

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ «ЖИТОМИРСЬКА ПОЛІТЕХНІКА»
ФАКУЛЬТЕТ ІНФОРМАЦІЙНО-КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ
КАФЕДРА КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ У МЕДИЦИНІ ТА
ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЯХ

«Допущено до захисту»

Завідувач кафедри
комп'ютерних технологій у
медицині та телекомунікаціях
к.т.н., доц. Чухов В.В.

« 11 » 06 2024 р.

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на тему «Розроблення ультразвукового електрохірургічного апарату.

Блок електрохірургічний»

**за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія»
освітній ступінь «бакалавр»**

Виконавець роботи
студент 4 курсу, гр.БІ-20-1


(дата, підпис)

Сапожник Г.О.

Керівник роботи
к.т.н., доц.


(дата, підпис)

Коренівська О.Л.

Житомир 2024

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ «ЖИТОМИРСЬКА ПОЛІТЕХНІКА»
ФАКУЛЬТЕТ ІНФОРМАЦІЙНО-КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ
КАФЕДРА КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ У МЕДИЦИНІ ТА
ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЯХ

ПОЯСНЮВАЛЬНА ЗАПИСКА

до кваліфікаційної роботи бакалавра

на тему «Розроблення ультразвукового електрохірургічного апарату.

Блок електрохірургічний»

Виконала: студентка 4 курсу,
групи БІ-20-1 спеціальності
163 «Біомедична інженерія»

Сапожник Г.О.

Керівник Коренівська О.Л.

Рецензент Бенедиский В.Б.

Житомир 2024

«Затверджено»

Завідувач кафедри комп'ютерних
технологій у медицині та
телекомунікаціях

 Владислав ЧУХОВ
« 20 » 10 2024 р.

ЗАВДАННЯ

на кваліфікаційну роботу бакалавра

Студента: Сапожника Григорія Олеговича

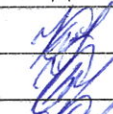
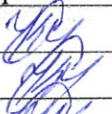
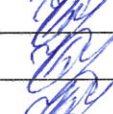
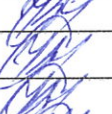
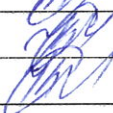
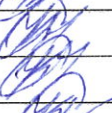
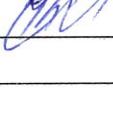
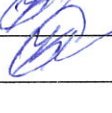
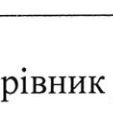
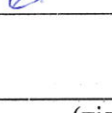
Тема роботи: «Розроблення ультразвукового електрохірургічного апарату.
Блок електрохірургічний»

Затверджена Наказом університету від «5» березня 2024 р. №95/с

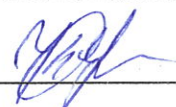
Термін здачі студентом закінченої роботи 10 червня 2024 р.

Вихідні дані роботи (зазначається предмет і об'єкт дослідження): Розробка
блоку електрохірургічного різання. Частота ультразвукового сигналу:
20...100 кГц; вихідна потужність: 0,2...1,5 Вт/см². Живлення від побутової
електромережі. Експлуатація за нормальних умов.

Консультанти з випускної кваліфікаційної роботи із зазначенням розділів, що
їх стосуються

Розділ	Консультант	Підпис, дата	
		Завдання видав	Завдання прийняв
1	Коренівська О.Л.		
2	Коренівська О.Л.		
3	Коренівська О.Л.		
4	Коренівська О.Л.		
5	Коренівська О.Л.		

Керівник



(підпис)

Календарний план

№ з/п	Назва етапів кваліфікаційної роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1	Огляд літератури	до 01.03.24 р.	
2	Технічне завдання	до 10.03.24 р.	
3	Розробка структурної схеми	до 01.04.24 р.	
4	Розробка схеми принципової	до 01.05.24 р.	
5	Конструкторська частина	до 01.06.24 р.	
6	Оформлення ПЗ	до 10.06.24 р.	

Студент



(підпис)

Керівник



(підпис)

АНОТАЦІЯ

В випускній кваліфікаційній роботі описується розробка ультразвукового електрохірургічного апарату для достовірного видалення онкопухлин. Прилад складається з трьох частин: діагностичного модуля, за допомогою якого відбувається знаходження онкопухлини шляхом вимірювання імпедансу біотканини; хірургічного модуля, за допомогою якого відбувається видалення знайдених онкопухлин; блоку живлення.

Було проведено огляд електрохірургічних методів і шляхів підвищення їх ефективності; розроблено структурну схему; на її основі створено принципову схему. Також були розраховані конструктивні характеристики приладу та його надійність.

ABSTRACT

The final qualification work describes the development of an ultrasonic electrosurgical device for the reliable removal of tumors. The device consists of three parts: a diagnostic module, which is used to detect a tumor by measuring the impedance of biotissue; a surgical module, which is used to remove the detected tumors; and a power supply.

A review of electrochirurgical methods and ways to improve their efficiency was conducted; a block diagram was developed; a schematic diagram was created on its basis. The design characteristics of the device and its reliability were also calculated.

						Лист
Змін	Лист	№ докум	Підпис	Дата		

РЕФЕРАТ

Представлена випускна кваліфікаційна робота складається з 5 частин, висновків, переліку літератури та додатків.

В першому розділі проведено ґрунтовний огляд електрохірургічних методів та принципи побудови приладів для електрохірургії. Розглянуто їх переваги та недоліки, поставлено завдання на розробку.

Другий розділ – це технічне завдання на розробку.

В третьому розділі розроблено структурну схема приладу.

В четвертому розділі розроблено електричну принципову схему приладу та проведено основні електротехнічні розрахунки.

В п'ятому розділі наведено розрахунки конструкції приладу, малюнки друкованих плат та проведено розрахунок надійності приладу.

Робота містить 12 рисунків, 7 таблиць, 2 додатки. Загальний об'єм становить 54 сторінок. Перелік використаної літератури включає 15 найменувань.

ЗМІСТ

Анотація	5
Реферат	6
Вступ	8
1 Аналітичний огляд літературних джерел	9
1.1. Види електрохірургічної апаратури	9
1.2. Будова ультразвукової електрохірургічної апаратури	15
1.3. Постановка задач розробки	18
2 Технічне завдання.....	19
3 Розроблення структурної схеми.....	20
4 Розрахунок електричної принципової схеми приладу	21
4.1 Оцінка потужності генератора ультразвукового сигналу	21
4.2 Вибір матеріалу звуководу та звукоізолятора.....	23
4.3 Перетворювач електричного коливання в акустичне.....	25
4.4 Розробка генератора ультразвукових коливань	29
4.5 Розробка блоку живлення.....	37
5 Конструкторська частина	39
5.1 Розробка конструкції акустичного перетворювача	39
5.2 Розробка друкованих плат.....	40
5.3 Розрахунок габаритних розмірів друкованої плати електрохірургічного модуля	43
5.4 Розрахунок малюнка друкованих плат.....	44
5.4 Розрахунок надійності приладу	47
Висновки.....	49
Перелік використаних джерел.....	50
Додаток А	52
Додаток В	53

					ІКБІ.480 001.003 – ПЗ			
Змн.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата	Розроблення ультразвукового електрохірургічного апарату. Блок електрохірургічний	Літ.	Арк.	Аркушів
Розроб.		Сапожник Г.О.						
Перевір.		Коренівська					7	54
Реценз.						ФІКТ, гр. БІ-20-1		
Н. Контр.		Чухов В.В.						
Затверд.		Чухов В.В.						

ВСТУП

Електрохірургічні процедури набувають все більшої актуальності в лікуванні онкологічних захворювань завдяки своїм численним перевагам. Сучасна онкологія вимагає високоточних і мінімально інвазивних методів, які можуть ефективно видаляти пухлини, мінімізуючи пошкодження навколишніх тканин і знижуючи ризик ускладнень. Електрохірургія відповідає цим вимогам, дозволяючи виконувати точні розрізи та коагуляцію тканин за допомогою електричного струму.

Електрохірургічні методи, такі як радіочастотна абляція та електрокоагуляція, активно використовуються в лікуванні різних типів раку, включаючи рак печінки, легень, шкіри та інших органів.

В умовах постійного розвитку технологій та методів лікування, електрохірургічні процедури продовжують вдосконалюватися, пропонуючи пацієнтам все більш ефективні і безпечні способи боротьби з онкологічними захворюваннями. Їх актуальність і затребуваність в сучасній медицині підтверджуються численними дослідженнями і позитивними клінічними результатами.

Електрохірургічні методи з використанням ультразвуку є інноваційними підходами в хірургії, що дозволяють ефективно лікувати різні захворювання, включаючи онкологічні. Ці методи поєднують в собі переваги ультразвукової технології та електрохірургії, забезпечуючи точність і мінімальне втручання в організм пацієнта, зменшення крововтрат, завдяки коагуляційним властивостям ультразвуку.

Застосування ультразвукових електрохірургічних методів значно підвищує ефективність лікування онкологічних захворювань і покращує якість життя пацієнтів, тому розробка таких приладів є актуальною.

						Арк.
						8
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ

1.1 Види електрохірургічної апаратури

Електрохірургія є важливою галуззю сучасної хірургії, що застосовує електричний струм для різних хірургічних втручань. Ця технологія використовується для коагуляції, розрізання, деструкції та інших хірургічних маніпуляцій. У цьому огляді ми детально розглянемо основні методи електрохірургії, їхні принципи роботи, переваги та недоліки.

Термічна електрохірургія

Використовується електричний струм для нагрівання тканин до високих температур, що призводить до коагуляції або деструкції клітин. Електрохірургія заснована на перетворенні електричної енергії в теплову. Для розтину і коагуляції тканини використовується електричний струм високої частоти. Для роботи в режимі коагуляції застосовують модульований (імпульсний) електричний струм високої частоти. Для роботи в режимі «різання» застосовують немодульований змінний струм низької напруги.

Залежно від способу застосування струму високої частоти розрізняють наступні методики [1]: монополярна; біполярна. Термічна електрохірургія включає методи, такі як електрокоагуляція та електрорезекція.

Монополярна електрохірургія

Принцип роботи: Використовується один активний електрод для подачі струму та пасивний електрод для його відведення. Струм проходить через тіло пацієнта від активного до пасивного електрода. Використовується у загальній хірургії, гінекології, урології.

Переваги: широке застосування, висока ефективність, можливість виконання великих розрізів.

Недоліки: ризик опіків у місці розташування пасивного електрода, потреба в постійному контролі.

						Арк.
						9
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Біполярна електрохірургія

Принцип роботи: Використовуються два активних електроди, між якими проходить електричний струм. Струм проходить лише через тканини між електродами. Застосування: Нейрохірургія, офтальмологія, судинна хірургія.

Переваги: підвищена точність, менший ризик опіків, можливість роботи у вологих середовищах. Недоліки: обмежена площа дії, потреба в спеціальних інструментах.

Електрокоагуляція

Використовується височастотний електричний струм для коагуляції (згортання) білків у тканинах. Цей процес зупиняє кровотечу та ущільнює тканини. Використовується для зупинки кровотечі під час операцій, видалення поверхневих новоутворень.

Переваги: швидке припинення кровотечі, мінімальний ризик інфекції, точність дії. Недоліки: ризик термічних ушкоджень навколишніх тканин, обмежена глибина проникнення.

Електрорезекція

В цьому методі використовується височастотний електричний струм для розрізання тканин. Розрізи виходять чистими і з мінімальною кровотечею. Застосовується для видалення пухлин, проведення лапароскопічних операцій.

Переваги: мінімальна крововтрата, висока точність розрізів, швидке відновлення пацієнта. Недоліки: можливість термічних ушкоджень, потреба в спеціальному обладнанні.

Електродеструкція

Використовується електричний струм для знищення патологічних тканин, таких як пухлини або уражені ділянки.

						Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		10

Переваги: ефективне видалення пухлин., мінімальна крововтрата, швидке відновлення.

Недоліки: ризик пошкодження здорових тканин, необхідність точного контролю дії.

Загальні переваги термічних методів: швидке припинення кровотечі, висока точність дії, мінімальний ризик інфекції. Недоліки: ризик термічних ушкоджень навколишніх тканин, обмежена глибина проникнення. Сфери застосування: загальна хірургія для зупинки кровотечі та видалення поверхневих новоутворень, гінекологія, урологія, дерматологія.

Лазерна електрохірургія

Використовується сфокусований промінь світла (лазер) для розрізання або випаровування тканин. Механізм дії лазерного скальпеля заснований на тому, що енергія монохроматичного когерентного світлового пучка різко підвищує температуру на відповідній обмеженій ділянці тіла і приводить до його миттєвого згорання і випаровування [1]. Лазерна хірургія дозволяє здійснювати точні розрізи та коагуляцію тканин без контакту.

Переваги: висока точність та контрольованість дії, мінімальна крововтрата, зниження ризику інфекцій.

Недоліки: висока вартість обладнання, потреба у спеціальній підготовці та навчанні хірургів.

Сфери застосування: офтальмологія (лазерна корекція зору), дерматологія (видалення родимок, бородавок), онкологія (видалення пухлин).

Плазмова електрохірургія або аргон-плазмова коагуляція

Використовується електричний струм для створення плазми з аргону, яка коагулює тканини без прямого контакту з ними. Плазмовий струмінь генерується електричним струмом і діє на тканини без прямого контакту. У основі розтину тканини потоком плазми лежить утворення плазмового

						Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		11

поток при пропусканні через високошвидкісний струмінь інертного газу (аргону) електричного струму великої сили [1]. Потужність отриманого при цьому струменя плазми зазвичай складає близько 100 Вт.

Переваги: мінімальна крововтрата, висока точність дії, можливість роботи на важкодоступних ділянках.

Недоліки: висока вартість обладнання, потреба у спеціальній підготовці та навчанні.

Сфери застосування: ендоскопічні процедури, гастроентерологія (зупинка кровотеч у шлунково-кишковому тракті), онкологія (лікування пухлин).

Кріоелектрохірургія

Використовується низька температура для заморожування та деструкції патологічних тканин [1]. Як правило, кріоагентом служать рідкий азот, температура кипіння якого -196°C , фреон (-12°C) і т.п. Кріоінструмент з контактним наконечником можливо розглядати лише як точкове джерело холоду. Тому неможливе заморожування великих масивів патологічних новоутворень і можливості кріохірургічної техніки обмежені видаленням лише невеликих за об'ємом патологічних утворень. Кріоелектрохірургія застосовує спеціальні інструменти, які генерують наднизькі температури для локального впливу.

Переваги: мінімальна інвазивність, зниження ризику кровотечі, можливість лікування великих ділянок тканин.

Недоліки: можливість пошкодження навколишніх здорових тканин, обмежена глибина проникнення.

Сфери застосування: дерматологія (видалення бородавок, папілом), гінекологія (лікування цервікальної інтраепітеліальної неоплазії), урологія (лікування пухлин передміхурової залози), онкологія, офтальмологія.

Термічна, лазерна, плазмова та кріоелектрохірургія пропонують різні підходи до хірургічного лікування, кожен з яких має свої унікальні переваги

					Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата	
					12

та обмеження. Вибір конкретного методу залежить від характеру патології, анатомічних особливостей пацієнта та технічних можливостей медичного закладу. Подальший розвиток цих технологій дозволить покращити ефективність та безпеку хірургічних втручань.

Радіочастотна абляція

Використовується радіочастотний струм для нагрівання і знищення патологічних тканин. Тканини нагріваються до високих температур, що призводить до їх деструкції. Використовується при лікуванні пухлин печінки, легень, нирок, серця (при аритміях).

Переваги: мінімальна інвазивність, можливість лікування внутрішніх органів, швидке відновлення.

Недоліки: обмеження по розміру уражених ділянок, необхідність точного контролю температури.

Електрохірургія пропонує широкий спектр методів, які можуть бути адаптовані для різних хірургічних процедур. Кожен метод має свої переваги та обмеження, що робить їх придатними для специфічних медичних завдань. Подальший розвиток технологій та вдосконалення існуючих методів дозволить підвищити ефективність, безпеку та доступність електрохірургічних процедур.

Ультразвукова електрохірургія

Ультразвуковий метод є інноваційним підходом в електрохірургії, що використовує високочастотні звукові хвилі для розрізання та коагуляції тканин. Цей метод є важливою частиною сучасної хірургії завдяки своїм численним перевагам, включаючи мінімальну інвазивність, точність та зменшення крововтрати.

Ультразвукові прилади для електрохірургії використовують високочастотні звукові хвилі (зазвичай від 20 кГц до кількох мегагерц) для створення механічних коливань. Ці коливання передаються на робочий

						Арк.
						13
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

інструмент, який здійснює розрізання та коагуляцію тканин. Звукові хвилі викликають механічні вібрації, що призводять до руйнування клітинних структур та коагуляції білків.

Механізм дії ультразвуку на тканини має дві складові [2]. Перша – це високочастотна вібрація, яка приводить до механічного руйнування міжклітинних зв'язків. Другою складовою є ефект кавітації – створення за короткий проміжок часу в тканинах негативного тиску, який призводить до закипання внутрішньо- та міжклітинної рідини при температурі тіла; пара, що утворюється, приводить до розділення тканин. Також відбувається коагуляція у зв'язку з денатурацією білків.

Переваги ультразвукових методів

1. Мінімальна крововтрата: Ультразвукові прилади забезпечують ефективну коагуляцію судин, що зменшує крововтрату під час операцій.
2. Висока точність: Механічні коливання дозволяють здійснювати точні розрізи з мінімальним ушкодженням навколишніх тканин.
3. Зменшення термічних ушкоджень: У порівнянні з традиційними методами електрохірургії, ультразвукові прилади спричиняють менше термічних ушкоджень тканин.
4. Відсутність електричного струму через тіло пацієнта: Це зменшує ризик опіків і пошкоджень навколишніх тканин.

Недоліки ультразвукових методів

1. Висока вартість обладнання:
2. Потреба в спеціальній підготовці.
3. Обмежені можливості при роботі з твердими тканинами, такими як кістки.

Сфери застосування ультразвукових методів

1. Лапароскопічна хірургія: Використання ультразвукових приладів для мінімально інвазивних операцій, таких як холецистектомія та апендектомія.

						Арк.
						14
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

2. Гінекологія: Ультразвукові методи використовуються для видалення пухлин та інших патологічних утворень.

3. Урологія: Використання для дроблення каменів у нирках та лікування доброякісної гіперплазії передміхурової залози.

4. Онкологія: Видалення пухлин з мінімальним ушкодженням навколишніх тканин.

Ультразвукові методи та прилади електрохірургії пропонують значні переваги в порівнянні з традиційними хірургічними підходами, включаючи мінімальну інвазивність, високу точність та зменшення крововтрати. Хоча вони мають деякі обмеження, їх використання продовжує зростати завдяки технологічним вдосконаленням та розширенню сфер застосування. У майбутньому ультразвукові методи можуть стати ще більш поширеними, забезпечуючи пацієнтам кращі результати та швидше відновлення.

Аналізуючи переваги та недоліки електрохірургічних методів в даній роботі будемо проводити розробку приладу використовуючи ультразвукові технології різання.

1.2 Будова ультразвукової електрохірургічної апаратури

Узагальнену схему електрохірургічного апарату представимо на рисунку 1.1.

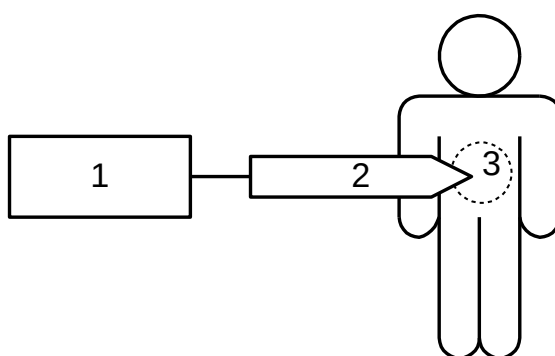


Рисунок 1.1 – Узагальнена схема електрохірургічного апарату

1 – джерело енергії; 2 – скальпель або електрод, яким відбувається різання;

3 – уражена ділянка на тілі хворого.

						Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		15

Хірург, тримаючи в руках скальпель (на який подається ультразвук або електричний струм), лазер або спеціальний електрод, повинен видалити шкідливе утворення з організму хворого керуючись візуальною інформацією.

Основні компоненти ультразвукових приладів

1. **Генератор ультразвукових хвиль:** Пристрій, що створює високочастотні електричні сигнали, які перетворюються на звукові хвилі.
2. **П'єзоелектричний або магнітострикційний перетворювач:** Перетворює електричні сигнали в механічні коливання.
3. **Резонатор:** Підсилює механічні коливання для ефективної передачі енергії на робочий інструмент.
4. **Робочий інструмент (насадка):** Виконує хірургічні маніпуляції, такі як розрізання, коагуляція та аспірація.

Розглянемо приклад ультразвукового приладу для електрохірургії, прилад Harmonic Scalpel. Це популярний ультразвуковий скальпель, що використовується для розрізання та коагуляції тканин під час лапароскопічних та відкритих операцій.

Ультразвуковий скальпель Ethicon Harmonic GEN04 300 використовує звукову енергію для забезпечення кровоспинної різання або коагуляції м'яких тканин. Ультразвуковий дисектор складається з генератора, педального перемикача, додаткового ручного перемикача і безлічі відкритих і малоінвазивних інструментів.

Особливості Harmonic 300

- Сенсорний екран для гнучкого налаштування та діагностики
- Універсальний роз'єм і автоматичне розпізнавання пристроїв;
- Компактність конструкції;
- Велика ступінь захисту від ураження електричним струмом;

Медичний ультразвуковий дисектор для ендоскопії Harmonic G300 застосовується для розсічення м'яких тканин, коли бажані контроль кровотечі і мінімальне термічне пошкодження. Гармонічний скальпель може

						Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		16

використовуватися як доповнення до електрохірургічного обладнання, лазерів і сталевих інструментів або замінювати їх.

Потужність Harmonic g300

- MIN-налаштовується користувачем за шкалою від 1 до 5;
- MAX – завжди дорівнює 5

Завдяки електрохірургічному генератору лезо гармонічного скальпеля вібує в поздовжньому напрямку на 55,5 кілогерц, що підвищує його ріжучу здатність. Така ж вібрація ущільнює невеликі судини і тканинні білками. Гемостаз виникає, коли тканина з'єднується з приладом. Це зчеплення змушує молекули колагену коливатися і денатурувати, утворюючи коагулят.

Ультразвуковий гармонійний скальпель подає звукові хвилі Для активації сигналу і стану тривоги. Користувач може вибрати один з трьох кроків тону активації. При включенні живлення апарат за замовчуванням вибирає останній вибраний параметр

Технічні характеристики Harmonic g300

Тип дисектора	Ультразвуковий / для ендоскопії
Рівні потужності	5
Вхідна напруга	100-120 В, 220-240 В, 50/60 Гц
Запобіжник	3 А
Ступінь захисту від струму	Class I
Стандарти безпеки	EN 60601
Габарит	370 x 130 x 390 мм (ШхВхГ)
Обов'язкові умови для роботи	
Температура	від 10 до 40С
Вологість	10-90% без конденсату
Атмосферний тиск	700 - 1060 гПа

						Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		17



Рисунок 1.4 – Зовнішній вигляд Harmonic g300

Також на ринку присутні прилади Sonopet - використовується в нейрохірургії та ЛОР-хірургії для видалення пухлин та патологічних тканин та CUSA (Cavitron Ultrasonic Surgical Aspirator) – прилад для ультразвукової аспірації, що дозволяє видаляти тканини з одночасною коагуляцією.

1.3 Постановка задач розробки

Таким чином необхідно розробити структурну схему приладу, розрахувати та вибрати елементну базу. Для цього необхідно розв'язати наступні задачі:

1. Провести розрахунок схеми ультразвукового генератора зі стабілізацією вихідної частоти і амплітуди;
2. Розрахувати конструкцію ультразвукового перетворювача;
3. Обрати матеріал для ультразвукового перетворювача;
4. Провести синтез принципової схеми приладу;
5. Оцінити енергоспоживання приладу та розробити блок живлення для забезпечення роботи діагностичного та електрохірургічного блоків.

2 ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ

2.1 Призначення та умови роботи приладу

Прилад призначено для електрохірургії онкопухлин і планується використовувати в умовах операційної зали (закрите стерильне приміщення з температурою $20 \pm 2,5$ °C і відотною вологістю 50...60% і атмосферному тиску 720...790 мм.рт.ст.).

Прилад стаціонарний, складається з трьох частин:

1. Діагностична частина.
2. Електрохірургічна частина – ультразвуковий скальпель.
3. Блок живлення для обох частин.

2.2 Електричні характеристики

1. Електрохірургічна частина

- частота ультразвукового сигналу: 20...100 кГц;
- вихідна потужність 0,2...1,5 Вт/см².
- Живлення від мережі 220 В, 50 Гц.:

Ручне керування частотою та потужністю генератора.

2.3 Конструктивні вимоги

Прилад стаціонарний. На споживану потужність обмежень не накладається, ККД – не менше 80%.

						Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		19

3 РОЗРОБЛЕННЯ СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ

Узагальнену структурну схему хірургічного блоку ЕХА наведено на рис. 3.1.

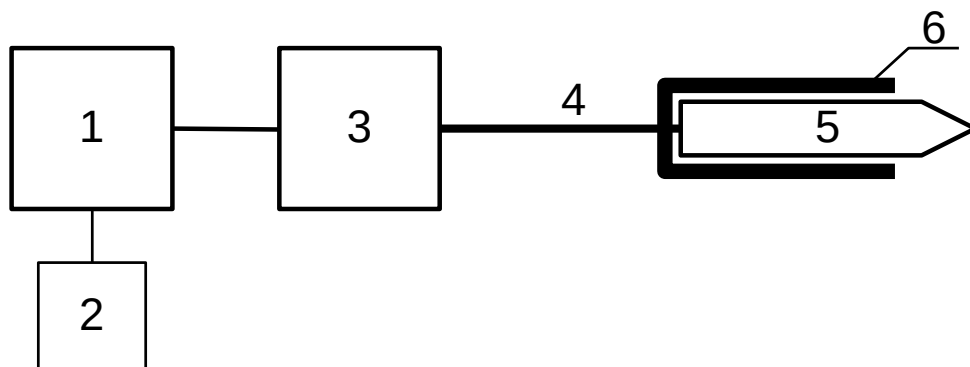


Рисунок 3.1 – Структурна схема хірургічного модуля
1 – генератор УЗЧ; 2 – стабілізатор частоти; 3 – перетворювач електричних коливань в акустичні; 4 – звуковод; 5 – скальпель; 6 – звукоізолятор

Прилад складається з генератора ультразвукових коливань, стабілізатора частоти – найчастіше в якості цього блоку вибирають кварцовий резонатор. Далі сигнал надходить на п'єзоелектричний або магнітострикційний перетворювач електричного коливання в акустичне і через звуковод подається на скальпель, ручка якого повинна бути вкрита звукоізолятором для захисту самого хірурга від тривалого впливу ультразвуку.

4 РОЗРАХУНОК ЕЛЕКТРИЧНОЇ ПРИНЦИПОВОЇ СХЕМИ ПРИЛАДУ

4.1. Оцінка потужності генератора ультразвукового сигналу

В даній роботі розробляється електрохірургічний скальпель, керуючою силою якого є ультразвукова хвиля високої потужності випромінення. Згідно норм ультразвукової хірургії на скальпель подаються коливання з частотою від 20 до 100 кГц, енергією в межах від 0,2 до 1,5 Вт/см². З метою визначення гранично допустимих значень амплітуди вихідного сигналу були розглянуті скальпелі ГОСТ 50331-92 [5]. На рисунку 4.1 показаний загальний вигляд змінного леза та ручки скальпеля, а в таблиці 4.1 представлені допустимі розміри лез в мм.

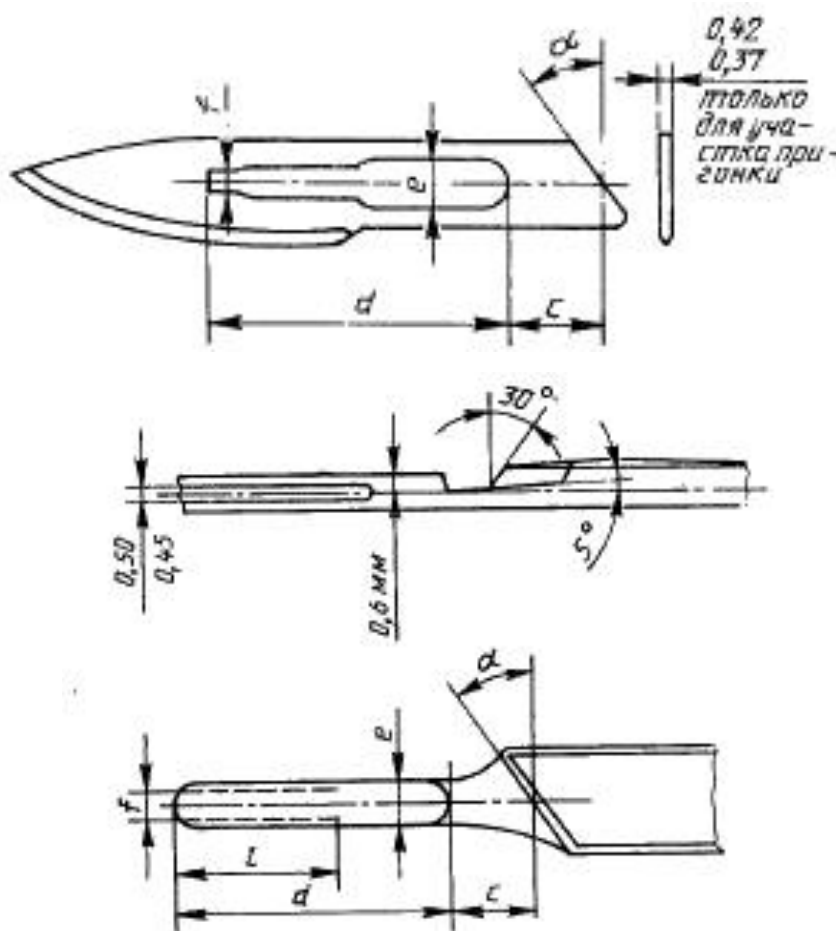


Рисунок 4.1 – Креслення леза скальпеля

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

Таблиця 4.1

Допустимі розміри лез та ручок скальпелів в мм

Найменування деталі скальпеля	α	c		d		e		f		l
	-	min	max	min	max	min	max	min	max	-
Змінне лезо	35°	7,50	7,65	24,20	24,27	3,72	3,77	1,95	2,00	-
Ручка скальпеля	35°	7,40	7,50	24,10	24,28	3,60	3,70	1,88	1,93	13

Згідно рис.4.1 ріжуча площа леза скальпеля становитиме

$$S = (d + c) \cdot f. \quad (4.1)$$

Для оцінки мінімальної та максимальної площі леза використаємо мінімальні та максимальні значення параметрів c , d і f з таблиці 4.1. В результаті отримаємо:

$$S_{\min} = (d_{\min} + c_{\min}) \cdot f_{\min} = (24,20 + 7,50) \cdot 1,95 = 61,815 \text{ мм}^2 \approx 0,62 \text{ см}^2;$$

$$S_{\max} = (d_{\max} + c_{\max}) \cdot f_{\max} = (24,27 + 7,65) \cdot 2,00 = 63,840 \text{ мм}^2 \approx 0,64 \text{ см}^2.$$

Для отримання номінальної щільності потужності $0,2 \dots 1,5 \text{ Вт/см}^2$ на лезо потрібно подавати потужність

$$P = QS, \quad (4.2)$$

де Q – необхідна щільність потужності, S – площа леза.

При двох можливих площах лез і двох крайніх значень щільності потужності маємо чотири можливі граничні випадки:

- 1) на лезо з мінімальною площею подається мінімальна потужність;
- 2) на лезо з мінімальною площею подається максимальна потужність;
- 3) на лезо з максимальною площею подається мінімальна потужність;

4) на лезо з максимальною площею подається максимальна потужність.

Необхідні значення вихідної потужності електрохірургічної частини ЕХА для цих випадків:

$$P_1 = Q_{\min} S_{\min} = 0,20 \text{ Вт} / \text{см}^2 \cdot 0,62 \text{ см}^2 = 0,124 \text{ Вт} ;$$

$$P_2 = Q_{\max} S_{\min} = 1,50 \text{ Вт} / \text{см}^2 \cdot 0,62 \text{ см}^2 = 0,93 \text{ Вт} ;$$

$$P_3 = Q_{\min} S_{\max} = 0,20 \text{ Вт} / \text{см}^2 \cdot 0,64 \text{ см}^2 = 0,128 \text{ Вт} ;$$

$$P_4 = Q_{\max} S_{\max} = 1,50 \text{ Вт} / \text{см}^2 \cdot 0,64 \text{ см}^2 = 0,96 \text{ Вт} .$$

Таким чином, розрахована вихідна потужність лежить в межах 0,124 – 0,96 Вт.

Джерелом ультразвукових коливань є генератором, сигнал з якого подається на п'єзoeлектричний або магнітострикційний перетворювач. В перетворювачі відбувається зміна електричного сигналу на акустичний. Далі вже акустична хвиля через звуковод подається до ручки скальпеля. Таким чином, для забезпечення заданої потужності ультразвуку на лезі скальпеля необхідно розрахувати параметри та характеристики звуководу (для оцінки рівня затухання), самого перетворювача сигналів, та вибрати конструкцію та провести розрахунок генератора ультразвукових коливань.

4.2 Вибір матеріалу звуководу та звукоізолятора

Розрахунок проходження ультразвуку по звуководу проведемо згідно методики з джерела [6]. Необхідно розрахувати наступні параметри: коефіцієнт поглинання α , коефіцієнт втрат e , добротність Q .

$$e = \frac{\alpha l}{p}$$

$$Q = \frac{1}{e} .$$

						Арк.
						23
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

де l – довжина хвилі звуку, p – відстань між передавачем і приймачем звуку.

Величина αl в чисельнику першого виразу – логарифмічний декрементом затухання.

Коефіцієнт поглинання α визначимо за формулою:

$$\alpha = \frac{\omega^2}{2\rho c^3} \left[\frac{4}{3}\eta + \xi + \chi \left(\frac{1}{C_v} - \frac{1}{C_p} \right) \right], \quad (4.3)$$

де ρ – щільність середовища, c – швидкість звуку в ньому, ω – колова частота звукової хвилі, η – коефіцієнт в'язкості зсуву, χ – коефіцієнт об'ємної в'язкості, ξ – коефіцієнт теплопровідності, C_v і C_p – теплоємності середовища відповідно при сталих об'ємі та і тиску. Якщо жоден з коефіцієнтів η , ξ і χ не залежить від частоти (на практиці найчастіше саме так і є), то $\alpha \sim \omega^2$. Для води, $C_p = C_v \approx 4200 \frac{Дж}{кг \cdot K}$, і формула (4.3) спрощується до вигляду:

$$\alpha = \frac{\omega^2}{2\rho c^3} \left(\frac{4}{3}\eta + \xi \right). \quad (4.4)$$

Підставляючи в останній вираз відомі фізичні характеристики води [7]

$$\rho_{T \neq 4^\circ C} = 998,2 \frac{кг}{м^3}; \quad c = 1348 \frac{м}{с}; \quad \eta = 0,00101 Па \cdot с; \quad \xi = 0,56 \frac{Вт}{м \cdot K},$$

отримаємо:

$$\alpha_{\min} = \frac{(2 \cdot 3,14 \cdot 20000)^2}{2 \cdot 998,2 \cdot 1348^3} \left(\frac{4}{3} \cdot 0,00101 + 0,56 \right) \approx 0,0018, \text{ або } 0,18\%;$$

$$\alpha_{\max} = \frac{(2 \cdot 3,14 \cdot 100000)^2}{2 \cdot 998,2 \cdot 1348^3} \left(\frac{4}{3} \cdot 0,00101 + 0,56 \right) \approx 0,0452, \text{ або } 4,52\%.$$

						Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		24

Таким чином, максимальні втрати потужності ультразвуку при проходженні через 1 м звуководу складуть 4,52%.

В якості матеріалу звукоізоляторів використаємо дрібнопористу гуму (поліуретан).

4.3 Перетворювач електричного коливання в акустичне

Є 2 способи отримання ультразвуку [7].

1. Магнітострикційний (отримують ультразвук до 200кГц). Магнітострикція – це зміна форми та об'єму феромагнетика (залізо, його сплави з нікелем) при поміщенні його в змінне магнітне поле. Змінне магнітне поле - це поле, вектор магнітної індукції якого змінюється в часі за гармонійним законом, тобто зміна зазначеного параметра характеризується певною частотою. Це поле діє як змушуюча сила, яка змушує стрижень із заліза стискуватися і розтягуватися в залежності від зміни величини магнітної індукції в часі. Частота стиснень і розтягувань буде визначатися частотою змінного магнітного поля. При цьому в повітрі у кінців стрижня виникають деформації стиснення які розповсюджуються у вигляді УЗ - хвиль. Збільшення амплітуди УЗ-хвиль домагаються шляхом підбору такої частоти змінного магнітного поля, при якій спостерігається резонанс між власними і вимушеними коливаннями стрижня.

2. Зворотний п'єзоелектричний ефект (отримують ультразвук більше 200кГц). П'єзоелектрики – речовини кристалічної будови, що мають п'єзоелектричну вісь, тобто напрям, в якому вони легко деформуються (кварц, сегнетова сіль, титанат барію і ін) Коли такі речовини поміщають в змінне електричне поле (по гармонійному закону коливається напруженість електричного поля), п'єзоелектрики починають стискуватися і розтягуватися вздовж п'єзоелектричної осі з частотою змінного електричного поля. При цьому навколо кристала виникають механічні обурення - деформації стиснення і розрядження, які розповсюджуються у вигляді УЗ-хвиль. У

						Арк.
						25
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

досягненні потрібної амплітуди грають роль резонансні явища. Ефект названий зворотним, оскільки історично раніше був відкритий прямий п'єзоелектричний ефект – явище виникнення змінного електричного поля при деформації п'єзоелектриків.

Основні характеристики (коефіцієнт магніто механічного зв'язку k , відносна магнітна проникність μ ; питомий електричний опір ρ) найбільш поширених магнітострикційних матеріалів, наведені в таблиці 5.2 [7].

Таблиця 4.2

Характеристики магнітострикційних матеріалів

Назва	Склад	k	μ	$\rho \times 10^{-5}$, Ом·см
Нікель НП 2Т	Ni >98%	0,26...0,30	35	0,7
Сплав пермендюр 49 КФ	49% Co, 49% Fe, 2% V	0,48...0,54	200	3,4
Сплав алфер 12Ю	12,5% Al, 87,5% Fe	0,30	30	16,0
Сплав НИКОСИ	94% Ni, 4% Co, 2% Si	0,49	210	1,8
Керамічні ферити	Ni-, Co-, Cu- ферити	0,21...0,32	150...2500	$\sim 10^7$

Вихідними даними для розрахунку є максимальна потужність 0,96 Вт, та втрати енергії на звуководі – 4,52%. Тоді втрати енергії на самому магнітострикційному перетворювачі становить k^2 . Оскільки дані ланки стоять послідовно, то ці втрати повинні перемножуватись, тому рівень надлишкової енергії становитиме

$$P_{over} = P(1 + 0,0452)(1 + k^2) = 1,0452P(1 + k^2). \quad (4.5)$$

Орієнтуючись на вихідні параметри виберемо сплав НИКОСИ в якості матеріалу магнітострикційного перетворювача. Для цього сплаву $k = 0,49$,

$\mu = 210$. Підставивши параметри матеріалу порахуємо значення вихідної потужності генератора.

$$P_{over\ min} = 1,0452 \cdot 0,124 \cdot (1 + 0,49^2) = 0,1607\ Bm \approx 0,16\ Bm ;$$

$$P_{over\ max} = 1,0452 \cdot 0,96 \cdot (1 + 0,49^2) = 1,2442\ Bm \approx 1,25\ Bm .$$

Схема підключення генератора та магнітострикційного перетворювача наведена на рисунку 4.2.

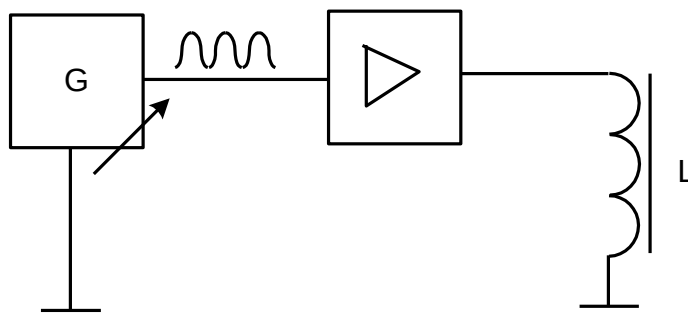


Рисунок 4.2 – Функціональна схема каскаду генератор – перетворювач”

Генератор G видає синусоїдальний сигнал із змінною частотою та потужністю, який поступає на дросель L . Феромагнітне осердя дроселю виконане зі сплаву НИКОСИ і завдяки магнітострикції перетворює електричне коливання на акустичне. Осердя дроселю з’єднане за допомогою звуководу з ручкою скальпеля.

Сумарний ККД перетворення енергії електричного коливання на акустичне оцінюється як

$$\eta = \frac{P}{P_{over}} = \frac{1}{1,0452(1 + k^2)} = 0,7715, \text{ або } 77,15\%. \quad (4.6)$$

Дросель описується параметром комплексного опору Z , який для генератора є опором навантаження і визначається за виразом

$$Z = R + j\omega L, \text{ або } |Z| = \sqrt{R^2 + (\omega L)^2}, \quad (4.7)$$

де R – активний опір обмотки дроселю, L – індуктивність дроселю, ω – робоча колова частота електричного коливання, $j = \sqrt{-1}$ – уявна одиниця. Внаслідок зміни колової частоти від $\omega_{\min}$ до $\omega_{\max}$ маємо діапазон опорів навантаження $Z_{\min} \dots Z_{\max}$, оцінка якого виконується наступним чином.

Активний опір дроселя цілком і повністю визначається опором дроту обмотки. При використанні однорядної намотки

$$R = \rho \frac{l}{s_0} = \rho \frac{n l_1}{s_0}, \quad (4.8)$$

де ρ – питомий опір матеріалу дроту; l – довжина дроту; s_0 – площа поперечного перерізу дроту; n – кількість витків у дроселі; l_1 – довжина одного витка. Якщо використати кругле (циліндричне) осердя діаметром d , то вираз (4.8) прийме вигляд

$$R = \rho n \frac{\pi d}{s_0}. \quad (4.9)$$

Індуктивність L дроселю визначиться за формулою [9]

$$L = \frac{\mu_0 \mu}{4\pi} n^2 d \Phi, \quad (4.10)$$

де $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7} \text{ Гн/м}$ – магнітна стала; μ – відносна магнітна проникність матеріалу осердя; n – кількість витків котушки; d – діаметр котушки (або осердя); Φ – коефіцієнт, значення якого беруться з довідника [7] в залежності від величини $\alpha = a/d$, де a – довжина котушки.

						Арк.
						28
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Коефіцієнт Φ визначається за формулою [9]

$$\Phi = \frac{4\pi}{3} \left[\sqrt{a^2 + 1} \left(K + \frac{1 + \alpha^2}{\alpha^2} E \right) - \frac{1}{\alpha^2} \right], \quad (4.11)$$

де K і E – повні еліптичні інтеграли першого і другого роду з модулем

$$k = \frac{1}{\sqrt{\alpha^2 + 1}}.$$

Для 4 Ом

$$l = \frac{Rs_0}{\rho} = \frac{4 \cdot 1}{0,45} = 8,89 [м],$$

$$l_1 = \pi d = 3,14 \cdot 2 = 6,28 [см],$$

$$n = \frac{l}{l_1} = \frac{8,89}{6,28 \cdot 10^{-2}} = 142,$$

$$l_{\kappa} = n \cdot d_{op},$$

$$d_{op} = \sqrt{\frac{4s_0}{\pi}} = \sqrt{\frac{4 \cdot 1}{3,14}} = 1,13 [мм],$$

$$l_{\kappa} = 142 \cdot 1,13 = 160,46 [мм]$$

Таким чином, довжина котушки становить 160,46 мм і діаметром 2 см, виконана вона з манганінового дроту марки МНМц3-12¹ діаметром 1,13 мм

Конструкція магнітострикційного перетворювача наведена в розділі 5.

4.4 Розробка генератора ультразвукового сигналу

Вхідними даними для розрахунку та проектування генератора ультразвукових коливань є:

- форма сигналу: гармонійна

						Арк.
						29
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- вихідна частота: 20000 – 100000 Гц;
- вихідна потужність: 0,16 – 1,25 Вт.

Для отримання гармонічних коливань використовують підсилювач, сполучений із коливальним контуром, який відіграє роль частотного фільтру та позитивний зворотній зв'язок [10]. Сигнал із виходу коливального контура подається на вхід підсилювача і знову підсилюється в ньому. Таким чином досягається стабілізація частоти і амплітуди коливань. Розрізняють транзисторні генератори гармонічних коливань, автогенератори на операційних підсилювачах і генератори із зовнішнім збудженням.

Типові схеми генераторів показані на рисунку 4.3.

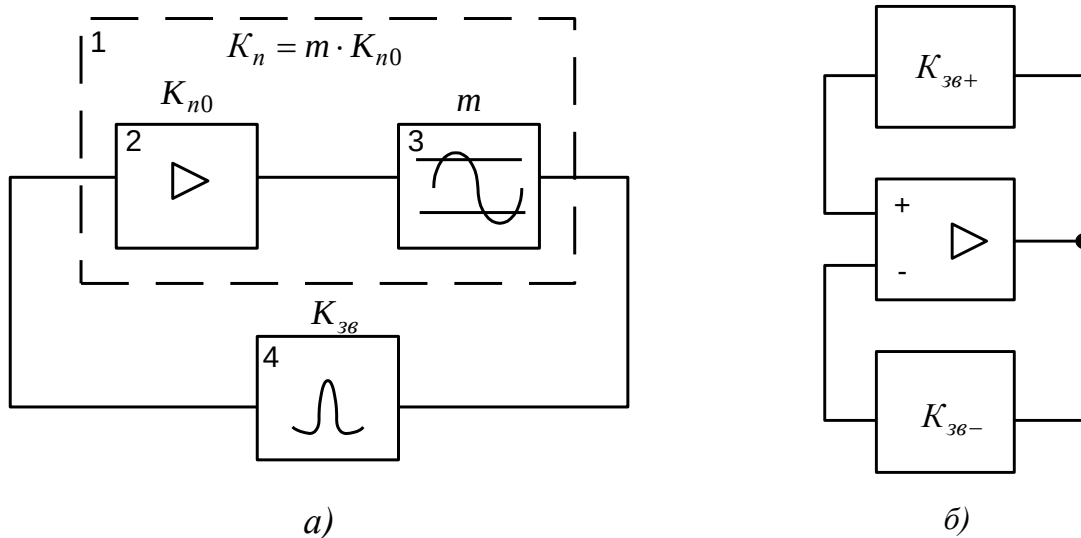


Рисунок 4.3 – Структурні схеми генераторів з позитивним (а), позитивним та негативним (б) зворотними зв'язками

Схема на рисунку 4.3,а, складається з підсилювача 1 та ланки зворотного зв'язку 4. Підсилювач 1 в свою чергу складається з лінійного підсилювача 2 та обмежувача амплітуди коливань 3. Для стійкої роботи генератора потрібно дотримання двох вимог: вимоги балансу амплітуд

$$K_n K_{36} = 1, \quad (4.13)$$

¹ Склад: Cu 85%, Mn 12%, Ni 3% [20]. Питомий опір 0,45 Ом·мм²/м.

де $K_{зв}$ – коефіцієнт передачі ланки зворотного зв'язку; та вимоги балансу фаз:

$$\varphi_n + \varphi_{зв} = 0, \quad (4.14)$$

де φ_n та $\varphi_{зв}$ – фазові зсуви в підсилювачі та ланці зворотного зв'язку.

У схемі на рисунку 4.3,б генерація коливань відбувається за рахунок позитивного зворотного зв'язку, а обмеження амплітуди коливань забезпечується негативним зворотним зв'язком.

Генератори можуть бути реалізовані на транзисторних схемах або на автогенераторах на операційних підсилювачах. В другому варіанті досягається найкраща стабільність частоти та амплітуди вихідного сигналу.

На даний час існує дуже багато різноманітних операційних підсилювачів. Основним критерієм вибору підсилювача є залежність рівня нелінійних спотворень від частоти. На рисунку 4.4 в якості прикладу представлена дана залежність для трьох груп (серій) операційних підсилювачів широкого призначення – LM, TLC і TLV.

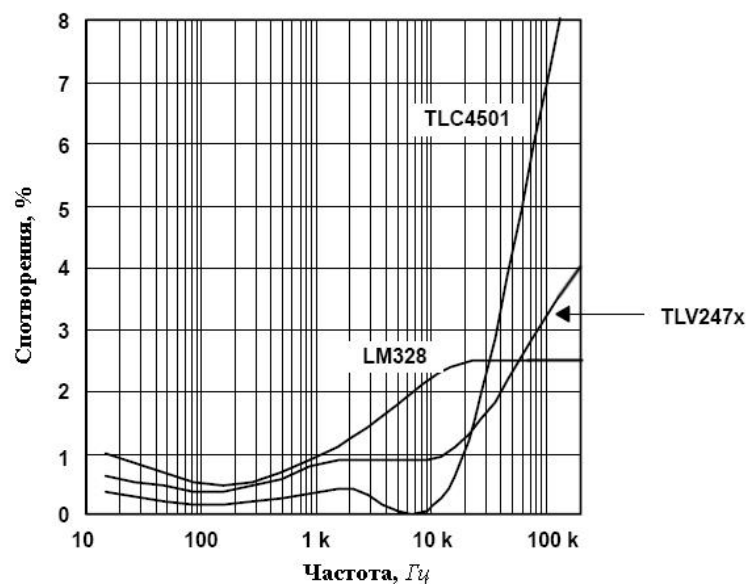


Рисунок 4.4 – Залежності частота-спотворення операційних підсилювачів загального призначення

З рисунку 4.4 видно, що в діапазоні частот 20000...100000 Гц найменший рівень спотворень мають операційні підсилювачі серії LM.

Для виникнення незатухаючих коливань на виході операційного підсилювача, охопленого позитивним і негативним зворотнім зв'язком, окрім виконання балансу амплітуд і балансу фаз необхідно, щоб відношення напруг позитивного і негативного зворотних зв'язків становило [10]

$$\frac{U_-}{U_+} = \frac{1}{3}, \quad (4.15)$$

напруги U_- та U_+ показані на рисунку 4.5.

Там же [10] доводиться, що

$$U_- = U_+ \left(\frac{Z_4}{Z_3 + Z_4} \right), \quad (4.16)$$

$$U_{out} = U_- \left(\frac{Z_1 + Z_2}{Z_1} \right), \quad (4.17)$$

тоді

$$\frac{U_{out}}{U_+} = \left(\frac{Z_3}{Z_3 + Z_4} \right) \left(\frac{Z_1 + Z_2}{Z_1} \right). \quad (4.18)$$

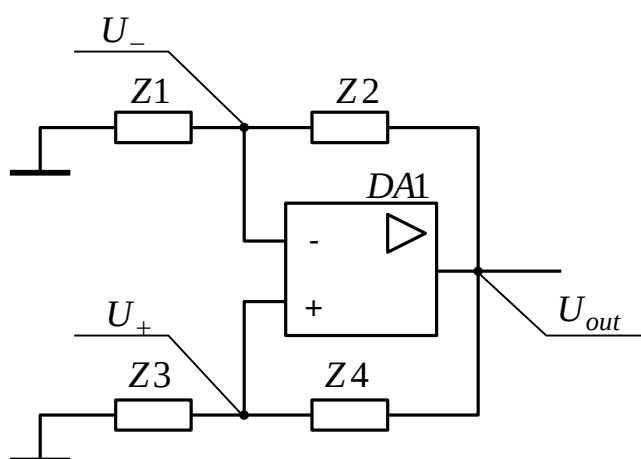


Рисунок 4.5 – Операційний підсилювач, охоплений позитивним і негативним зворотними зв'язками

Якщо використати міст Віна, в якому $R1 = R2$ і $C1 = C2$, то для виконання умови (4.15) необхідно, щоб виконувалось співвідношення

$$\frac{Z1}{Z2} = \frac{1}{2}. \quad (4.19)$$

Останнє найлегше реалізувати за допомогою двох резисторів, опір одного з яких буде вдвічі більшим від опору другого, наприклад 1 кОм та 2 кОм.

Міст Віна, який включається в ланку позитивного зворотного зв'язку, представлений на рисунку 4.6.

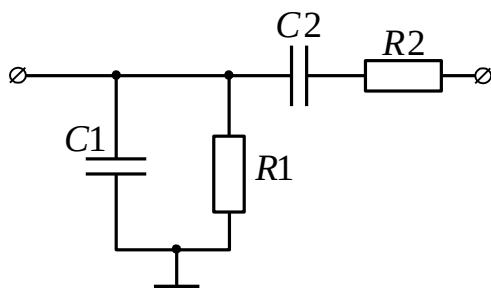


Рисунок 4.6 – Міст Віна

Міст Віна можливо представити як чотириполюсник, і у відповідності зі схемою на рисунку 4.5 записати:

$$Z3 = R1 \parallel \frac{1}{j\omega C1}, \quad Z4 = R2 + \frac{1}{j\omega C2}, \quad (4.20)$$

де ω – колова частота коливань ($\omega = 2\pi f$), а символом $\parallel$ позначено паралельне з'єднання. Найчастіше міст Віна будується так, що $R1 = R2 = R$ і $C1 = C2 = C$, тоді частота коливань визначається як

$$f = \frac{1}{2\pi RC}, \quad (4.21)$$

і звідси

$$R = \frac{1}{2\pi C \cdot f}, \quad (4.22)$$

З метою забезпечення зручності користування доцільно розбити діапазон 20...100 кГц на частини з інтервалом по 10 кГц і за допомогою дискретного перемикача перемикати потрібні опори. Значення опорів обчислюються за формулою (4.22) і зведені в таблицю 4.3 (значення ємності $C1 = C2 = 0,01 \text{ мкФ}$).

В таблиці 4.3 розрахунковим значенням опорів $R_{розр}$ відповідають реальні значення R , взяті з номінального ряду Е96 (відносна похибка опору не більше 1%) [11].

Таблиця 4.3

Значення опорів, які задають частоту генератора ультразвукових коливань

$f, \text{кГц}$	$R_{розр}, \text{Ом}$	$R, \text{Ом}$
20	796	787 + 9,09
30	531	523 + 8,06
40	398	392 + 6,04
50	318	316 + 2,00
60	265	261 + 4,02
70	227	226 + 1,00
80	199	196 + 3,01
90	177	174 + 3,01
100	159	158 + 1,00

Для забезпечення необхідного рівня вихідної потужності потрібно використати перетворювач напруга – струм. В даному випадку оптимальним варіантом рішення даної задачі буде використання перетворювача Хауленда [10] – операційного підсилювача, охопленого позитивним і негативним зворотними зв'язками. З використанням такого вузла є можливість задіяти

другий операційний підсилювач мікросхеми LM328 (їх два в одному корпусі) та простота розрахунку схеми.

Схема перетворювача Хауленда представлена на рисунку 4.7.

При розрахунку даної схеми, як правило, вхідними величинами є наступні:

- максимальні напруга та струм на навантаженні $U_{i \max}$ та $I_{n \max}$;
- максимальна різниця вхідних напруг $(U_{in1} - U_{in2})_{\max}$.

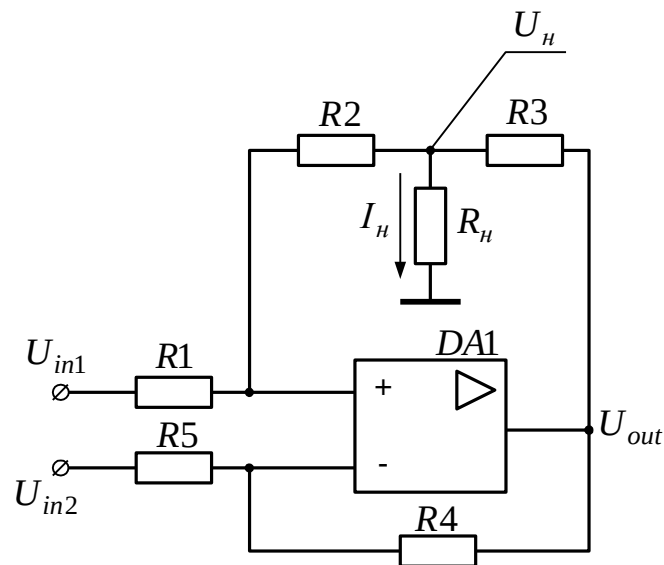


Рисунок 4.7 – Перетворювач напруга–струм (схема Хауленда)

В нашому випадку $U_{n \max} = 8 \text{ В}$ (на операційному підсилювачі середнє падіння напруги становить 1 В – [21]), і $(U_{in1} - U_{in2})_{\max} = 9 \text{ В}$.

Струм $I_{n \max}$ оцінюється відповідно максимальній потужності $1,25 \text{ Вт}$ (обґрунтування див. п. 4.3):

$$I_{n \max} = \frac{P_{\text{over max}}}{U_{n \max}} = \frac{1,25}{8} = 0,15625 \text{ А} = 156,25 \text{ мА} . \quad (4.23)$$

Максимальна напруга навантаження [21]

$$U_{н\max} = (U_{in1} - U_{in2})_{\max} \cdot \beta \cdot \frac{R4}{R5}, \quad (4.24)$$

де β – коефіцієнт зворотного зв'язку, який задається довільно, але не більшим, ніж може підтримати даний операційний підсилювач (для LM328 $\beta_{\max} = 1000$). Задавши $\beta = 8$ і з урахуванням вхідних даних перепишемо вираз (4.23):

$$8 = 9 \cdot 8 \cdot \frac{R4}{R5} \Rightarrow \frac{R4}{R5} = \frac{1}{9}.$$

Задавши $R4 = 1000 \text{ Ом}$, отримуємо $R5 = 9000 \text{ Ом}$ (такого немає, тому обирається найближче: $R5 = 9,1 \text{ кОм}$).

При розрахунку приймається, що $R2 = R3 = R$, і оцінюються їх значення як

$$\beta = \frac{R_{н}}{R} \Rightarrow R = \frac{R_{н}}{\beta} = \frac{51,2}{8} = 6,4 \text{ Ом}, \quad (4.25)$$

де $R_{н}$ – розрахунковий опір навантаження, $R_{н} = \frac{U_{н\max}}{I_{н\max}} = \frac{8 \text{ В}}{0,15625 \text{ А}} = 51,2 \text{ Ом}$.

Номінал останнього резистора $R1$ оцінюється як

$$R1 = 2R \frac{R5}{R4} = 2 \cdot 6,4 \cdot \frac{9100}{1000} = 116,48 \text{ Ом}, \quad (4.26)$$

або 115 Ом (найближче значення з номінального ряду E96).

Для реалізації $(U_{in1} - U_{in2})_{\max} = 9 \text{ В}$ вивід U_{in2} достатньо заземлити.

Останньою ланкою електрохірургічного блоку є підсилювач потужності на основі ПЗЧ К174УН8, включений за типовою схемою [12].

4.3 Розробка блоку живлення

Для живлення діагностичної та електрохірургічної частини ЕХА розробимо схему живлення, що живиться від мережі напругою 220 В з частотою 50Гц. Вихідна напруга на виході блоку живлення має бути на рівні 9 В. для розрахунків необхідно визначити параметри вихідного струму і потужності споживання. Для цього складемо таблицю 4.4.

Таблиця 4.4

Оцінка споживаної потужності ЕХА

Вузол	$I_{\text{спож}}, A$	$P_{\text{спож}}, Wt$
<i>Електрохірургічна частина</i>		
Генератор ультразвукового сигналу	0,160	1,440
<i>Діагностична частина</i>		
Генератор синусоїдального сигналу 2 кГц	0,010	0,090
Генератор синусоїдального сигналу 400 кГц	0,010	0,090
Комутатор	0,005	0,045
Випрямляч	0,020	0,180
Мікроконтролер	0,200	1,800
РАЗОМ	0,405	3,645

Сумарне значення необхідної потужності становить 3,645 Вт, отже, джерело живлення повинно видавати таку потужність, але з запасом в межах 5...10%.

Обираємо одну зі стандартних широко застосовуваних схем [13] – рисунок 4.17.

В схемі на рисунку 4.8 трансформатор Т1 понижує мережеву напругу 220 В до значення 12 В. Діодним мостом (мікрозбіркою) VD1 напруга випрямляється, згладжується конденсатором С1, стабілізується транзисторами VT1 і VT2. Регуляція вихідного струму відбувається за допомогою змінного резистора R4 з номінальним опором 470 Ом.

						Арк.
						37
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

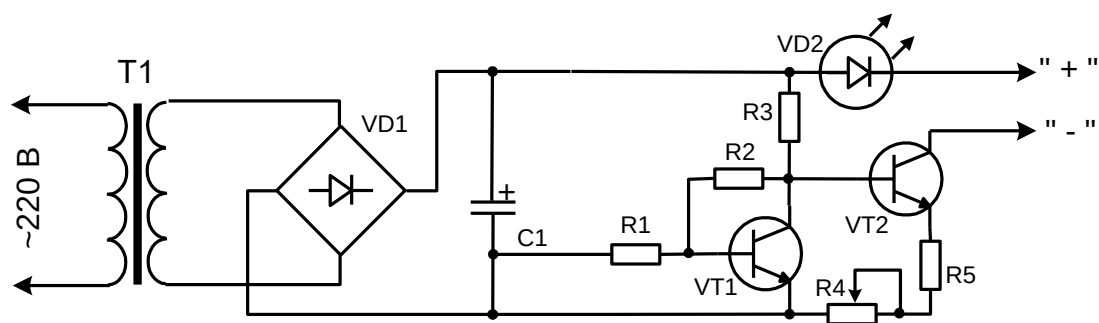


Рисунок 4.8 – Схема блоку живлення

Для отримання на виході струму 405 мА потрібен опір 36 Ом . Транзистори підходять будь-які, що мають граничну напругу U_{BE} не меншу ніж $U_{ж} = 9 \text{ В}$, і максимально допустимий струм колектора $1,5 \cdot I_z = 1,5 \cdot 250 = 375 \text{ мА}$. Орієнтуючись на полуторний запас, доцільно взяти КТ6110Б.

Технічні характеристики КТ6110Б:

- максимально допустима напруга колектор-емітер: $U_{KE} = 40 \text{ В}$;
- максимально допустима напруга база-емітер: $U_{BE} = 12 \text{ В}$;
- максимальний струм колектора: $I_K = 500 \text{ мА}$;
- розсіювана потужність: 1 Вт .

Світлодіод VD2 для індикації зарядки, типомінал – АЛ307А.

Номінали інших елементів: C1 – 100 мкФ , R1 – $2,7 \text{ кОм}$; R2 – $5,6 \text{ кОм}$; R3 – $6,8 \text{ кОм}$; R4 – 91 Ом .

Мережевий трансформатор – тороїдальний, зі сталевим осердям, понижує напругу 220 В до 9 В . Має 900 витків у первинній обмотці і 100 витків – у вторинній. Первинна намотана дротом діаметром $0,25 \text{ мм}$, вторинна – діаметром $0,65 \text{ мм}$. Номінальна потужність – 5 Вт .

Повна електрична принципова схема електрохірургічної частини наведена в Додатку А, перелік елементів в Додатку Б.

5 КОНСТРУКТОРСЬКА ЧАСТИНА

5.1 Розробка конструкції акустичного перетворювача

Даний вузол призначений для перетворення електричного коливання в акустичне, і являє собою котушку індуктивності з феромагнітним осердям (дросель), до якого приєднується наповнений рідиною звуковод. Ескіз конструкції наведений на рисунку 5.1.

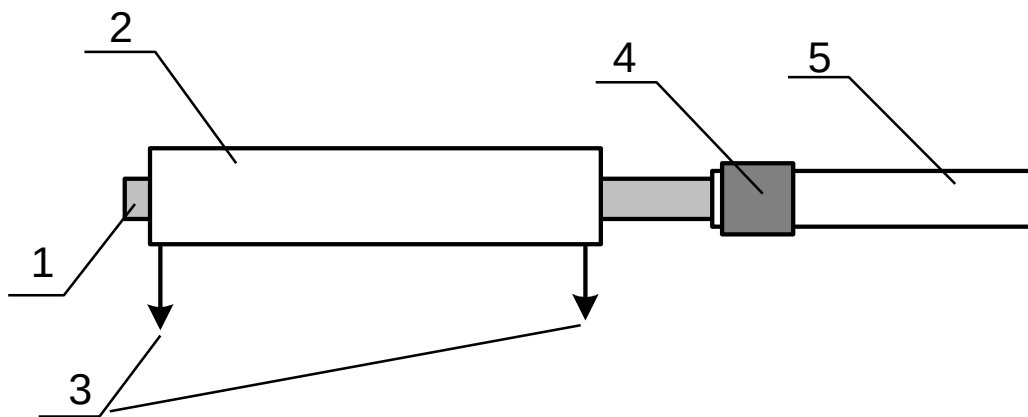


Рисунок 5.1 – Ескіз конструкції перетворювача електричного коливання в акустичне

*1 – феромагнітне осердя; 2 – обмотка; 3 – виводи обмотки;
4 – хомут звуководу; 5 – заповнений рідиною звуковод*

Власне перетворювачем є феромагнітне осердя дроселя. За рахунок протікання електричного струму в обмотці виникає явище магнітострикції. Осердя жорстко з'єднане із заповненим рідиною звуководом за допомогою металевого хомута, який також запобігає витіканню рідини. До другого кінця звуководу приєднаний тримач скальпеля.

Конструкція перетворювача електричних коливань в акустичні кріпиться до стінки корпусу, а звуковод виведений назовні.

						Арк.
						39
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

5.2 Розробка друкованих плат

Друковані плати призначені для реалізації електричних з'єднань між різноманітними елементами радіоелектронних пристроїв. По конструкції друковані плати можуть бути з жорсткою або гнучкою основою та діляться на типи: односторонні, двосторонні і багатошарові.

Одностороння друкована плата (ОДП) характеризується можливістю забезпечити підвищені вимоги до точності виконання провідного малюнка; установкою навісних елементів на поверхню плати на стороні, протилежній стороні паяння, без додаткової ізоляції; можливістю використання перемичок з провідного матеріалу, низькою вартістю конструкції.

Двостороння друкована плата (ДДП) характеризується: можливістю забезпечити високі вимоги до точності виконання малюнка; високими комутаційними властивостями; використанням об'ємних металевих елементного провідного малюнка розташованих на протилежних сторонах плати; низькою вартістю конструкції.

Багатошарові друковані плати (БДП) мають найвищі комутаційні властивості, можливість забезпечення високої заводо захищеності кіл, проте вартість конструкції вища.

В нашому випадку виберемо реалізацію двосторонньої друкованої плати на жорсткій основі.

Методи отримання друкованих провідників

Метод виготовлення друкованих плат суттєво впливає на їх схемо-конструкторські та експлуатаційно-економічні характеристики. Метод виготовлення ДП вибирають залежно від складності принципової електричної схеми, конструктивно-технологічних вимог до виробу та оснащеності підприємства, необхідним устаткуванням і оснащенням. Методи виготовлення друкованої плати відрізняються за способом нанесення

						Арк.
						40
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

зображення друкованих провідників та способом отримання провідного малюнка.

Методи виготовлення плат відповідно до ДСТУ (ГОСТ 20406) діляться на субтрактивні (хімічні), адитивні (електрохімічні) та механічні. [14].

Порівняльна характеристика цих методів наведена в таблиці 5.1.

Таблиця 5.1

Методи виготовлення малюнку дукованих плат

Метод	Мінімальна ширина провідника, мм	Переваги	Недоліки
Субтрактивний фольга товщиною 35...50мкм (хімічний)	0,25-1,0	Наявність оснащення для всіх типів виробництва. Висока адгезія і пластичність провідників	Витрата міді та реактивів для травлення. Великий діаметр металізованих отворів.
Напівадитивний: на фольгованому діелектрику з хімічною металізацією поверхні	0,125-0,25	Висока адгезія провідників без використання адгезивів. Використання нефольгованого матеріалу.	Великий діаметр металізованих отворів. Збереження операції травлення. Необхідність активації і часткової металізації. Великий діаметр отворів.
Адитивний	0,125...0,25	Використання не дорогого матеріалу. Виключення травлення міді. Висока однорідність структури і чистота осадження міді. Висока продуктивність і вихід годних плат. Малий діаметр металізованих отворів.	Низька швидкість осадження міді та складність контролю за процесом металізації. Непридатність для дрібносерійного виробництва.
Адитивний безрезистивний (типу «фотоформ»)	0,075-0,125	Ті ж, що у адитивного, а також: виключення фоторезистів, зменшення трудомісткості, можливість повної автоматизації, щонайвища щільність малюнка.	Ті ж, що у адитивного.

Матеріали для виготовлення друкованих плат

Для виготовлення друкованих плат використовуються матеріали, характеристики яких приведені в таблиці 5.2. При виборі матеріалу слід враховувати метод отримання друкованих провідників, надійність контактних з'єднань друкованих провідників з елементами, міцність зчеплення друкованих провідників з основою, товщину друкованих провідників, вимоги до теплостійкості, хімічної стійкості, до вологопоглинання, діелектричної проникності (ϵ), до тангенсу кута діелектричних втрат ($\tan \delta$), тип основи, дозволена кількість шарів, дозволена кількість перепайок, ціна матеріалів та інше.

Таблиця 5.2

Характеристики матеріалів для виготовлення друкованих плат

Матеріал	Марка	Товщина		Область використання
		Фольги мкм	Матеріалу з фольгою, мм	
Гетинакс фольгований	ГФ-1-35 ГФ-2-35	35	1,5; 2,0 ;2,5; 3,0	Односторонні та двосторонні друковані плати
	ГФ-1-50 ГФ-2-50	50	1,0; 1,5; 2,0; 2,5; 3,0	
Склотекстоліт фольгований	СФ-1-35 СФ-2-35	35	0,8; 1,0; 1,5; 2,0; 2,5; 3,0	Односторонні та двосторонні друковані плати
	СФ-1-50 СФ-2-50	50	0,5; 1,0; 1,5; 2,0; 2,5; 3,0	
Склотекстоліт фольгований травлячийся	ФТС-1-20А ФТС-2-20А	20	0,8; 0,15; 0,18; 0,27; 0,50	Багатошарові та гнучкі друковані плати
	ФТС-1-35А ФТС-2-35А	35	0,10; 0,12; 0,19; 0,14; 0,23; 0,50	
Склотекстоліт теплостійкий фольгований	СТФ-1 СТФ-2	35	0,13; 0,15; 0,20; 0,25; 0,35; 0,5; 0,8; 1,0; 1,5; 2,0; 2,5; 3,0	Двосторонні, багатошарові та гнучкі друковані плати
Склотекстоліт	СТЕФ-1-2ЛК	—	1,0; 1,5	Двосторонні друковані плати, виготовленні напівааддитивним методом
Склотканина прокладочна	СПТ-3	—	0,025; 0,060	Багатошарові плати

Для свого проекту обираємо фольгований склотекстоліт марки СФ-2-35 з товщиною фольги 35 мкм.

5.3 Розрахунок габаритних розмірів друкованої плати електрохірургічного модуля

Для розрахунку габаритних розмірів друкованої плати зведемо всі елементи, які використовуються для розробки електрохірургічного модуля (принципові схема в Додатках Б, В, Д) до таблиці 5.3.

Таблиця 5.3

До оцінки розмірів друкованої плати електрохірургічного модуля

Найменування	Тип корпусу	Розміри		Площа ел-тів S_i , $мм^2$	Кіл-ть шт.	Сумарна площа, S_{Σ} , $мм^2$
		a, мм	b, мм			
Резистори	МЛТ-0,125	5,0	3,0	15,00	27	405,00
Резистори змінні	СП-1	8,0	6,0	48,00	1	48,00
Перемикач	ПГ-10	12	12	144,00	1	144,00
Конденсатори керамічні	К-18	9,5	3,5	33,25	2	66,50
Мікросхеми	DIP8	12,0	10,0	120,00	1	120,00
Роз'єм	JMP3	8,0	3,0	24,00	1	24,00
Роз'єм	ZIP20	12,5	4,0	50,00	1	50,00
Разом	-	-	-	-	-	857,00

Використовуючи дані таблиці 5.3, розраховуємо площу друкованої плати, враховуючи при цьому коефіцієнт заповнення, який лежить в межах $K_3=0,4\dots0,7$ (ми приймаємо $K_3=0,4$).

$$S_{\text{дп}} = S_{\Sigma} / K_3, \quad (5.1)$$

де $S_{\text{дп}}$ – площа друкованої плати; S_{Σ} – сумарна площа, яку займають електрорадіоелементи, що встановлені на платі; K_3 – коефіцієнт заповнення. Маємо:

$$S_{\text{дп}} = S_{\Sigma} / K_3 = 857,0 / 0,40 = 2143,5 \text{ мм}^2$$

Знаючи площу друкованої плати, можна визначити розміри (ширину і довжину) самої плати. Серед стандартних [14] найбільш підходить розмір $50 \times 50 \text{ мм}$ ($S=2500 \text{ мм}^2$).

						Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		43

5.4 Розрахунок малюнка друкованого вузла

Проведемо розрахунок провідників друкованої плати за методикою наведеною в літературі [15]. Плат двостороння, методі виготовлення хімічний, нанесення малюнку фотохімічним способом.

Розрахуємо мінімальний діаметр контактних площадок проведемо за формулою:

$$D'_{min} = D'_{1min} + 1,5h_{\phi},$$

де D'_{1min} – мінімальний ефективний діаметр контактної площадки, мм; h_{ϕ} – товщина фольги, мм.

Мінімальний ефективний діаметр контактної площадки

$$D'_{1min} = 2(b_m + d_{max}/2 + \delta_{отв} + \delta'_{кп}),$$

де d_{max} – максимальний діаметр просвердленого отвору, мм; $\delta_{отв}$ – похибка розміщення отвору, мм; $\delta'_{кп}$ – похибка розміщення контактної площадки при виготовленні односторонніх друкованих плат, мм; b_m – відстань від краю до краю контактної площадки, мм.

Максимальний діаметр просвердленого отвору

$$d_{max} = d_{св} + \Delta d + (0,1 \div 0,15) = 0,8 + 0,02 + 0,12 = 0,94 \text{ мм},$$

де $d_{св}$ – діаметр свердла, мм; Δd – похибка діаметра отвору, яка обумовлена биттям свердла і точністю його заточки, мм.

Похибка розміщення отвору

$$\delta_{отв} = \delta_o + \delta_{\phi} = 0,05 + 0,01 = 0,06 \text{ мм}$$

Похибка розміщення контактної площадки для двосторонньої друкованої плати визначимо за формулою

$$\delta'_{кп} = \delta_{ш} + \delta_e + (\delta_n + \delta_3)/2 = 0,02 + 0,01 + (0,02 + 0,01)/2 = 0,045 \text{ мм}.$$

						Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		44

Розраховуємо мінімальний ефективний діаметр контактної площадки

$$D'_{1min} = 2(b_m + d_{max}/2 + \delta_{отс} + \delta'_{кн}) = 2(0,3 + 0,94/2 + 0,06 + 0,045) = 1,75 \text{ мм}$$

Тоді мінімальний діаметр контактних площадок буде таким:

$$D'_{min} = D'_{1min} + 1,5h_{\phi} = 1,75 + 1,5 \cdot 0,035 = 1,8025 \text{ мм.}$$

Розраховуємо мінімальний діаметр вікна фотошаблону з врахуванням зменшення діаметру контактної площадки за рахунок підсвітлення при експонуванні малюнка за наступною формулою:

$$D'_{u min} = D'_{min} + \Delta E = 1,8025 + 0,02 = 1,8225 \text{ мм.}$$

Максимальний діаметр вікна фотошаблону:

$$D'_{u max} = D'_{u min} + \Delta D_u = 1,8225 + 0,01 = 1,8325 \text{ мм.}$$

Тоді максимальний діаметр контактної площадки

$$D'_{max} = D'_{u max} + \Delta E = 1,8325 + 0,02 = 1,8525 \text{ мм.}$$

Розрахунок ширини провідників.

Мінімальна ширина провідників розрахуємо за формулою:

$$t'_{n min} = t'_{n1 min} + 1,5h_{\phi},$$

де $t'_{n1 min}$ – мінімальна ефективна ширина провідника.

Мінімальна ефективна ширина провідника $t'_{n1 min}$ виберемо з довідника для плати 3-го класу точності, візьмемо 0,18 мм.

$$t'_{n min} = t'_{n1 min} + 1,5h_{\phi} = 0,18 + 1,5 \cdot 0,035 = 0,2325 \text{ мм.}$$

Мінімальна та максимальна ширина ліній на фотошаблоні:

$$t'_{u min} = t'_{n min} + \Delta E = 0,2325 + 0,02 = 0,2525 \text{ мм;}$$

						Арк.
						45
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

$$t'_{u\max} = t'_{u\min} + \Delta t_u = 0,2525 + 0,04 = 0,2925 \text{ мм.}$$

Максимальна ширина провідника:

$$t'_{n\max} = t'_{u\max} + \Delta E = 0,2925 + 0,02 = 0,3125 \text{ мм.}$$

Результати розрахунку підтверджують можливість використання друкованої плати 3-го класу точності (номінальна ширина провідника 0,33 мм). Малюнки друкованого монтажу наведені на рис. 5.2.

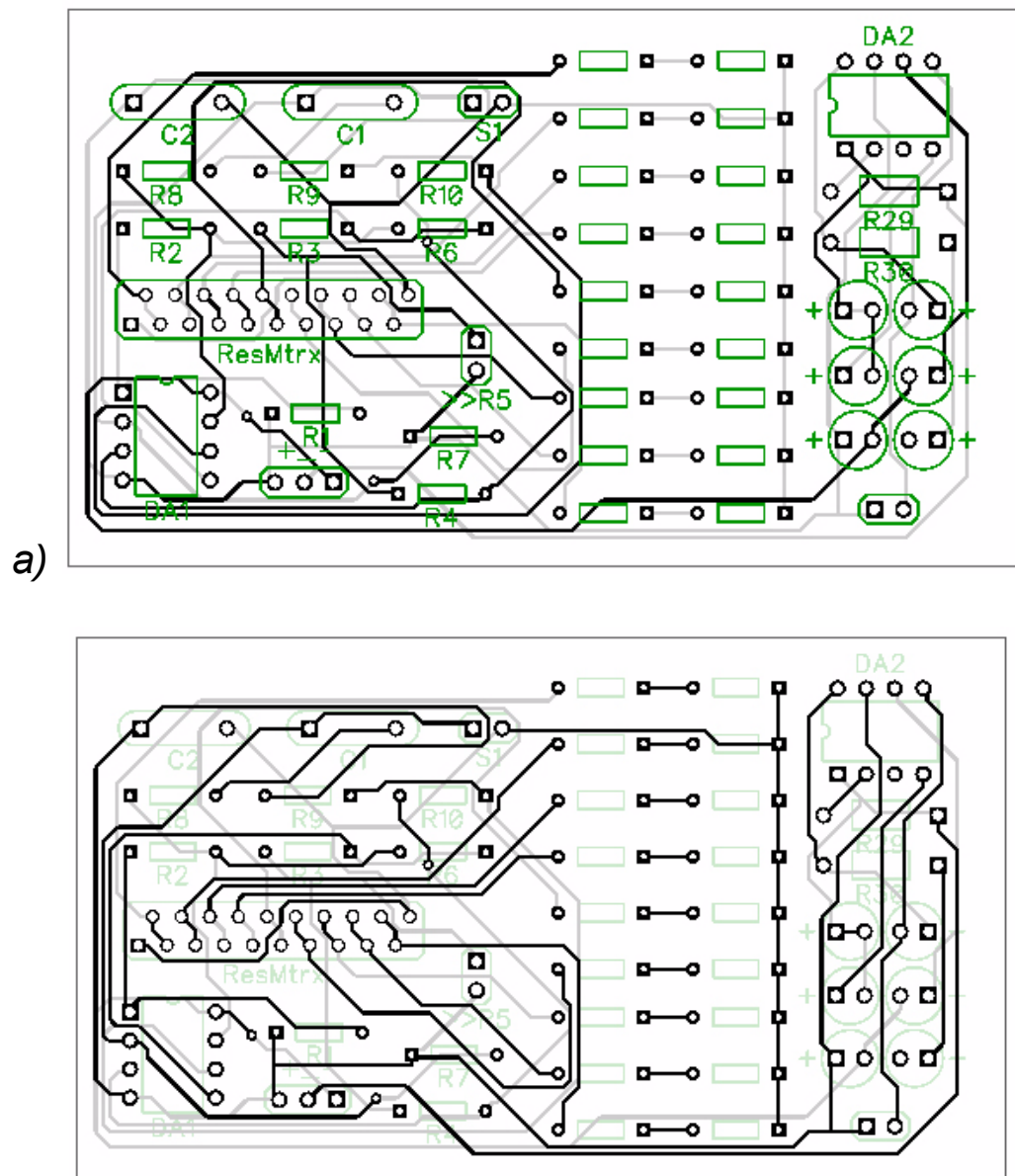


Рисунок 5.2 – Малюнок друкованої плати

5.5 Розрахунок надійності

Для оцінки показника надійності електрохірургічного апарату можливо скористатися методикою, описаною в [14, 15].

Розрахуємо загальну інтенсивність відмов пристрою за формулою (5.2)

$$\lambda_i = \lambda_{0i} \cdot K_1 \cdot K_2 \cdot K_3 \cdot K_4 \cdot \alpha_i(T, K_H), \quad (5.2)$$

де λ_{0i} – номінальна інтенсивність відмов i -го елемента; K_1, K_2 – поправочні коефіцієнти в залежності від механічних факторів (відповідно ударів та вібрації); K_3 – поправочний коефіцієнт в залежності від вологості та температури; K_4 – поправочний коефіцієнт в залежності від тиску повітря; α_i – поправочний коефіцієнт в залежності від температури (T) та коефіцієнта навантаження (K_H);

Коефіцієнти K_1, K_2, K_3, K_4 – однакові для всіх елементів, і складають:

$$K_1=1,04, K_2=1,03, K_3=1, K_4=1.$$

За результатами розрахунку складемо таблицю 5.3.

Таблиця 5.3

Інтенсивності відмов елементів ЕХА

Елементи	$K_{\text{тв}}, N$	$\lambda_{0i} \cdot 10^{-6}, \frac{1}{\text{год}}$	K_{Hi}	$\alpha_i(T, K_{Hi})$	$\lambda_i \cdot 10^{-6}, \frac{1}{\text{год}}$	$\alpha_i \cdot N \cdot \lambda_i \cdot 10^{-6}, \frac{1}{\text{год}}$
Резистори МЛТ	47	0,008	0,5	0,66	0,00264	0,12408
Резистор змінний	1	0,03	0,4	0,20	0,00600	0,00600
Конденсатори керамічні	5	0,03	0,5	0,66	0,01980	0,09900
Діоди, стабілітрони	5	0,05	0,6	0,71	0,03550	0,17750
Транзистори	5	0,3	0,5	0,66	0,19800	0,99000
Цифрові мікросхеми	2	0,3	0,6	0,71	0,21300	0,42600
Аналогові мікросхеми	3	0,4	0,5	0,71	0,15300	0,45900
Роз'єми	2	0,005	0,2	0,05	0,00025	0,00050
Пайка	200	0,0001	0,8	0,85	0,000085	0,01700
Плата	1	0,0001	0,2	0,75	0,000015	0,000015
Разом			-			2,02260

Розрахуємо інтенсивність відмов системи за формулою (5.3):

$$\Lambda = \sum_{i=1}^n \lambda_i = K_1 K_2 K_3 K_4 \sum_{i=1}^n \lambda_{0i} \alpha_i(T, K_{Hi}), \quad (5.3)$$

де n – загальна кількість елементів в системі. Підставивши у формулу відповідні значення з таблиці 7.3, отримаємо $\Lambda = 0,98651 \cdot 10^{-6} \text{ 1/год}$.

Розрахуємо середній час наробітку до відмови системи:

$$T = \frac{1}{\Lambda} = \frac{1}{2,02258 \cdot 10^{-6}} \approx 49442 \text{ год}. \quad (5.4)$$

Ймовірність безвідмовної роботи системи під час наробітку $t_p = 10000 \text{ год}$ (тому що в році 8760 годин, безвідмовна робота протягом 10000 годин вказує на те, що розробник може сміливо давати на свій виріб гарантію 1 рік):

$$P(t_p) = \exp\left(-\sum_{i=1}^n \lambda_i t_p\right) = \exp(-2,02260 \cdot 10^{-6} \cdot 10000) = 0,85, \quad (5.5)$$

або 85%.

						Арк.
						48
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Висновки

У випускній кваліфікаційній роботі представлена розробка електрохірургічного апарату для достовірного видалення онкопухлин. В даній частині проведено розроблення електрохірургічного модулю, що використовує ультразвук як руйнівну силу.

В роботі проведено огляд методів електрохімічного розрізання тканин, оцінено їх переваги та недоліки та вибрано ультразвуковий метод. Було поставлене технічне завдання на розробку, розроблені електричні структурна і принципова схеми пристрою, розроблена конструкція друкованої плати приладу, оцінена його надійність.

Конструктивно прилад складається з трьох частин – електрохірургічного модуля і блоку живлення, розробка яких представлена в даній роботі та діагностичного модуля, яку розробляє інший студент. Габарити друкованих плат 55×45 мм, і 110×55 мм; споживана потужність $1,5$ Вт. Оцінена ймовірність безвідмовної роботи пристрою на протязі 10000 годин склала 85%, середній час напрацювання на відмову майже 50000 годин.

Вимоги, поставлені в технічному завданні, вдалося повністю виконати.

						Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		49

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. *Гетьман И.Б.* Оперативна хірургія – Харков, «Медицина», 2001. – 460с.
2. Ультразвуковий скальпель HARMONIC. [Електронний ресурс] // Режим доступу: <http://www.lorklinika.at.ua/surgery/harmonic.html>.
3. *Белік Д. В.* Принципи побудови імпедансного електрохірургічного апарата для достовірного видалення онкопухлин и уражених біотканин // Медична техніка, №3, 2001. – С. 23-25.
4. *Белік Д.В., Белік К.Д.* Апаратні підходи до практики вимірювання імпедансу біотканин *in vivo* в умовах різної заводової обстановки ЛПУ // Медична техніка, №2, 2003. – С. 38-42.
5. ГОСТ 50331-92 «Інструменти хірургічні. Скальпелі зі змінними лезами» / [Електронний ресурс] // Режим доступу: <http://tehstandart.com/ГОСТ Р 50331-92.htm>.
6. *Hwang J.* Ultrasound in Obstetrics and Gynecology. / Hwang J. // 1st ed. – New York: McGraw-Hill, 2021. – 375 p..
7. *Лосев К.С.* Вода – К.: Гідрометеоіздат, 1989. – 272 с
8. *Луговський О.Ф., Гришко І.А., Зілінський А.І., Шульга А.В., Мовчанюк А.В., Берник І.М.* Ультразвукові кавітаційні технології. Знезараження та фільтрування / *О.Ф. Луговський, І.А. Гришко, А.І. Зілінський, А.В. Шульга, А.В. Мовчанюк, І. М. Берник* – Вінниця: Видавець ФОП Кушнір Ю.В., 2022. – 268 с.
9. *Зіненко В.И., Сорокин Б.П., Турчин П.П.* Основы фізики твердого тіла – К. – 2000. – 333 с.
10. Застосування ультразвуку в різних галузях /Книга плюс, 2008. – 409 с.
11. Ряди номіналів радіодеталей / [Електронний ресурс] // Режим доступу: http://ua.wikipedia.org/wiki/Ряди_номіналів_радіодеталей.

						Арк.
						50
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

12. K174УН8 Електронний ресурс. Режим доступу:
<https://affinage.org.ua/mikroschema-k174un8/>

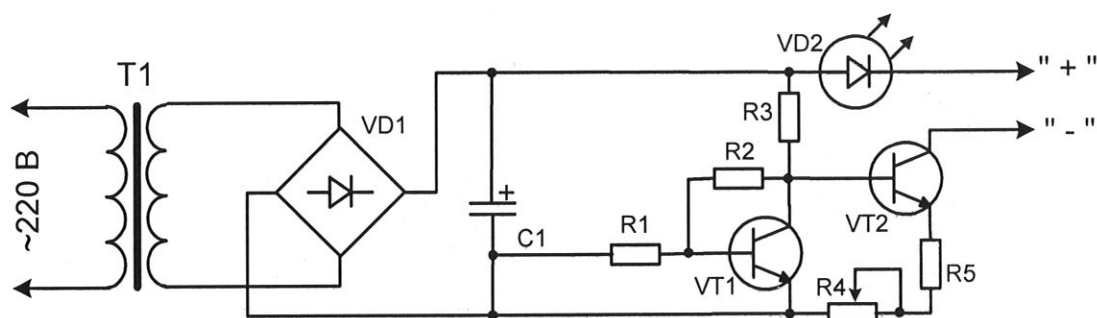
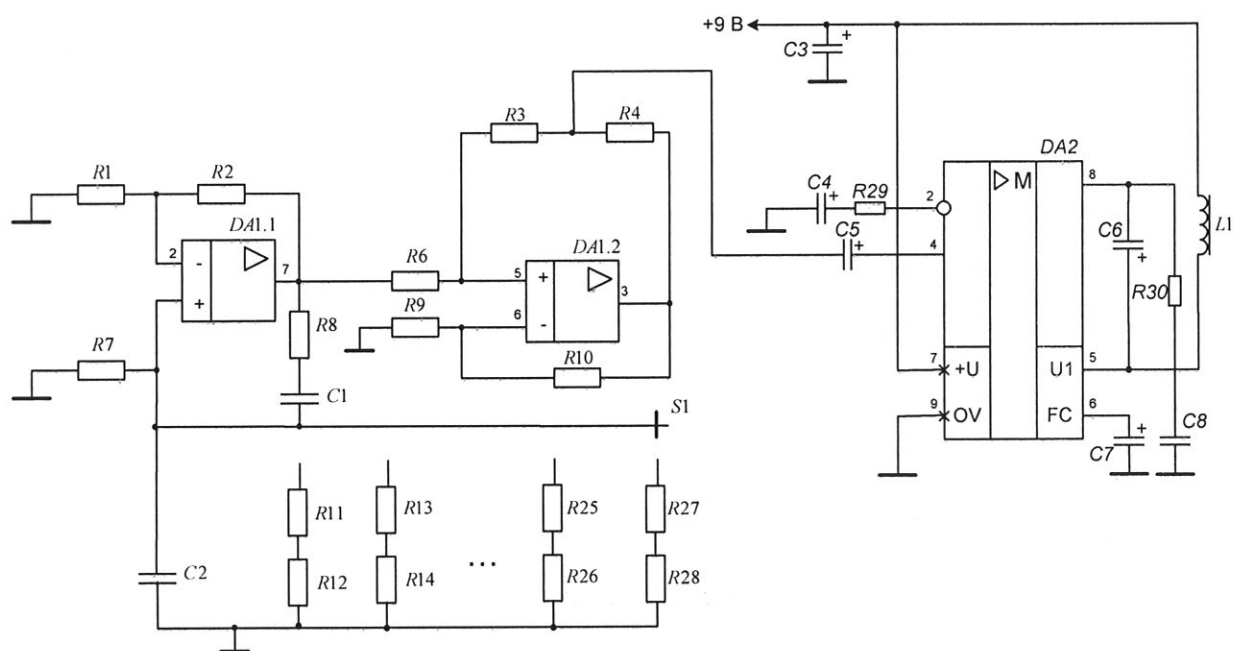
13. Довідник по схемотехніці для радіолюбителя // под ред. В.П. Боровского – К.: Техніка, 1989. – 480 с.

14. О.Л.Коренівська, В.Б. Бенедицький. Теорія надійності, експлуатації та ремонту радіоелектронної та телекомунікаційної техніки. Навчальний посібник. – Житомир: Державний університет «Житомирська політехніка», 2020. – 180 с.

15. Надійність та діагностика технічних систем /Укладачі А.Н.Залужний, Є.С.Купкін. – Ж: ЖІТІ, 1998. – 230 с.

						Арк.
						51
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ПРИНЦИПОВА СХЕМА



					ІКБІ 480 001.003 – ЕЗ				
Змн.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата	Розроблення ультразвукового електрохірургічного апарату. Блок електрохірургічний	Літ.	Арк.	Аркушів	
Розроб.		Сапожник Г.О.							
Перевір.		Коренівська					1	1	
Реценз.						ФІКТ, гр. БІ-20-1			
Н. Контр.		Чухов В.В.							
Затверд.		Чухов В.В.							

ДОДАТОК Б

Позначення	Найменування	Кіль-ть	Примітка
	Резистори		
R1	C2-33-0,125 – 1 кОм ± 2,5%	1	
R2	C2-33-0,125 – 2 кОм ± 2,5%	1	
R3, R4	C2-33-0,125 – 6,4 Ом ± 2,5%	2	
R5	СП-1А – 24 кОм	1	Змінний
R6	C2-33-0,125 – 115 Ом ± 2,5%	1	
R7, R8	C2-33-0,125 – 1 кОм ± 2,5%	2	
R9	C2-33-0,125 – 9,1 кОм ± 2,5%	1	
R10	C2-33-0,125 – 1 кОм ± 2,5%	1	
R11	C2-33-0,125 – 787 Ом ± 1%	1	
R12	C2-33-0,125 – 9,09 Ом ± 1%	1	
R13	C2-33-0,125 – 523 Ом ± 1%	1	
R14	C2-33-0,125 – 8,06 Ом ± 1%	1	
R15	C2-33-0,125 – 392 Ом ± 1%	1	
R16	C2-33-0,125 – 6,04 Ом ± 1%	1	
R17	C2-33-0,125 – 316 Ом ± 1%	1	
R18	C2-33-0,125 – 2 Ом ± 1%	1	
R19	C2-33-0,125 – 261 Ом ± 1%	1	
R20	C2-33-0,125 – 4,02 Ом ± 1%	1	
R21	C2-33-0,125 – 226 Ом ± 1%	1	
R22	C2-33-0,125 – 1 Ом ± 1%	1	
R23	C2-33-0,125 – 196 Ом ± 1%	1	
R24	C2-33-0,125 – 3,01 Ом ± 1%	1	
R25	C2-33-0,125 – 174 Ом ± 1%	1	
R26	C2-33-0,125 – 3,01 Ом ± 1%	1	
R27	C2-33-0,125 – 158 Ом ± 1%	1	
R28	C2-33-0,125 – 1 Ом ± 1%	1	

					ІКБІ 480 001.003 – ПЕ			
Змн.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата	Розроблення ультразвукового електрохірургічного апарату. Блок електрохірургічний	Літ.	Арк.	Аркушів
Розроб.		Сапожник Г.О.					1	1
Перевір.		Коренівська						
Реценз.								
Н. Контр.		Чухов В.В.						
Затверд.		Чухов В.В.				ФІКТ, гр. БІ-20-1		

