементом. Тому коли мова йде про високі напруги це не буде оптимальним рішенням.

### 3. LC-фільтр (рис. 2.10)

Рис. 2.10. Схема LC-фільтру з прикладеним до нього навантаженням

У випадку такої схеми конденсатор захищений від стрибків струму в момент включення, а використання індуктивності дозволяє збільшити КПД в порівнянні з резистором. Тому вибір був зупинений саме на цьому рішенні.

### 2.4.3 Вибір схеми DC/DC перетворювача

В якості перетворювача розглядалася схема Бак конвертора. Суть роботи якого полягає у зменшенні напруги постійного струму. Для виконання цієї умови в схемі використовуються транзистор та індуктивність. Типова схема зображена на рис. 2.11

Рис. 2.11. Схема Бак конвертора

Роль комутатора силової частини бере на себе транзистор, такий як MOSFET, IGBT або ВJT. Відкриття та закриття ключа буде регулюватись за допомогою ШІМ сигналу.

Проблеми виникають при використанні ШІМ сигналу в парі з мікроконтролером, так як коливання сигналу відбувається між високим та нульовим рівнем напруги. Зазвичай ця проблема вирішується використанням RC-фільтру але як було зазначено в попередньому пункті таке рішення не буде оптимальним і доцільніше замінити R на L. Таким чином напруга на виході буде залежати від робочого циклу ШІМу (при збільшенні коефіцієнту заповнення відбувається ріст напруги).

Роботу перетворювача можна розбити на два кроки:

- Перший крок (рис. 2.12):

Рис. 2.12. Схема Бак конвертора з відкритим ключем

Ключ замикає коло і струм протікає до вихідного конденсатору, заряджаючи його. Так як напруга на конденсаторі не може змінюватись миттєво, а індуктивність обмежує струм заряду, то напруга на конденсаторі в момент перемикання не буде дорівнювати напрузі джерела.

- Другий крок (рис. 2.13)

Рис. 2.13. Схема Бак конвертора з розімкненим ключем

При розмиканні ключа індуктивність продовжує створювати на собі напругу, так як струм на індуктивності не може змінюватись миттєво. Ця напруга дозволяє заряджати конденсатор і живити навантаження через діод, підтримуючи вихідний струм протягом усього циклу комутації.

Покращити схему можна за допомогою додавання до неї ще одного транзистору та двох драйверів (рис. 2.14).

Рис. 2.14. Схема синхронного Бак конвертору

Перевагами такого рішення є підвищення стабільності роботи та здатність забезпечити підтримку вихідної напруги навіть при негативному струмі навантаження.

#### 2.4.4 Розробка схеми підвищувачого АС/АС перетворювача

Схема складається з:

- V1-V4 – потужні IGBT транзистори, які є складовою силової частини мостової схеми;
- D1 - D4 – чотири діоди які утворюють діодний міст;
- R6 та RS1 – схема для забезпечення плавного включення, призначена для поступового заряду конденсатора C3 (використовується в якості фільтру), для запобігання стрибків струму;
- C5, R7 та R8 – схема для ініціалізації роботи ШІМ контролера;
- C2 та R10 – утворюють собою демпфер;
- LR1-LR2, D5-D8, R9 та WR – ці елементи забезпечують регулювання струму на виході.

Загальна схема перетворювача наведена на рис. 2.15.

Рис. 2.15. Схема підвищувачого АС/АС перетворювача

PM1(рис. 2.16) – ШІМ контролер який реалізований на мікросхемах TL494 та IR2181, така схема здатна керувати IGBT або MOSFET транзисторами при максимальному струмі до 60А.

Рис. 2.16. Внутрішня схема блоку PM1

Можливості блоку дозволяють створювати джерела живлення за мостовою схемою потужністю до 3 кВт

Вторинні кола (рис. 2.17):

- силовий трансформатор;
- N1 – первинна обмотка;
- N2 – N5 – вторинні обмотки;
- L1 – дросель;
- V1 – стабілізатор напруги на 12V для забезпечення живлення Rs1;
- V2 – стабілізатор напруги на 18V, призначений для ШІМ контролера;
- WR1 – призначений для керування вихідною напругою.

Рис. 2.17. Вторинні кола з однополярним живленням та силовим трансформатором

Загальний вигляд електричної схеми джерела живлення для зварювання живих м'яких тканин наведений на рис. 2.18.

Рис. 2.18. Електрична-принципова схема джерела живлення для зварювання живих м'яких тканин

### РОЗДІЛ 3. ВИБІР ТА РОЗРАХУНОК ЕЛЕМЕНТІВ СХЕМ

#### 3.1 Необхідні характеристики приладу та параметри мережі

Для стабільної роботи зварювального процесу на виході блоку живлення потрібно забезпечити такі параметри:

- потужність 1 кВт;
- частота вихідної напруги має бути 66 кГц;
- максимальна напруга має сягати 250 В з можливістю коригування в процесі;

- вихідний струм має досягати 4 А і коригуватись в залежності від типу тканини;

- забезпечення регулювання в діапазоні Прилад працює від побутової мережі, яка має наступні характеристики:

З приведених вище параметрів можна розрахувати амплітудну напругу. Максимальна та мінімальна напруга яка може подаватись на прилад:

Для нормального функціонування схеми, та запобігання виходу із ладу випрямляча було взято запас в 5% по кожному із допустимих відхилень, остаточні вхідні данні напруги приведено нижче:

### 3.2 Вибір та розрахунок силової схеми

#### 3.2.1 Розрахунок схеми випрямляча

Схема однофазного мостового випрямляча зображена на рис. 3.1.

Рис. 3.1. Схема однофазного мостового випрямляча на діодах  
Принцип роботи полягає у тому, що протікання струму відбувається у додатні півперіоди через діоди VD1 та VD2, у іншому випадку через VD3 та VD4. На рис. 3.2 графічно показано протікання струму в схемі при додатному та від'ємному півперіоді.

Рис. 3.2. Протікання струму при додатному (а) та від'ємному (б) періоді

Часова діаграма роботи наведена нижче (рис. 3.2).

Рис. 3.3. Часова діаграма однофазного мостового випрямляча на діодах

Таким чином середнє значення випрямленої напруги розраховується за формулою:

Доведення:

При умові нехтування спадом напруги на діодах при їх прямому включенні, випрямлена напруга буде розраховуватись за таким виразом:

Коефіцієнт пульсацій розраховується за формулою:

Середнє значення струму через діод:

Максимальна зворотна напруга на вентильному елементі за абсолютним значенням має дорівнювати амплітуді синусоїдальної напруги на вторинній обмотці:

За розрахованими параметрами вибираємо з довідника діодний міст

КВРС806, з параметрами  $U_{зв\ max} = 600В$ , та прямим струмом в 6А.

#### 3.2.2 Розрахунок схеми низькочастотного фільтру

Схема фільтру наведена на рис. 2.10. Оскільки живлення відбувається від побутової мережі 220В, то частота зрізу буде 45Гц, а максимальне навантаження розраховується за формулою:

Розрахунок пульсацій на вході:

Розрахунок вихідних пульсацій фільтру:

Розрахунок першої гармонічної складової:

Знаходимо коефіцієнт згладжування:

Проводимо розрахунок ємностей та індуктивності для фільтру зі знаходженням максимальних напруг на елементах:

Таким чином обираємо конденсатор К50-35. З ємністю 3300мкФ, та робочою напругою в 550В.

За розрахованими параметрами обираємо дросель 159Q. З індуктивністю 7мГн.

### 3.2.3 Розрахунок схеми DC/DC перетворювача

Схема перетворювача зображена на рис. 2.14. Для коректної роботи має виконуватись умова яка полягає у тому, що в кожний момент часу має бути відкритий тільки один ключ (силовий транзистор). Тому сигнали від системи керування спочатку приходять на драйвери, де в першому випадку сигнал залишається без змін, а другий драйвер інвертує вхідний сигнал. В такому разі схема є вразливою лише в моменти перемикання. В цей момент може статись ситуація коли один із транзисторів почав закриватись, а інший відкривається. Таким чином джерело живлення буде закорочене на землю, так як опір відкритих р-n переходів буде мізерним. Для запобігання такої ситуації драйвери мають ємності які покликані вирішити цю проблему додаванням затримок. Виходячи із необхідних вихідних параметрів можна розрахувати струми та напруги на які мають витримувати транзистори.

### 3.3 Вибір та розрахунок складових частин системи керування

Для генерації ШІМ сигналу який здійснює перемикання силових транзисторів використовуються мікросхеми: TL494 та IR2181 з необхідною для їх стабільної роботи та захисту від небажаних перепадів напруги живлення об'язкою. Схема блоку ШІМ приведена на рис. 2.16. Така реалізація дозволяє здійснювати керування вихідної напруги за допомогою коефіцієнта заповнення, що для виконання поставленої задачі є пріоритетним, так як в ході операції потрібно постійно вносити корективи. Перевагою такої схеми є те, що втрата енергії на перемикання зведена до мінімуму, через майже постійне перебування в режимі коли опір є максимальним. Так як ШІМ має працювати на високих частотах (66 кГц) були використані в основних керуючих колах керамічні конденсатори.

Головними вимогами для цього блоку були: можливість роботи на високих частотах (порядку 100 кГц), та здатність керувати силовими транзисторами які на виході мають видавати потужність в 1 кВт. Тому для генератора ШІМ сигналу була використана одна мікросхема TL494 та дві мікросхеми IR2181.

#### 3.3.1 Характеристики мікросхеми TL494

На рис 3.1 зображена мікросхема TL494 з підписаними виводами

Рис. 3.1. Схематичне зображення TL494 з підписаними виводами

Типова схема включення мікросхеми рис. 3.2.

Рис. 3.2. Типова схема підключення TL494

Осцилограма роботи мікросхеми рис. 3.3

Рис. 3.3. Осцилограма генерації ШІМ сигналу

Основні характеристики мікросхеми TL494 наведені в табл. 3.1 [19].

Таблиця 3.1

#### 3.3.2 Характеристики мікросхеми IR2181

Данна мікросхема є драйвером, що дозволяє здійснювати керування силовими високочастотними транзисторами, особливістю є те, що канали нижніх та верхніх рівнів є незалежними. Здатна забезпечити стабільну роботу

при напрузі верхнього каскаду до 600В. Графічне зображення мікросхеми на схемі та виводи зображені на рис. 3.4.

Рис. 3.4. Мікросхема IR2181 з пронумерованими виводами

Опис виводів мікросхеми:

- HIN – логічний вхід керування виходом драйвера верхнього рівня, по фазі
- LIN – логічний вхід керування виходом драйвера нижнього рівня, по фазі
- VSS – вивід загальної логіки
- VB – напруга живлення ключів верхнього рівня
- HO – вихід драйверу верхнього рівня
- VS – зворотній зв'язок верхнього рівня
- VCC – напруга живлення драйверів нижнього рівня і логіки
- LO – вихід драйверу нижнього рівня
- COM – зворотній зв'язок нижнього рівня.

Данні взято з [20].

Внутрішня будова мікросхеми (рис 3.5):

Рис. 3.5. Внутрішня будова мікросхеми IR2181

Типова схема включення (рис. 3.6):

Рис. 3.6. Схема включення мікросхеми IR2181

Переваги за якими була обрана мікросхема:

- відсутність випадкових спрацювань при перехідних процесах;
- діапазон живлення 10-20В;
- система блокування спрацює при падінні мінімально необхідної напруги живлення;
- входи та виходи мікросхеми знаходяться в одній фазі;
- час перемикання 180 нс.

#### 3.4 Параметри силових трансформаторів

У всіх випадках в якості сердечника використовувався матеріал EE55. Трансформатор струму силової частини (рис. 2.15) складається з перемички, що проходить через феритове кільце з розмірами 20x12x6, та вторинної обмотки (100 витків проводу з діаметром 0,12-0,15 мм<sup>2</sup>).

Для вторинного кола (рис. 2.16) трансформатор виготовлений на базі сердечника EE55. Первинна намотка налічує 35 витків з діаметром проводу 0,35мм<sup>2</sup>, а вторинні: N2 та N3 мають по 6 витків та проводом в 0,55мм<sup>2</sup>, для наступних обмоток використовується провід такого ж діаметру але у N4 – 3 витка, а у N5 – 9 витків. Дросель L1 має намотку із проводу діаметром в 0,55мм<sup>2</sup> та 9 витків.

Для кола з двополярним живленням (рис. 2.17) первинна обмотка силового трансформатору виготовлена з проводу діаметром 0,35мм<sup>2</sup> і 35 витків, а у вторинних обмотках використовуються провідники з діаметром в 0,55мм<sup>2</sup> та кількістю витків 9+9+3+2. Дросель L1a та L1b мають по 9 витків. Розрахунок параметрів трансформаторів виконувався в програмі Lite-CalcIT.

### РОЗДІЛ 4. МОДЕЛЮВАННЯ ТА АНАЛІЗ ХАРАКТЕРИСТИК ДЖЕРЕЛА

#### 4.1 Опис середовища моделювання

Симуляцію роботи схем виконано в програмному забезпеченні Powersim. Ця програма дозволяє симулювати роботу аналогових та цифрових схем. Одним із ключових фактів у сторону вибору цього програмного забезпечення стала можливість отримання студентської ліцензії яка дозволяє отримати доступ до майже повного функціоналу, який налічує велику кількість аналогових компонентів, мікросхем та користувацьких бібліотек. При виконанні розрахунків допустиме максимальне значення  $10^{12}$  та мінімальне  $25,4e^{-6}$ , при розрахунку математичних моделей вже враховані паразитні ємності, індуктивності та опори що повністю задовольняє поставлені вимоги.

#### 4.2 Моделювання зварювання постійним струмом високої частоти

Для перевірки приведених вище розрахунків проведено модулювання роботи високочастотного блоку живлення. З метою зменшення часу на тестування було дещо спрощено електричну схему. Основних змін зазнала система керування, вона представлена операційним підсилювачем на прямий вхід якого подається модулюючий пилоподібний сигнал, а на інвертований – постійна напруга та інверторами для забезпечення напруги необхідної для відкриття і закриття силових транзисторів. Важливо зазначити що всі подальші дослідження проводились на схемах без зворотного зв'язку. Схема для моделювання та виміру параметрів зображена на рис. 4.1.

Рис. 4.1. Схема джерела живлення для зварювання живих м'яких тканин у програмі Powersim

Для перевірки роботи вхідного випрямляча була знята осцилограма напруг мережі та після фільтру (рис. 4.2).

Рис. 4.2. Осцилограма вхідної напруги та напруги після фільтрації

Осцилограми ШІМ сигналу який подається за затвор верхнього та нижнього транзистора рис. 4.3.

Рис. 4.3. ШІМ блоку керування силовими транзисторами

Вихідна напруга блоку живлення для зварювання живих м'яких тканин зображена на рис. 4.4.

Рис. 4.4. Вихід джерела живлення

Із приведених вище осцилограм можна зробити висновок, що при моделюванні роботи схеми на постійній напрузі на виході утворюється напруга яка регулюється коефіцієнтом заповнення ШІМ з невеликими пульсаціями.

#### 4.3 Моделювання зварювальних процесів трапецієподібним сигналом

З метою перевірки поводження схеми при зварювальних процесах проведені моделювання трапецієподібним сигналом. Тому, що форма напруги при зварюванні за характером наближена до трапеції. Схема яка використовувалась в симуляції наведена на рис. 4.5.

Рис. 4.5. Схема для моделювання трапецієподібного сигналу

Осцилограма трапецієподібного сигналу яким виконувалась перевірка зображена на рис. 4.6.

Рис. 4.6. Осцилограма трапецієподібного сигналу

Осцилограма роботи схеми при моделюванні зварювального процесу зображена на рис. 4.7.

Рис. 4.7. Осцилограма напруги на виході джерела живлення

Проаналізувавши отримані результати моделювання можна стверджувати, що схема працює коректно і прогнозовано відпрацьовує сигнали необхідної форми, а отже може бути використана як джерело живлення для зварювання живих м'яких тканин. Присутні на виході низькочастотні завади можна пояснити відсутністю зворотного зв'язку.

### ВИСНОВКИ

Вході написання дипломної роботи були опрацьовані результати медичних досліджень в області електрозварювання, а також схемотехнічна реалізація блоків живлення.

Була наведена історія розвитку високочастотного електрозварювання починаючи з кінця ХХ століття і до сучасних розробок.

Описані методи керування блоком живлення які дозволяють звести до мінімуму необхідність коригування під час проведення хірургічної операції, таким чином підвищуючи автоматизацію процесу.

Приведені переваги використання зварювання для формування шву в порівнянні з класичними підходами. Ключовою перевагою можна вважати можливість проведення оперативного втручання у випадках коли раніше це було не можливо.

Були підібрані схемотехнічні реалізації основних елементів схеми, обґрунтовано їх вибір та проведений розрахунок їх компонентів.

В якості середовища для моделювання та перевірки працездатності блоку живлення для високочастотного зварювання обрано програмне забезпечення Powersim.

Опрацювавши дані моделювання, та в подальшому зіставивши їх з параметрами які необхідно було забезпечити на виході джерела живлення можна стверджувати, що схема працює вірно і відповідає поставленим вимогам.

## Схожість

### Схожість із джерелами з Інтернету

12

1	<a href="http://patonmed.com.ua/wp-content/uploads/2017/03/%D0%95%D0%9A%D0%92%D0%97_300_%D0%9D%D0%95.doc">http://patonmed.com.ua/wp-content/uploads/2017/03/%D0%95%D0%9A%D0%92%D0%97_300_%D0%9D%D0%95.doc</a>	3 Джерело	1.49%
2	<a href="http://uk.x-pdf.ru/5biologiya/1332811-1-nacionalna-akademiya-medichnih-nauk-ukraini-derzhavna-ustanova-nacionalniy-instit...">http://uk.x-pdf.ru/5biologiya/1332811-1-nacionalna-akademiya-medichnih-nauk-ukraini-derzhavna-ustanova-nacionalniy-instit...</a>		1.15%
5	<a href="http://um.co.ua/9/9-17/9-178081.html">http://um.co.ua/9/9-17/9-178081.html</a>	3 Джерело	0.41%
6	<a href="https://uk.wikipedia.org/wiki/%D0%95%D0%BB%D0%B5%D0%BA%D1%82%D1%80%D0%BE%D0%B7%D0%B2%D0%B">https://uk.wikipedia.org/wiki/%D0%95%D0%BB%D0%B5%D0%BA%D1%82%D1%80%D0%BE%D0%B7%D0%B2%D0%B</a>	3 Джерело	0.14%
7	<a href="https://zavantag.com/docs/1099/index-118121-2.html">https://zavantag.com/docs/1099/index-118121-2.html</a>		0.12%
8	<a href="http://greenchip.com.ua/45-0-452-1.html">http://greenchip.com.ua/45-0-452-1.html</a>		0.11%

### Схожість по Бібліотеці акаунту

5

3	<b>Пичак Р.В._ПБ-з82</b>	ID файлу: 1000783413	Institution: National Technical University of Ukraine "Kyiv Polyte	2 Джерело	0.61%
4	<b>Студентська робота</b>	ID файлу: 1274674	Institution: National University of Life and Environmental Sciences of Uk...		0.56%
9	<b>Студентська робота</b>	ID файлу: 8571868	Institution: Sumy State University		0.11%
10	<b>Студентська робота</b>	ID файлу: 1000054888	Institution: Lviv Polytechnic National University		0.11%