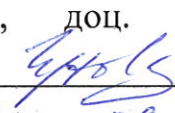


МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ «ЖИТОМИРСЬКА ПОЛІТЕХНІКА»
ФАКУЛЬТЕТ ІНФОРМАЦІЙНО-КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ
КАФЕДРА КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ У МЕДИЦИНІ ТА
ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЯХ

«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.

Діагностичний модуль»

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

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


(дата, підпис)

Сапожник В.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.

Діагностичний модуль»

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

Сапожник В.О.

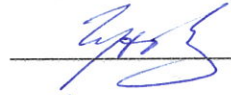
Керівник Коренівська О.Л.

Рецензент Бенедичук 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 Валентина Олеговича

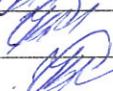
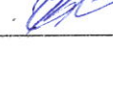
Тема роботи: «Розроблення ультразвукового електрохірургічного апарату.
Діагностичний модуль»

Затверджена Наказом університету від 05 березня 2024 р. №95/с

Термін здачі студентом закінченої роботи 10 червня 2024 р.

- Вихідні дані роботи (зазначається предмет і об'єкт дослідження):
Вимірювання імпедансу тканини. діагностичні частоти 2 кГц і 400 кГц;
форма сигналу синусоїдальна; амплітуда не більше 10 мВ;. 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 діагностичного модулю 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 методів реєстрації біоімпедансу тканини, обрано найефективніший для реалізації; розроблено схему електричну структурну та електричну принципову, розраховані конструктивні характеристики приладу та його надійність.

ABSTRACT

The final qualification work describes the development of a diagnostic module 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 biological tissue; a surgical module, which is used to remove the detected tumors; and a power supply.

A review of methods for registering tissue bioimpedance was conducted, the most effective one was selected for implementation; an electrical structural and electrical circuit was developed, and the design characteristics of the device and its reliability were calculated.

						Лист
Змін	Лист	№ докум	Підпис	Дата		

РЕФЕРАТ

В роботі проводиться розроблення діагностичного блоку ультразвукового електрохірургічного апарату для видалення пухлин, який використовується для більш точнішого визначення локації пухлини, її розмірів та ефективнішої процедури видалення пухлини.

Робота містить 5 частин, висновки, перелік літератури і додатки.

В першому розділі проведено огляд методів визначення імпедансу біотканини, принципи побудови приладів діагностики. Розглянуто їх переваги та недоліки, поставлено завдання на розробку.

В другому розділі розроблено технічне завдання.

В третьому розділі розроблено структурну схема приладу.

В четвертому розділі проведено розрахунки конструктивних блоків діагностичного модуля ЕХА та розроблено електричну принципову схему приладу.

В п'ятому розділі розраховується надійність приладу, габаритні розміри друкованої плати та проводиться розведення друкованої плати.

Робота містить 17 рисунків, 2 таблиці, 2 додатки. Загальний об'єм становить 47 сторінок. Перелік використаної літератури включає 15 найменувань.

ЗМІСТ

Анотація	5
Реферат	6
Вступ	8
1 Огляд літературних джерел	9
1.1. Актуальність підвищення точності локалізації пухлини	9
1.2. Методи вимірювання імпедансу біотканини	10
1.3. Вимірювання імпедансу біотканин <i>in vivo</i>	13
2 Технічне завдання	19
3 Розроблення структурної схеми	20
4 Розроблення принципової схеми	21
4.1 Розробка генераторів діагностичного сигналу	19
4.2 Розробка комутатора	26
4.3 Розробка перетворювача імпеданс – напруга	27
4.4 Вибір мікроконтролера, АЦП і ЦАП	33
5 Конструкторська частина	36
5.1 Розрахунок габаритних розмірів друкованої плати	36
5.2 Розрахунок надійності	37
5.3 Розрахунок малюнка друкованих плат	38
Висновки	43
Перелік використаних джерел	44
Додаток А	46
Додаток В	47

					ІКБІ.480 001.002 – ПЗ			
Змн.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата	Розроблення ультразвукового електрохірургічного апарату. Діагностичний модуль	Літ.	Арк.	Аркушів
Розроб.		Сапожник В.О.					7	47
Перевір.		Коренівська						
Реценз.								
Н. Контр.		Чухов В.В.						
Затверд.		Чухов В.В.				ФІКТ, гр. БІ-20-1		

ВСТУП

Онкологічні захворювання залишаються однією з головних причин смертності в усьому світі. Рання діагностика і точна оцінка патологічних змін у тканинах значно підвищують шанси на успішне лікування і одужання пацієнтів. У цьому контексті розробка доступного, ефективного та неінвазивного діагностичного приладу для вимірювання рівня імпедансу тканини стає надзвичайно актуальною. Прилад, здатний визначати зміни в імпедансі тканин, може бути використаний як у великих медичних центрах, так і в умовах первинної медичної допомоги. Він дозволить проводити швидку оцінку стану тканин і виявляти патологічні зміни на ранніх стадіях.

Розробка такого приладу також має велике значення для наукових досліджень у галузі біології та медицини. Вимірювання імпедансу тканин дозволяє вивчати різні фізіологічні та патологічні процеси, що сприятиме розвитку нових методів діагностики та лікування.

Важкість повного видалення онкологічних пухлин різних органів і уражених біотканин є на теперішній час однією з проблем, які не дозволяють достовірно виключити при хірургічному втручанні подальше метастазування або запальні процеси через велику ймовірність їх неповного видалення.

Для того, щоб під час хірургічного втручання оцінювати структуру біотканин, проводяться вимірювання імпедансу як нормальних, так і патологічних біотканин на двох частотах та обчислення коефіцієнту поляризації.

Отже, створення діагностичного приладу для вимірювання рівня імпедансу тканин є надзвичайно актуальним завданням, що сприятиме покращенню якості медичної допомоги і підвищенню ефективності боротьби з онкологічними захворюваннями.

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

1 ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ

1.1 Актуальність підвищення точності локалізації пухлини

Важливим при проведенні оперативних втручань є розрізняти чіткі контури та границі пухлини, що підвищить ефективність їх видалення, оскільки буде видалено всі паталогічні тканини.

Для збільшення достовірності видалення шкідливих новоутворень необхідно орієнтуватися за показами спеціальних діагностичних приладів, які дають змогу розрізняти контури та найдрібніші елементи пухлини. Найчастіше використовують такі способи отримання такої діагностичної інформації: оптичний [1]), ультразвуковий [2] та імпедансний [3, 4].

Перший спосіб дозволяє помітити найдрібніші деталі і часточки новоутворень за рахунок сильного збільшення роздільної здатності людського ока, але значно звужує поле зору і тому завжди є ризик пропустити групи уражених клітин, які розміщені поряд з основним паталогічним новоутворенням, але не належать йому [1].

Другий спосіб може бути застосований лише тоді, коли густина паталогічних новоутворень на ділянці операції відрізняється від густини нормальних тканин хоча б на 5...10% [2], і, крім того, він має принципово обмежену роздільну здатність порядку 0,05 мм.

Третій спосіб ґрунтується на вимірюванні імпедансу, дисперсії та коефіцієнту поляризації біотканини [3].

Конструктивно таке покращення можна реалізувати введенням ланки зворотного зв'язку у електрохірургічний апарат, а саме безпосередньо діагностичний блок, який даватиме точну інформацію про локалізацію паталогічного новоутворення і завдяки цьому має можливість повністю видалити його (рисунок 1.1).

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

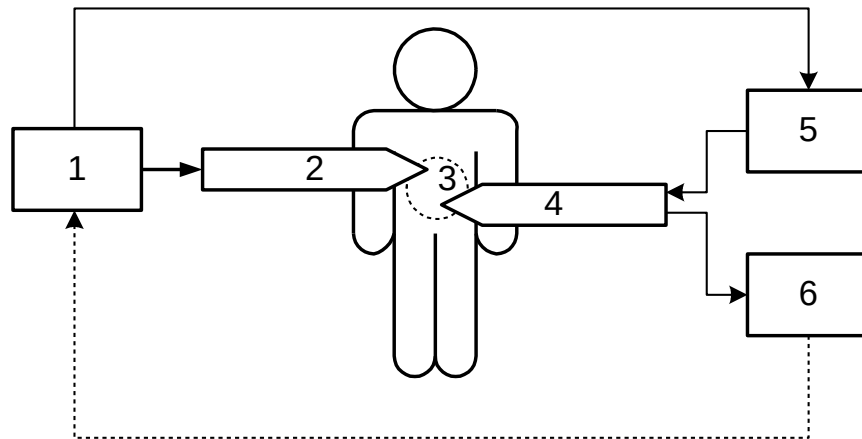


Рисунок 1.1 – Спрощена структурна схема ЕХА зі зворотним зв’язком

1 – джерело енергії; 2 – скальпель або електрод, яким відбувається різання; 3 – уражена ділянка на тілі хворого; 4 – засіб діагностування; 5 – джерело енергії для засобу діагностування; 6 – індикаторний пристрій

Ланка такого зворотного зв’язку має дві складові. Блоки 4, 5 – це вимірювальний перетворювач, за допомогою якого отримується інформація про стан біотканини. Другою складовою є індикатор 6, який на основі отриманої інформації подає сигнал, нормальни або патології біотканини.

1.2 Методи вимірювання імпедансу біотканини

Імпедансні електрохірургічні апарати використовуються для різних медичних процедур, включаючи діагностику та лікування онкологічних захворювань. Ці апарати базуються на принципі вимірювання електричного імпедансу тканин [5, 6], що дозволяє отримувати інформацію про їхні фізичні та біологічні властивості. Імпеданс є комплексним показником, що характеризує опір тканин змінному електричному струму, і включає два компоненти: активний опір (резистанс) та реактивний опір (реактанс).

Вимірювання імпедансу тканин є важливим діагностичним методом, який може значно покращити виявлення і моніторинг онкологічних

захворювань. Розглянемо методи вимірювання імпедансу тканин які можна використовувати при онкології.

1. Двоточковий метод [5]

Принцип роботи методу полягає в застосуванні двох електродів, між якими пропускається змінний струм та вимірюється напруга між цими електродами для визначення імпедансу. Використовується для початкової оцінки імпедансу тканин. Цей метод простий у виконанні, але точність може бути знижена через вплив контактного опору. Метод легкий і швидкий у проведенні вимірювань та не потребує наявності складного та дорого вартісного обладнання.

Недоліком методу є обмежена точність через контактний опір та менша точність порівняно з іншими методами.

2. Чотирьохточковий метод (метод Тетраполярної імпедансної спектроскопії) [7]

Використання чотирьох електродів: два для подачі струму і два для вимірювання напруги. Вимірювання напруги здійснюється незалежно від струмових електродів, що мінімізує вплив контактного опору. Широко використовується для детальної діагностики тканин. Застосовується в дослідженнях і клінічних умовах для оцінки стану тканин при онкології.

Переваги: висока точність вимірювань та мінімальний вплив контактного опору.

Недоліки: більш складне обладнання порівняно з двоточковим методом. Потребує точної установки електродів.

3. Імпедансна спектроскопія [8]

Принцип роботи: застосування змінного струму різних частот для вимірювання імпедансу тканин на кожній частоті. Подальший аналіз

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

частотного спектру імпедансу для отримання детальної інформації про властивості тканин. Використовується для виявлення і характеристики різних типів тканин, включаючи пухлинні. Дозволяє отримувати інформацію про клітинну структуру, вміст води та інші характеристики тканин.

Переваги: висока інформативність та можливість отримання детальної інформації про структуру і стан тканин.

Недоліки: складність інтерпретації даних, необхідність спеціалізованого обладнання.

4. Локалізоване вимірювання імпедансу [5]

Використання спеціалізованих датчиків для вимірювання імпедансу в конкретних ділянках тканин. Можливість зосередження на певних областях для більш точного аналізу. Використовується для виявлення пухлин і оцінки їх розмірів і розташування. Застосовується під час операцій для точного видалення пухлинних тканин.

Переваги: висока точність локалізації, можливість детального аналізу окремих ділянок.

Недоліки: необхідність точного позиціонування датчиків, потребує досвідченого медичного персоналу.

5. Електроімпедансна томографія (EIT) [5]

Використання великої кількості електродів, розташованих навколо тіла або органу. Вимірювання імпедансу між різними парами електродів для створення зображень внутрішніх структур. Створення детальних тривимірних зображень внутрішніх органів і тканин. Використовується для візуалізації пухлин і інших патологічних змін.

Переваги: висока просторова роздільна здатність, можливість отримання тривимірних зображень.

Недоліки: складність обладнання і процедури, висока вартість.

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

Ці методи вимірювання імпедансу тканин є потужними інструментами для діагностики та моніторингу онкологічних захворювань. Вони дозволяють отримувати точну і детальну інформацію про стан тканин, що сприяє ефективному лікуванню і покращенню результатів терапії.

1.3 Вимірювання імпедансу біотканин

Поняття імпедансу біотканин

Імпеданс біологічних тканин — це характеристика, яка відображає опір тканин організму електричному струму. Він включає як активний опір, так і реактивний опір, обумовлений ємністю та індуктивністю тканин.

$$Z = R + X. \quad (1.1)$$

Активний опір R характеризує здатність живого тіла протидіяти проходженню крізь нього електричного струму I . Реактивна складова опору X є чутливою до зміни електричного струму. Матеріальним субстратом активного опору R в біологічному об'єкті є рідини (клітинна і позаклітинна), що мають іонний механізм провідності. Субстратом реактивного опору X_C (діелектричний компонент імпедансу) є клітинні мембрани [3].

У біологічних середовищах (тканинах) комплексна складова електричного імпедансу є ємнісною

$$X_c = \frac{1}{2\pi f C}. \quad (1.2)$$

де f – частота пов'язана з поляризацією клітинних мембран [8, 9], C – ємність мембрани клітини.

При порушенні цілісності клітинних мембран ємнісна складова електричного імпедансу зникає [9]. Як на високих ($\infty \rightarrow f$), так і на низьких ($0 \rightarrow f$) частотах тканина має деякий опір [9].

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

Зі збільшенням частоти фонового електромагнітного поля зменшується ємнісний опір та імпеданс мембрани клітин. На частотах $10^4 \dots 10^8$ Гц впливають на внутрішньоклітинні структури, що визначає участь в сумарній електропровідності біотканин іонів як позаклітинних так і внутрішньоклітинних структур.

Опір біологічного об'єкта зменшується під час збільшення частоти змінного струму до деякого значення, після чого залишається практично сталим. Це явище називають дисперсією імпедансу [4].

За певної частоти опір біологічного об'єкта залишається сталим, якщо не змінюється його фізіологічний стан. Внаслідок ушкодження тканини опір її зменшується до певного мінімального значення, яке буде відповідати її відмиранню. Дисперсія імпедансу спостерігається лише в живих тканинах. Після відмирання тканини опір від частоти не залежить [5].

На рисунку 1.2 представлена еквівалентна імпедансна схема біологічного об'єкту [9].

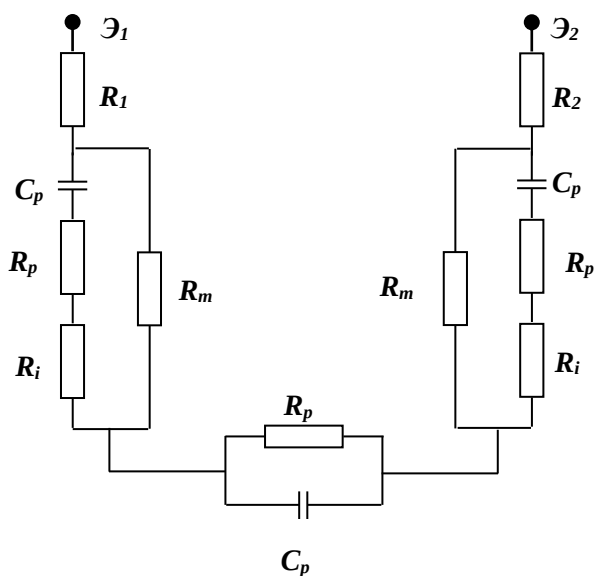


Рисунок 1.2 – Еквівалентна імпедансна схема біологічного об'єкту

R_1, R_2 – активні складові опору вимірювальних електродів;

R_p, C_p – реактивні складові імпедансу; R_i – опір цитоплазми;

R_m – опір міжклітинної рідини.

Також зниження значення ємнісного опору пов'язують із порушенням діелектричних властивостей мембран клітин та збільшенням доли пошкоджених клітин в організмі. І, навпаки, підвищені значення ємнісного опору відображають кращий стан мембран клітин. Питомий опір біологічних тканин на заданій частоті зондування може істотно змінюватися під впливом різних фізіологічних факторів [7].

Також у клінічній практиці застосовується метод вивчення дисперсії Z для оцінки життєздатності органів та тканин. При спрощеному варіанті вимірюють лише два значення Z на низькій (зазвичай близько 10^2 Гц) і високій (більше 10^6 Гц) частотах, відповідних тим частотним діапазонам, де крива дисперсії імпедансу йде більш полого, ніж на середньочастотній ділянці крутого спаду. Відношення цих величин називають коефіцієнтом поляризації (K_p):

$$K_p = Z_{нч}/Z_{вч} \quad (1.3)$$

де $Z_{нч}$ – імпеданс на низькій частоті, $Z_{вч}$ – імпеданс на високій частоті. Життєздатна тканина має $K_p > 1$, причому значення коефіцієнта поляризації тим більше, чим вищий рівень обміну речовин у даній тканині і чим краще збереження її структурної цілісності. При відмиранні тканини її K_p прагне до 1 [8].

Застосування біоімпедансометрії дає можливість кількісно оцінити стан органів і систем організму при різних захворюваннях, а також виявити зміни у тканинах, які спричинені термічними ураженнями, лікарськими препаратами, фізичними та іншими навантаженнями. Імпедансна спектроскопія дозволяє:

- Діагностувати різні захворювання, такі як рак, діабет, інсульт та серцево-судинні захворювання, оскільки вони характеризуються змінами провідності тканин [5];

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

- Оцінювати стан тканин та органів, включаючи їх гідратацію, наявність запальних процесів і некротичних змін.
- Проводити моніторинг фізіологічних параметрів, таких як артеріальний тиск, рівень цукру в крові, і стан серцево-судинної системи.
- Ракова тканина має на 10-20% вищу провідність, в порівнянні з тканиною, з якої та розвинулася, що дає змогу її локалізувати на фоні останньої [4].

Схемні рішення для вимірювання імпедансу біотканин існує багато [9]. Виділяють вимірювання на постійному струмі, але вони мають сильні артефакти за рахунок поляризації електродів і нагріву об'єкту. Тому вимірювання на постійному струмі не набули широкого поширення.

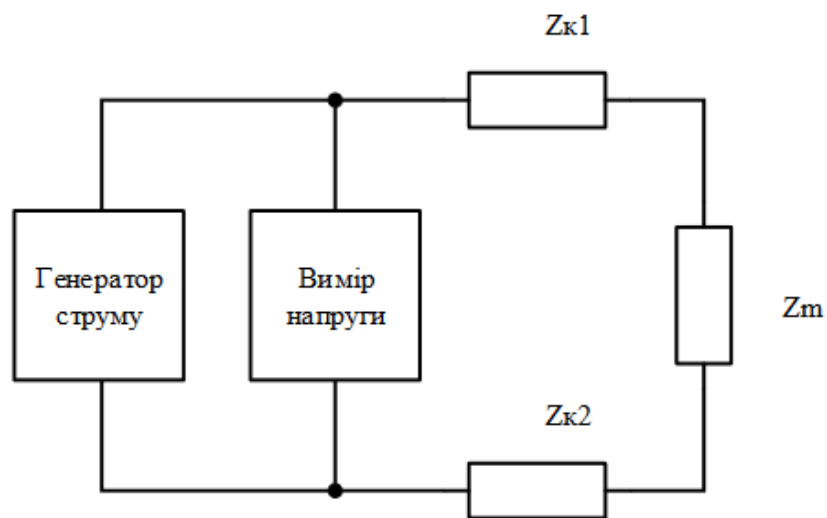
Найбільш поширені прилади і пристрою на змінному електричному струмі різних частот [9]. Незважаючи на більш складну апаратну реалізацію приладів, дані методи мають значну перевагу, оскільки значно позбавитися впливу поляризації електродів.

Схематично використовуються дві схеми вимірювання біоімпедансу: двохелектродна, або біполярна (рис. 1.3 а), та чотирьохелектродна, або тетраполярна (рис. 1.3 б).

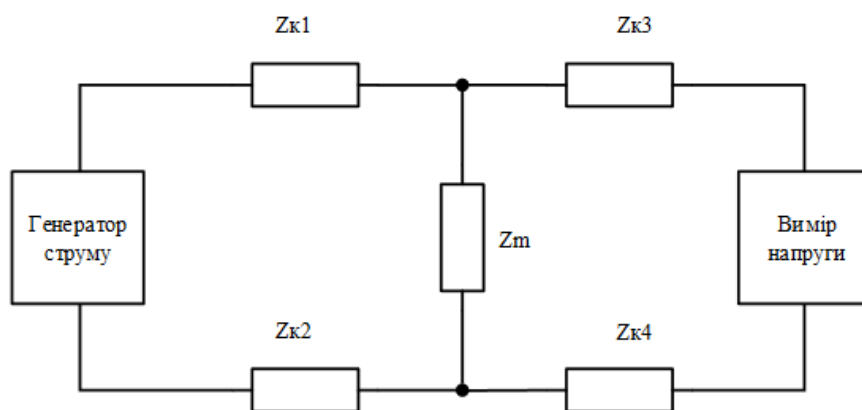
За використанням біполярної методики вимірювання загальний імпеданс дорівнюватиме сумі імпедансу ділянки тіла та двох імпедансів контакту. Через неможливість визначення імпедансів контакту, що робить неможливим точний вимір імпедансу ділянки тіла, область застосування біполярної методики виміру обмежена.

Тетраполярна методика застосовує дві пари електродів, кожна з яких виконує тільки одну функцію – подача струму або вимірювання напруги. Якщо вхідний імпеданс вимірювача напруги набагато більший, ніж імпеданс вимірюваної ділянки тіла, то струм на вимірювальних електродах буде невеликий, і, відповідно падіння напруги на контактах Z_{k3} і Z_{k4} буде несуттєвим. Тому тетраполярна схема більш поширена у використанні.

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



а)



б)

Рисунок 1.3 – Схеми вимірювання імпедансу тканини

Коефіцієнт поляризації

Доведено [1, 8, 9], що поряд з безпосереднім вимірюванням імпедансу біотканини значно більше інформації можливо отримати за допомогою величини, яка носить назву коефіцієнту поляризації [1], і обчислюється за формулою

$$K_{\text{поляр}} = \frac{Z_{f_1}}{Z_{f_2}}, \quad (1.4)$$

де Z_{f_1} і Z_{f_2} – імпеданси біотканини, виміряні на частотах f_1 і f_2 , причому

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

$f_1 < f_2$. В роботах [1, 8, 9] рекомендується використовувати частоти $f_1 = 2$ кГц і $f_2 = 400$ кГц.

Діагностична цінність коефіцієнту поляризації в тому, що при $K_{\text{поляр}} \rightarrow 1$ для конкретної біотканини означає, що її структура наближена до відмираючої [8], що надзвичайно важливо для діагностики та локалізації онкопухлин. Також доброякісні пухлини та злоякісні значно відрізняються по коефіцієнту поляризації, що дає змогу їх розрізняти.

Розглянемо приклад схеми, що використовується для вимірювання імпедансу тканини та використовують фазочутливий синхронний детектор, який в найпростішому випадку є ключем, що синхронно працює, тактуючись від джерела змінної напруги U_{in} (рис. 1.4) [8].

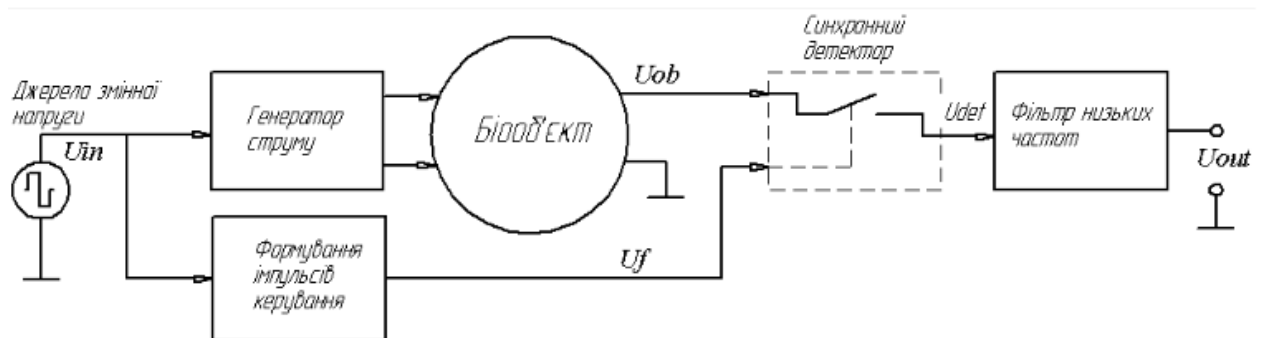


Рисунок 1.4 – Схема вимірювання електричного імпедансу тканини

Напруга U_{ob} зсунута по фазі щодо U_{in} на величину $\omega = 1/\tau$, де τ – часова затримка між U_{ob} та U_{in} . Крім того, за рахунок активного опору середовища біоб'єкта різними будуть і амплітуди U_{ob} та U_{in} . Аналітично це можна записати у вигляді рівності

$$U_{ob}(t + \tau) = k \cdot U_{in}(t).$$

Якщо напруга $U_{in}(t)$ змінюється за законом періодичної функції так, що

$$U_{in}(t) = U_{in}(t+T) = \begin{cases} 1, & 0 \leq t \leq \frac{T}{2}, \\ -1 & \frac{T}{2} < t \leq T \end{cases},$$

де T – період прямування імпульсів, і ключ синхронного детектора вмикається в моменти часу

$$U_f(t) = \begin{cases} 1, & 0 \leq t \leq \frac{T}{2}, \\ 0 & \frac{T}{2} < t \leq T \end{cases},$$

то на виході синхронного детектора (рис. 2) отримаємо сигнал U_{det} , який є добутком U_{ob} та U_f :

$$U_{det}(t) = U_{ob}(t + \tau)U_f(t).$$

Для отримання постійної напруги U_{out} , пропорційної до величини електричного імпедансу ділянки досліджуваного тіла, проводиться низькочастотна фільтрація U_{det} . Параметри низькочастотного фільтра вибираються такими, щоб досягти компромісу між величиною пульсацій вихідної напруги U_{out} та динамічними характеристиками вимірювальної системи, її інерційністю.

2 ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ

2.1 Призначення та умови роботи приладу

Прилад призначено для електрохірургії онкопухлин. Сфера застосування – операційні (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, яка дозволяє визначити область тканини, що уражена онкопухлиною, чітко визначити розміри та локалізацію пухлини.
2. Електрохірургічна частина – ультразвуковий скальпель.
3. Блок живлення.

2.2 Електричні характеристики

1. Діагностична частина

- Робочі частоти 2 кГц і 400 кГц;
- Форма сигналу: синусоїдальний;
- Амплітуда сигналу: не більше 10 мВ;
- Стрілочна індикація результату.

2.3 Конструктивні вимоги

Прилад стаціонарний. Живлення від електромережі 220 В, 50 Гц.

						Арк.
						20
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

3 РОЗРОБЛЕННЯ СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ

Необхідно розробити структурну схему приладу діагностики і достовірного розпізнавання границь онкопухлини використовуючи метод вимірювання імпедансу. В подальшому модуль ЕХА, який виконує цю задачу, будемо називати діагностичним. Узагальнену структурну схему діагностичного модулю електрохірургічного апарату наведено на рис. 3.1.

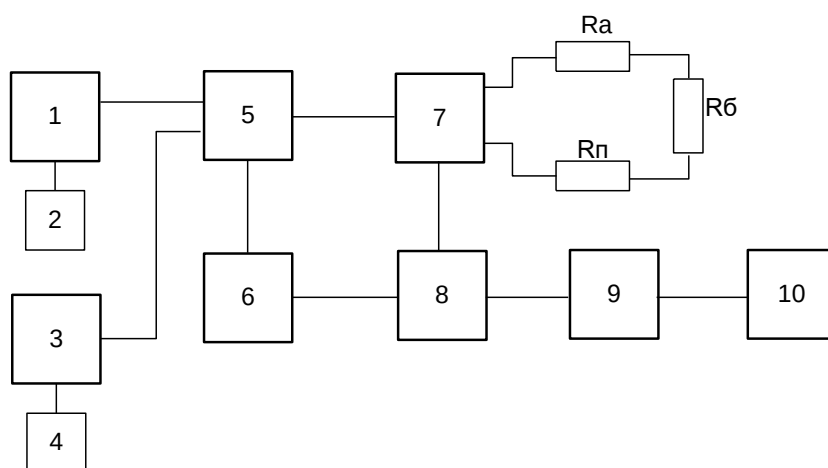


Рисунок 3.1 – Структурна схема діагностичного модуля ЕХА

1 – генератор частоти f_1 ; 2 – стабілізатор частоти f_1 ; 3 – генератор частоти f_2 ; 4 – стабілізатор частоти f_2 ; 5 – комутатор; 6 – таймер; 7 – вимірювальний перетворювач імпеданс–напруга; 8 – АЦП; 9 – мікроконтролер або ЕОМ; 10 – пристрій індикації результату; R_a – активний електрод; R_n – пасивний електрод; Z_6 – комплексний опір біотканини.

В діагностичному модулі присутні два генератори – на частоти f_1 і f_2 , на яких проводиться вимірювання імпедансу біотканини і для яких обчислюється коефіцієнт поляризації. Сигнали від генераторів стабілізуються і подаються через комутатор на вимірювальний перетворювач імпеданс–напруга. Комутатор керується таймером і таким чином можливо регулювати швидкість вимірювання. Цим же таймером керується аналого-цифровий перетворювач (АЦП), який видає результат для мікроконтролера або ЕОМ, на якому обчислюється коефіцієнт поляризації.

4 РОЗРАХУНОК ПРИНЦИПОВОЇ СХЕМИ

У відповідності до структурної схеми, на рис. 3.1, синтезуємо електричну принципову схему діагностичного блоку ЕХА, виберемо елементну базу та проведемо необхідні електротехнічні розрахунки.

4.1 Розробка генераторів діагностичного сигналу

Для роботи приладу необхідно генерувати синусоїдальні коливання частотою 2 кГц та 400 кГц. Генерувати напругу можна реалізувати використовуючи вбудовані до мікроконтролерів ЦАП, ШИМ, або зовнішні пристрої. В нашому випадку дані генератори будуватимемо на базі операційного підсилювача (рис. 4.1), охопленого позитивним і негативним зворотнім зв'язком з використанням мосту Віна, включеного в ланку позитивного зворотного зв'язку (рис. 4.2).

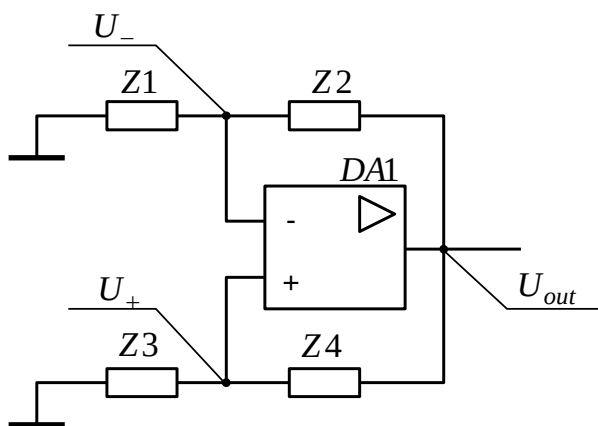


Рисунок 4.1 – Генератор синусоїдальних коливань на операційному підсилювачі

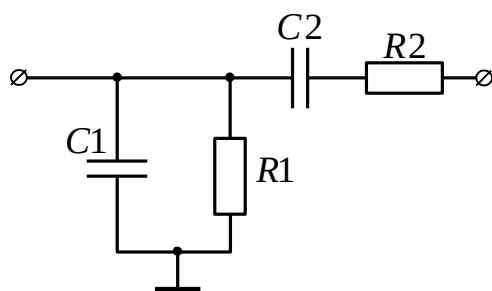


Рисунок 4.2 – Міст Віна

Умовою виникнення незатухаючих коливань на виході операційного підсилювача є баланс амплітуд і фаз та забезпечення умови 4.1 [10]

$$\frac{U_-}{U_+} = \frac{1}{3}, \quad (4.1)$$

напруги U_- позитивного та U_+ негативного зворотних зв'язків (рис. 4.1).

З [10]

$$\frac{U_{out}}{U_+} = \left(\frac{Z_3}{Z_3 + Z_4} \right) \left(\frac{Z_1 + Z_2}{Z_1} \right). \quad (4.2)$$

З використанням мосту Віна, умова 4.1 виконується при рівності параметрів $R_1 = R_2$ і $C_1 = C_2$, та співвідношенні 4.3.

$$\frac{Z_1}{Z_2} = \frac{1}{2}. \quad (4.3)$$

Цю умову забезпечимо за допомогою двох резисторів, опір одного з яких вдвічі більший за другого, (візьмемо опори 1 кОм та 2 кОм .)

При виконанні умови $R_1 = R_2 = R$ і $C_1 = C_2 = C$, частота коливань становить:

$$f = \frac{1}{2\pi RC}, \quad (4.4)$$

тоді

$$R = \frac{1}{2\pi C \cdot f}, \quad (4.5)$$

Для обмеження рівня струму використаємо перетворювач Хауланда, схема якого наведена на рисунку 4.3.

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

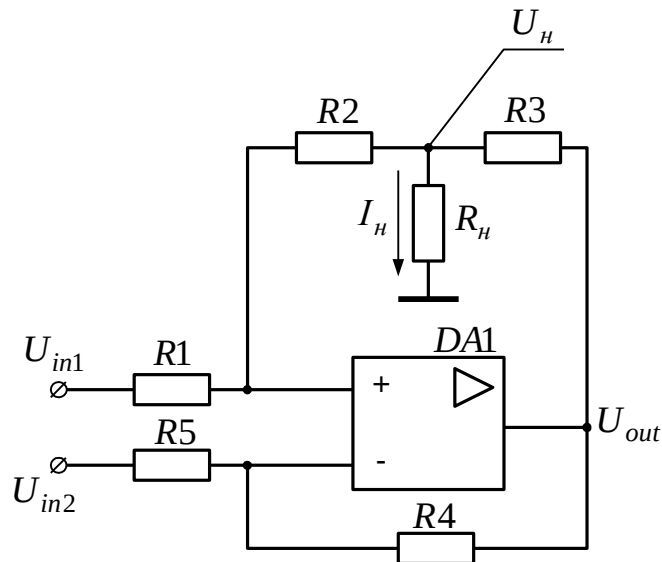


Рисунок 4.3 – Перетворювач Хауленда [10]

Максимальна напруга навантаження перетворювача [10]

$$U_{H \max} = (U_{in1} - U_{in2})_{\max} \cdot \beta \cdot \frac{R4}{R5}, \quad (4.6)$$

де β – коефіцієнт зворотного зв'язку (для LM328 $\beta_{\max} = 1000$).

Приймемо $R2 = R3 = R$, і розрахуємо значення β

$$\beta = \frac{R_H}{R} \Rightarrow R = \frac{R_H}{\beta} = \frac{51,2}{8} = 6,4 \text{ Ом}, \quad (4.7)$$

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

Розрахуємо опір резистора $R1$:

$$R1 = 2R \frac{R5}{R4} = 2 \cdot 6,4 \cdot \frac{9100}{1000} = 116,48 \text{ Ом}, \quad (4.8)$$

Вибираємо значення з ряду E96, $R1 = 115 \text{ Ом}$.

Для забезпечення напруги $(U_{in1} - U_{in2})_{\max} = 9 \text{ В}$ вивід U_{in2} заземлимо.

Даний перетворювач для обох генераторів виконаємо у вигляді одного вузла, оскільки вихідний струм у них однаковий струм. Задавши початкові дані $U_{H\max} = 0,1 \text{ В}$, $I_{H\max} = 10 \text{ мкА}$, $\beta = 10$, отримаємо:

$$R_H = \frac{U_{H\max}}{I_{H\max}} = \frac{0,1}{10 \cdot 10^{-6}} = 10000 \text{ Ом};$$

$$\frac{R4}{R5} = U_{H\max} \beta = 0,1 \cdot 10 = 1 \Rightarrow R4 = R5 = 1 \text{ кОм};$$

$$R2 = R3 = R = \frac{R_H}{\beta} = \frac{10000}{10} = 1000 \text{ Ом};$$

$$R1 = \frac{R_H}{R} = \frac{10000}{1000} = 10 \text{ Ом}.$$

Розрахуємо ємності для діагностичних частот. Генератор 2 кГц :

$$C = 0,22 \text{ мкФ}; R = \frac{1}{2\pi C \cdot f} \Rightarrow \frac{1}{2 \cdot 3,14 \cdot 0,22 \cdot 10^{-6} \cdot 2000} = 362 \text{ Ом}.$$

З номінального ряду опорів обираємо опір: $357 \text{ Ом} + 4,99 \text{ Ом}$.

Результат моделювання роботи генератора синусоїдального коливання частотою 2 кГц наведено на рис. 4.4.

Генератор 400 кГц :

$$C = 0,01 \text{ мкФ}; R = \frac{1}{2\pi C \cdot f} \Rightarrow \frac{1}{2 \cdot 3,14 \cdot 0,01 \cdot 10^{-6} \cdot 400000} = 40 \text{ Ом}.$$

З номінального ряду опорів обираємо найближче значення: $40,2 \text{ Ом}$.

Результати моделювання роботи генератора синусоїдального сигналу з частотою 400 кГц наведені на рис. 4.5.

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

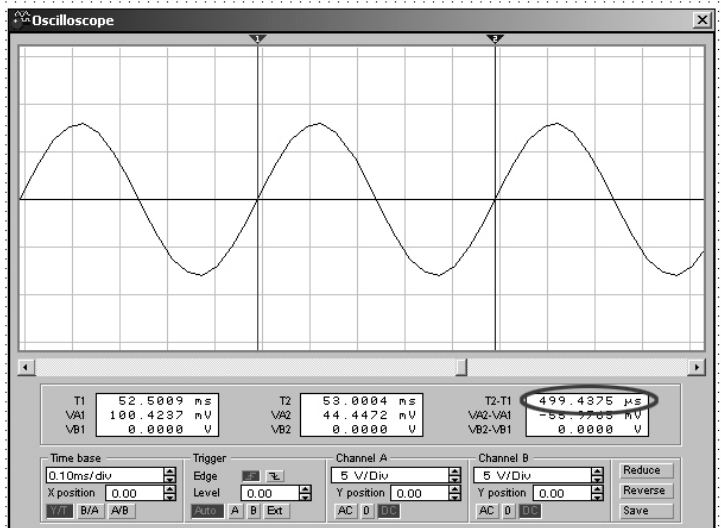
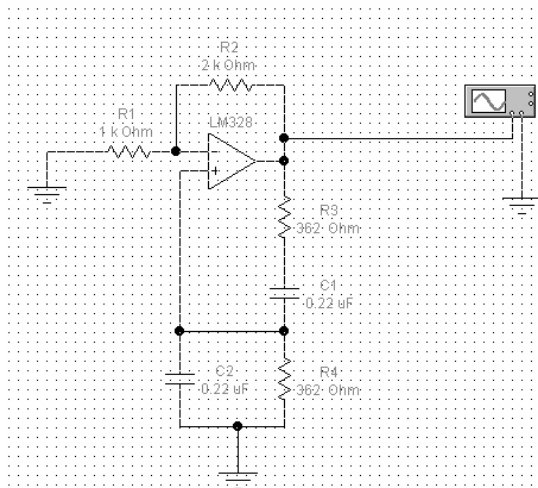


Рисунок 4.4 – Моделювання роботи генератора синусоїдального сигналу 2 кГц

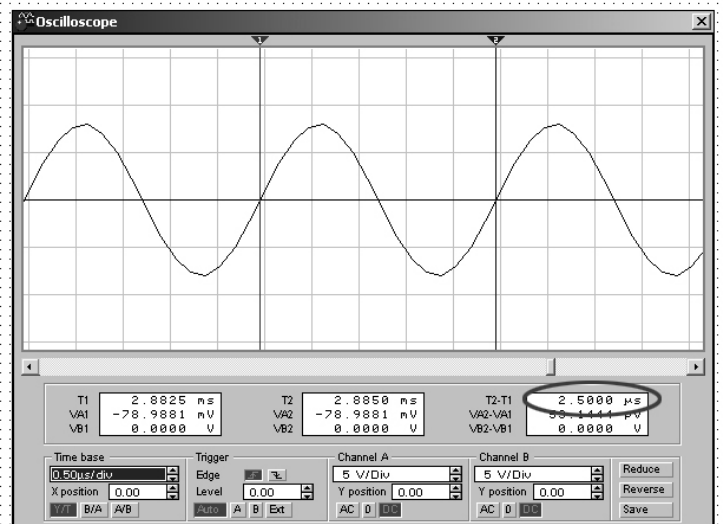
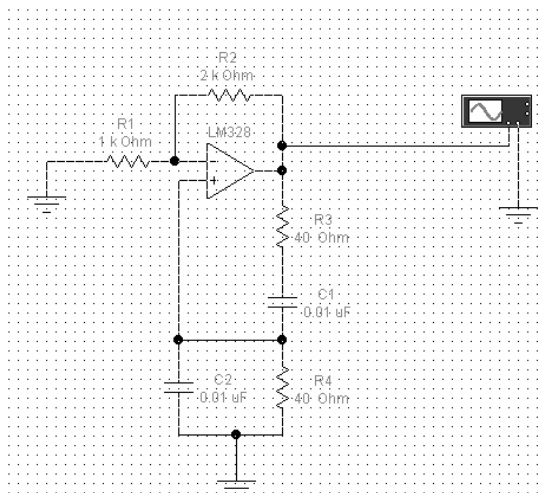


Рисунок 4.5 – Моделювання роботи генератора синусоїдального сигналу 400 кГц

4.2. Розробка комутатора

Перемикання каналів генераторів на 2 кГц і 400 кГц, відбувається за допомогою комутатора. Найпростіша схема компаратора наведена на рис. 4.6 [11], зібрана на двох польових і одному біполярному транзисторах.

Технічні характеристики BC264B

Максимальна допустима напруга витік–стік 30 В,

Струм витік–стік 3,5 – 6,5 мА

Гранична робоча частота 100 МГц.

Потужність 300 мВт.

Час затримки 3 мс.

Технічні характеристики Q2N164E

Максимальна допустима напруга колектор–емітер 64 В,

Гранична робоча частота 10 МГц.

Потужність 300 мВт.

4.3 Розробка перетворювача імпеданс – напруга

Найбільш поширені два типи схем перетворювачів “імпеданс – напруга”: потенціометрична (рисунк 4.7, а) і мостова (рисунк 4.7, б). Обидві схеми можуть працювати як на постійній, так і на змінній напрузі, а також як з чисто активними, так і з комплексними опорами [12]. Вихідна напруга для потенціометричної схеми:

$$U_{вих} = U_{вх} \frac{Z_0}{Z_0 + Z_x}, \quad (4.10)$$

для мостової схеми:

$$U_{вих} = U_{вх} \frac{Z_2 Z_3 - Z_1 Z_x}{(Z_1 + Z_2)(Z_3 + Z_x)}, \quad (4.11)$$

де Z_x – вимірюваний опір (рис. 4.7).

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

Схеми перетворювачів є нелінійними. Оскільки більшу нелінійність має потенціометрична схема (рис. 4.8), тому використаємо мостову схему (рисунок 4.9). Для побудови графіків в середовищі MathCAD 13 було прийнято $U_{\text{вх}} = 0,1 \text{ В}$.

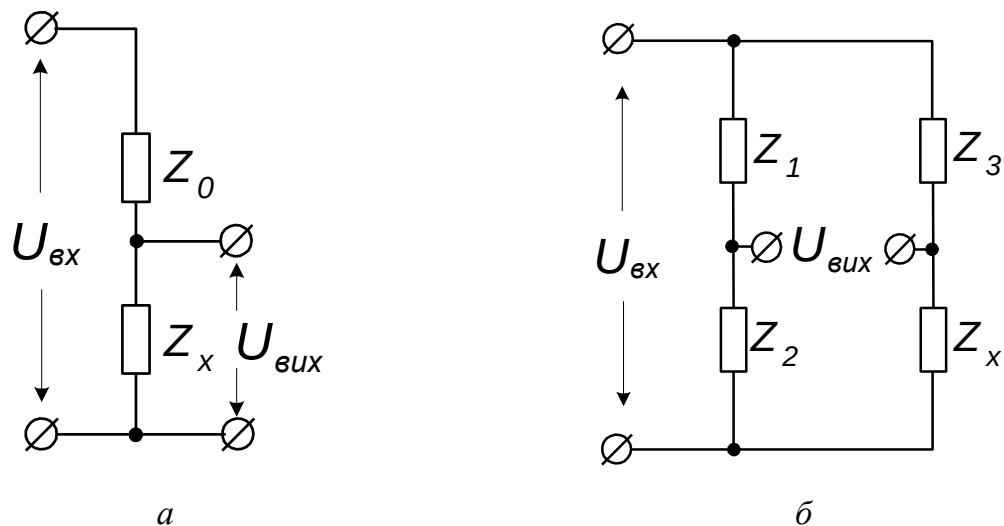


Рисунок 4.7 – Потенціометрична (а) і мостова (б) схеми перетворювачів “імпеданс – напруга”

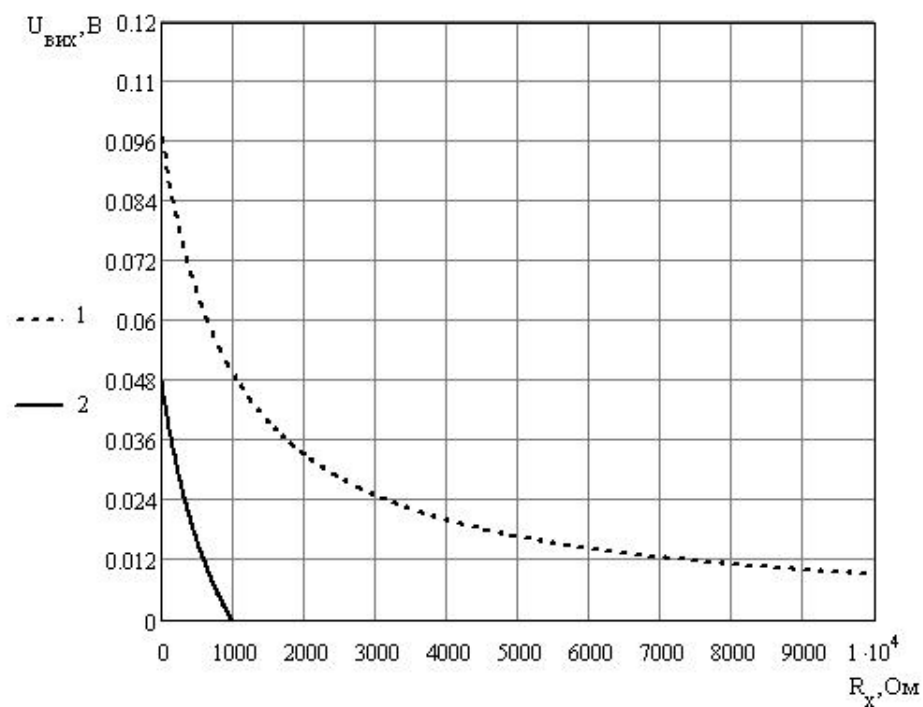


Рисунок 4.8 – Залежність вихідної напруги від вимірюваного опору в потенціометричній (1) і мостовій (2) схемах

З рисунку 4.9 бачимо, що найбільша чутливість мостового перетворювача “імпеданс – напруга” забезпечується при найменших значеннях опорів плеч мосту. Враховуючи, що біотканина має низький опір, обираємо в якості плеч моста активні опори 2 Ом.

На виході мостового перетворювача присутній сигнал низького рівня. Тому перед надходженням на АЦП необхідно підключити підсилювач напруги до 5 В..

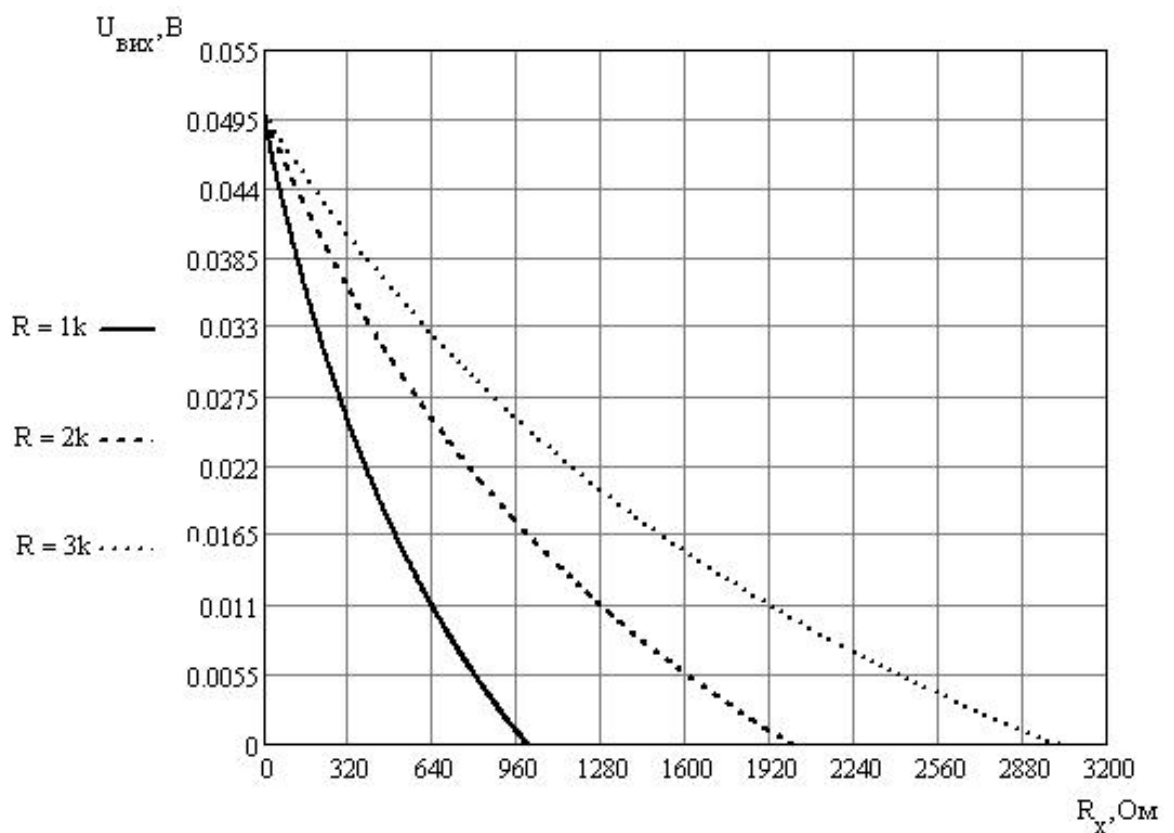


Рисунок 4.9 – Залежність вихідної напруги від вимірюваного опору в мостовій схемі (при різних $Z_1=Z_2=Z_3=R$)

В якості підсилювача використаємо схему на польовому транзисторі [13], рис. 4.10. Такий вибір схеми обумовлений відносно невеликим коефіцієнтом підсилення по напрузі (до 100), хороша лінійність передаточної характеристики і малий рівень нелінійних спотворень.

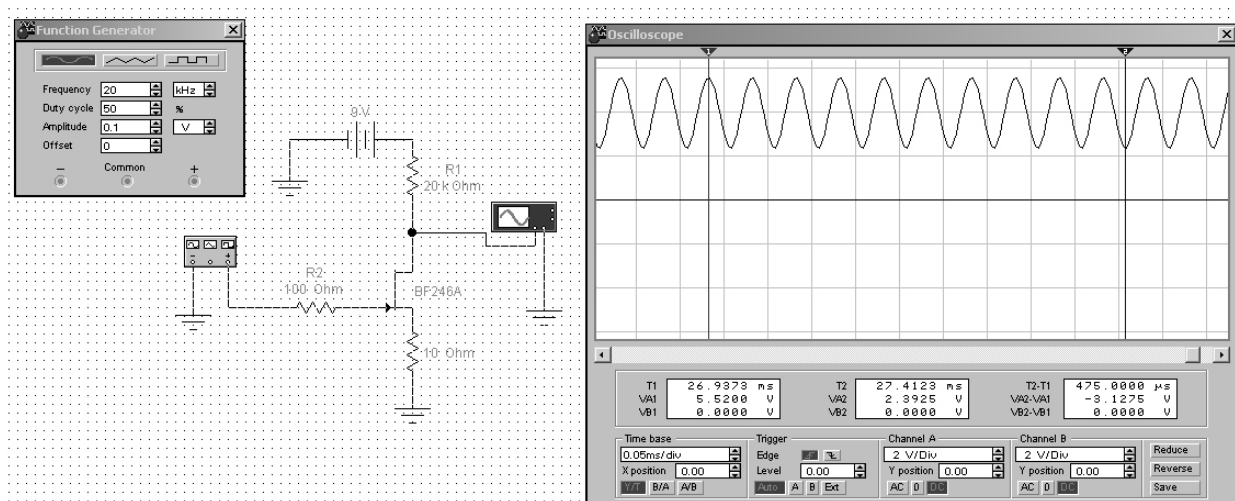


Рисунок 4.10 – Моделювання роботи схеми підсилювача напольовому транзисторі

Ключовим елементом підсилювача є транзистор, виберемо марку транзистора BF246A.

Технічні характеристики BC264B

Максимальна допустима напруга витік–стік 25 В,

Струм витік–стік 30 – 80 мА

Гранична робоча частота 450 МГц.

Потужність 300 мВт.

Напруга затвор-витік 30 В.

Граничний коефіцієнт підсилення по напрузі до 200.

На виході схеми встановлюється напруга $U_{вих} = \frac{2}{3} U_{жс} (1 + \beta)$, де $\beta = \frac{R2}{R1}$ – обернений коефіцієнт передачі струму витоку [13]. Експериментально були підібрані номінали елементів $R1 = 20 \text{ кОм}$, $R2 = 100 \text{ Ом}$ і $R3 = 10 \text{ Ом}$ таким чином, щоб вихідний сигнал мав мінімальні спотворення форми і його рівень досягав приблизно 5...6 В.

Для подачі на АЦП необхідно знати максимальне значення напруги на виході. Для цього його необхідно випрямити за допомогою схеми,

представленої на рисунку 4.11. Сигнал випрямляється за допомогою діодного моста VD1–VD4, заряджає конденсатор C1 до напруги $U_{вих\ max}$ і потрапляє на вхід АЦП. За цей час на затворі транзистора VT1 встановлена напруга високого рівня, завдяки чому його опір витік–стік великий (порядку десятків МОм), і конденсатор не розряджається.

Далі від мікроконтролера на затвор транзистора подається короткочасний перепад напруги до низького рівня, транзистор відкривається, і конденсатор розряджається через нього на землю. При виборі високочастотного транзистора на зразок BC322A (гранична робоча частота 2,5 ГГц) даний процес відбувається за час порядку $10^{-8}...10^{-7}$ с. Потім транзистор знову закривається і на вхід схеми випрямлення подається сигнал з частотою 400 кГц і все повторюється знову.

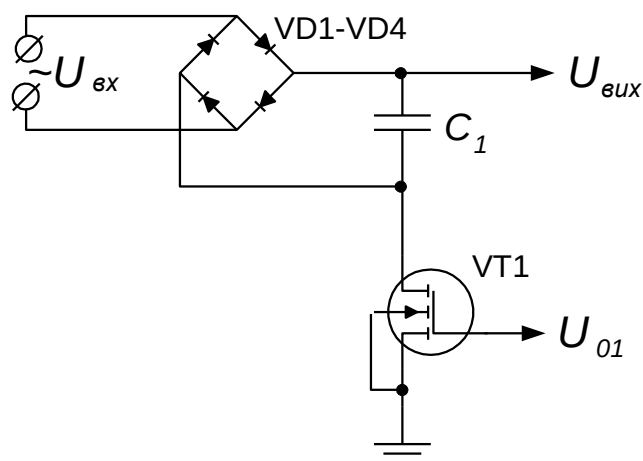


Рисунок 4.11 – Схема випрямлення синусоїдального сигналу

Діодний міст – обираємо схему DB102F. Ємність C1 повинна бути достатньою для накопичення відповідного заряду. Розрахуємо ємність C1 враховуючі, що вхідна напруга на АЦП не перевищує 9 В, граничний струм витік–стік транзистора не має перевищувати 220 мА.

$$I = \frac{q}{t} \Rightarrow q = I \cdot t = 0,22 \cdot 10^{-8} \text{ Кл} ;$$

$$C = \frac{q}{U} = \frac{0,22 \cdot 10^{-8}}{9} = 2,44 \cdot 10^{-10} \text{ Ф} = 244 \text{ пФ}.$$

З ряду E48 обираємо значення ємності $C1 = 249 \text{ пФ} \pm 10\%$.

4.4 Вибір мікроконтролера, АЦП і ЦАП

Для реалізації подальшої обробки вимірюваного сигналу необхідно вибрати аналого-цифровий перетворювач, який перетворить аналогову напругу на цифровий код для подальшої обробки на мікроконтролері та запису у пам'ять. Щоб вибрати мікроконтролер та АЦП необхідно розрахувати розрядність представлених даних. Скористаємося наступними викладками: синусоїдальний сигнал з амплітудою, що відповідає імпедансу біотканини на частоті 2 кГц з виходу мостового перетворювача “імпеданс – напруга” проходить через підсилювач і випрямляч, потім потрапляє на АЦП, де перетворюється на послідовність бітів, яка записується у відповідну комірку пам'яті даних. В наступний такт роботи схеми на вхід АЦП приходить сигнал, що відповідає імпедансу біотканини на частоті 400 кГц . Мікроконтролер обчислює співвідношення двох отриманих чисел, видає результат на ЦАП, з виходу якого напруга подається на стрілочний індикатор.

Для нашої схеми та діапазону вимірювання імпедансу $0,01 \dots 10 \text{ Ом}$ отримуємо $U_{\min} = 0,2475 \text{ В}$, $U_{\max} = 4,9500 \text{ В}$ (коефіцієнт підсилення $K_U = 100$).

Динамічний діапазон визначаємо як відношення максимального та мінімального рівнів сигналу.

$$D = \frac{U_{\max}}{U_{\min}} = \frac{4,9500}{0,2475} = 20. \quad (4.12)$$

						Арк.
						33
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Тоді розрядність АЦП дорівнює $2^n > 20, n \in N \Rightarrow n \geq 5$. Тому обираємо будь-який восьмирозрядний АЦП та мікроконтролер. Сучасна елементна база налічує велику номенклатуру мікроконтролерів з вбудованими АЦП, що спрощує побудову пристроїв та зменшує їх масогабаритні показники.

Оберемо мікроконтролер ATmega8515b [14, 15].

Технічні характеристики ATmega8515b

Тип мікросхеми: мікроконтролер AVR

Об'єм пам'яті EEPROM: 512 Б

Об'єм пам'яті SRAM: 512 Б

Об'єм Flash-пам'яті: 8 кБ

Корпус: TQFP44

Тактова частота: 16 МГц

Кількість каналів ШІМ: 3

Кількість таймерів 8 біт: 1

Кількість таймерів 16 біт: 1

Напруга живлення: 2,7...5,5В DC

Робоча температура: -40...85°C

Кількість зовнішніх переривань: 3

Кількість каналів output compare: 3

Він має 4 порти вводу/виводу (порт D використовується також для програмування та підключення зовнішньої пам'яті об'ємом до 64 Кб), два вбудованих таймери (обидва керуються програмно), 8 Кб внутрішньої пам'яті програм, вісім вбудованих 8-ми-розрядних АЦП (по одному на кожен вхід порту А). Система команд та ж сама, що застосовується у всіх мікроконтролерах родини AVR [14, 15].

Алгоритм роботи діагностичного блоку ЕХА наведено на рис. 4.12.

						Арк.
						34
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

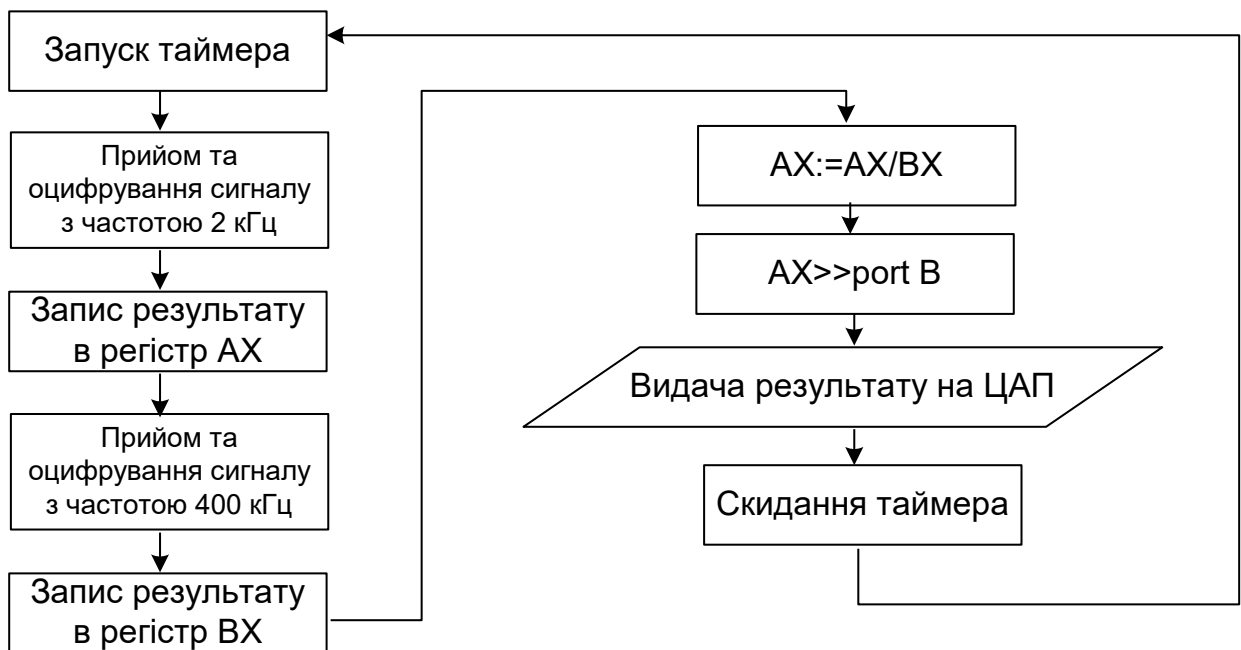


Рисунок 4.12 – Блок-схема алгоритму роботи мікроконтролера

Спочатку запускається вбудований таймер мікроконтролера. По першому такту таймера комутатор переключається в режим пропускання сигналу 2 кГц , по другому – в режим пропускання 400 кГц . Відповідний синусоїдальний сигнал з амплітудою, що відповідає імпедансу біотканини потрапляє на АЦП (вбудований в мікроконтролер), де перетворюється на послідовність бітів, яка записується у відповідну комірку пам'яті даних. Мікроконтролер обчислює відношення двох отриманих чисел (по третьому такту таймера), і по четвертому такту видає результат на ЦАП, з виходу якого напруга подається на стрілочний індикатор. Наступний такт вважається першим, і описані дії повторюються, доки система не буде вимкнена.

В якості ЦАП обрано мікросхему AD8124LS, що може перетворювати 8-бітні числа на напругу від 0 до $2,56\text{ В}$.

Пристрій індикації – вольтметр постійного струму типу ВП-136Б з напругою повного відхилення стрілки 3 В .

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

5 КОНСТРУКТОРСЬКА ЧАСТИНА

5.1 Розрахунок габаритних розмірів друкованої плати

Для розрахунку габаритних розмірів друкованої плати зведемо всі елементи, які використовуються для розробки діагностичного модуля (принципова схема в Додатку А) до таблиці 5.1.

Таблиця 5.1

Габаритні розміри компонентів діагностичного блоку ЕХА

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	24	360,00
Конденсатори керамічні	К-18	9,5	3,5	33,25	7	232,75
Мікросхеми	DIP8	12,0	10,0	120,00	2	240,00
	DIP14	20,0	10,0	140,00	1	140,00
	DIP40	50,0	15,0	750,00	1	750,00
Діоди	D03	5,0	3,0	15,00	5	75,00
Транзистори	ТО22	8,0	3,5	28,00	1	28,00
Кварцовий резонатор	ZQ	12,0	6,0	72,00	1	72,00
Разом	-	-	-	-	-	1897,75

Площу друкованої плати розраховуємо за формулою 5.1, 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.

Використовуючи дані таблиці 5.1, розраховуємо площу:

$$S_{\text{дп}} = S_\Sigma / K_3 = 1897,75 / 0,40 = 4745 \text{ мм}^2$$

Знаючи площу друкованої плати, можна визначити розміри (ширину і довжину) самої плати. Серед стандартних [16, 17] найбільш підходить розмір $50 \times 100 \text{ мм}$ ($S = 5000 \text{ мм}^2$).

Діагностичний блок ЕХА розташуємо на односторонній друкованій платі. Основою друкованої плати візьмемо фольгований склотекстоліт марки СФ-2-35 з товщиною фольги 35 мкм . Вибір склотекстоліту обумовлений насамперед його більшою механічною міцністю порівняно з гетинаксом та тим, що при деформаціях (згинах) він не розшаровується.

5.2 Розрахунок надійності

Для оцінки показника надійності скористаємося методикою, описаною в [16, 17].

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 5.2.

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

Таблиця 5.2

Інтенсивності відмов елементів ЕХА

Елементи	$K_{\text{тб}}, N$	$\lambda_{0i} \cdot 10^{-6}, \frac{1}{\text{год}}$	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	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 5.2, 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 $t_p = 10000$ год (гарантія на виріб 1 рік)

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

Таким чином імовірність виходу з ладу системи протягом 10000 год. складає 85%.

						Арк.
						38
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

5.3 Розрахунок малюнка друкованого вузла

Розрахунок малюнка друкованої плати проведемо за методикою викладеною в літературі [16, 17]. Оскільки згідно вимог ТЗ використовується SMT-монтаж, то розраховується тільки ширина провідника і відстані між елементами друкованого малюнка.

Розрахунок діаметру контактних площадок. Мінімальний діаметр контактної площадки визначають з умови збереження цілісності контактної площадки (відсутність розриву) при свердлінні плат.

Мінімальний діаметр контактних площадок для двосторонніх друкованих плат, виготовлених хімічним методом, 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 визначається за формулою

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

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

Похибка розміщення контактної площадки при виготовленні двосторонніх друкованих плат визначимо за формулою

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

Розраховуємо мінімальний ефективний діаметр контактної площадки

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

Тоді мінімальний діаметр контактних площадок буде:

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

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

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

Максимальний діаметр вікна фотошаблону:

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

Тоді максимальний діаметр контактної площадки

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

Розрахунок ширини провідників.

Мінімальну ширину провідників визначають з умови достатнього зчеплення (без відшаровування) провідника з діелектриком.

Для двосторонніх друкованих плат, виготовлених хімічним методом:

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

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

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

Мінімальну ефективну ширину провідника $t'_{nl\ min}$ визначають експериментально, вона дорівнює 0,18...0,2 мм (для плат 3-го класу).

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

Мінімальна та максимальна ширина ліній на фотошаблоні:

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

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

Максимальна ширина провідника на шарі

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

Матеріал друкованої плати – двосторонній фольгований стеклотекстолит СФ-2-35 з параметрами: модуль пружності $E = 3,02 \cdot 10^{10}$ Н/м²; щільність $\rho = 2,05 \cdot 10^3$ кг/м³, коефіцієнт Пуассона $\xi = 0,22$.

Розраховуємо циліндричну жорсткість:

$$D = \frac{E \cdot h^3}{12(1 - \xi^2)} = \frac{3,02 \cdot 10^{10} \cdot (1,5 \cdot 10^{-3})^3}{12 \cdot (1 - 0,22^2)} = 8,93\ \text{Нм}$$

Визначаємо значення функції $\varphi(\beta)$ для кріплення плати в чотирьох точках:

$$\varphi(\beta) = \pi^2 \sqrt{\frac{1 + 1,621 \cdot \frac{\xi}{\beta} + \frac{1}{\beta^2}}{1 + 1,621 \cdot \frac{1}{\beta^3} + \frac{1}{\beta^6}}}$$

де $\beta = a/b = 1,9$ – коефіцієнт, залежний від співвідношення довжини і ширини плати.

$$\varphi(\beta) = \pi^2 \cdot \sqrt{\frac{1 + 1,621 \cdot \frac{0,22}{1,9} + \frac{1}{1,9^2}}{1 + 1,621 \cdot \frac{1}{1,9^3} + \frac{1}{1,9^6}}} = 17$$

Визначимо значення резонансної частоти плати:

$$f_0 = \frac{\varphi(\beta)}{2 \cdot \pi \cdot a^2} \sqrt{\frac{D}{m}} = \frac{17}{2 \cdot \pi \cdot 0,165^2} \cdot \sqrt{\frac{8,93}{6,7}} \approx 120\ \text{Гц}$$

						Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		41

Малюнки розведення друкованої плати наведені на рис. 5.1.

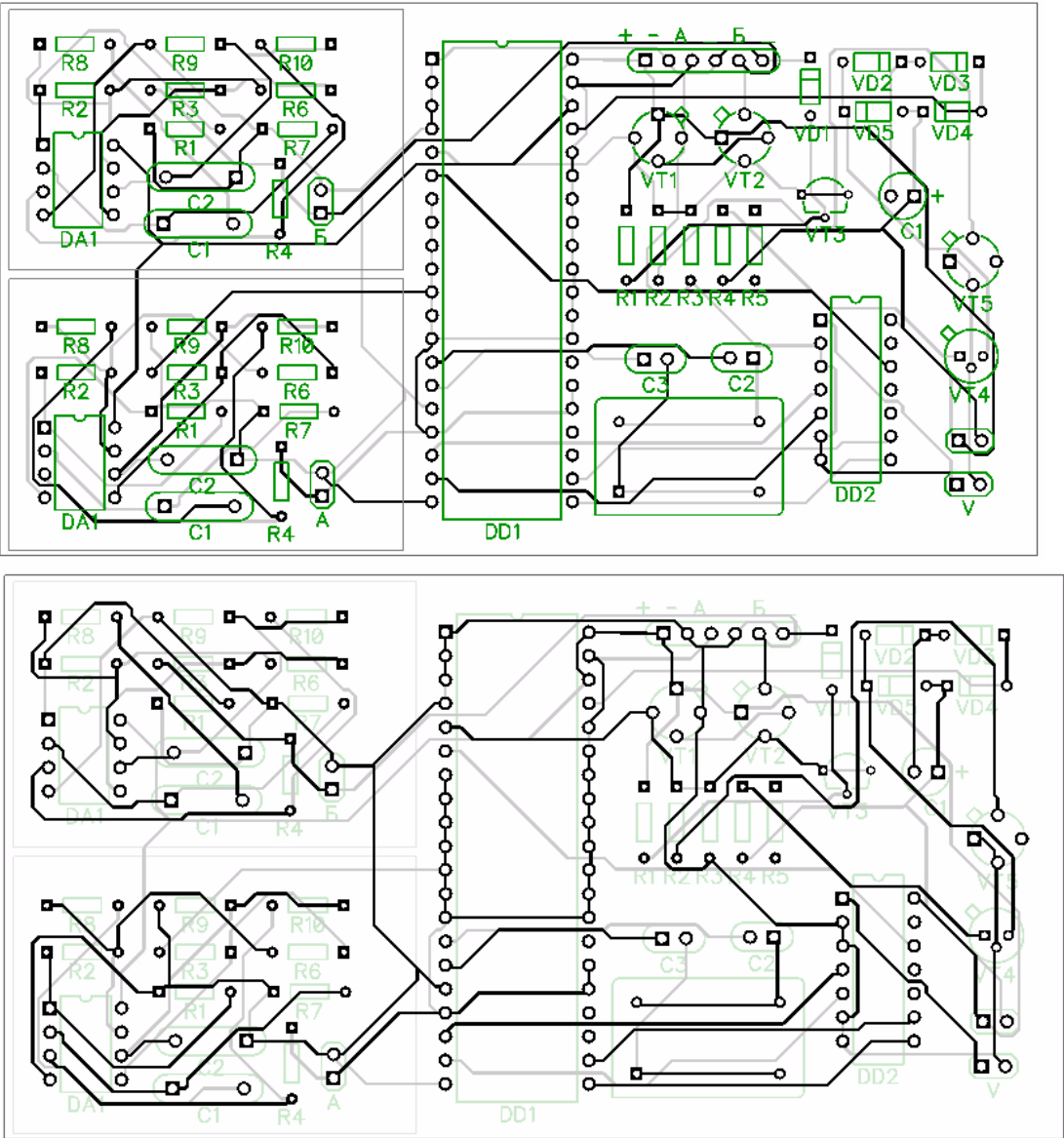


Рисунок 5.1 – Малюнок друкованої плати діагностичного блоку EXA

Висновки

У випускній кваліфікаційній роботі представлена розробка діагностичного модулю електрохірургічного апарату для збільшення достовірності видалення онкопухлин та точності позиціонування хірургічного скальпеля.

В роботі проведено огляд методів реєстрації імпедансу тканин, оцінено їх переваги та недоліки та вибрано метод для побудови діагностичного блоку. 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, розробкою яких займається інший студент та діагностичного модуля, дані по якому містяться в даній роботі.

В роботі розроблено конструкцію друкованої плати діагностичного блоку ЕХА, розраховано її габаритні розміри (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, виконані в повній мірі.

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

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

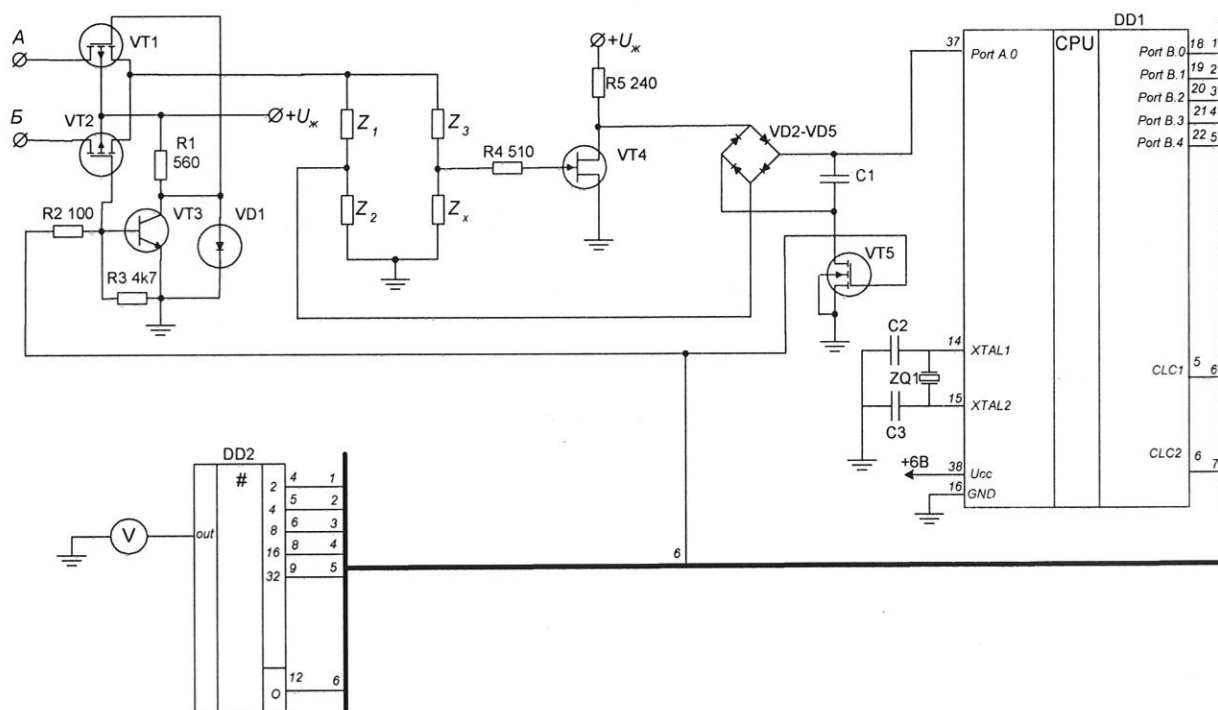
1. Белік Д.В., Белік К.Д. Апаратні підходи до практики вимірювання імпедансу біотканин in vivo в умовах різної заводої обстановки ЛПУ // Медична техніка, №2, 2003. – С. 38-42.
2. Белік Д. В. Принципи побудови імпедансного електрохірургічного апарата для достовірного видалення онкопухлин и уражених біотканин // Медична техніка, №3, 2001. – С. 23-25.
3. Гетьман И.Б. Оперативна хірургія /Х: Медицина, 2001. – 460с.
4. Ультразвуковий скальпель HARMONIC. [Електронний ресурс] // Режим доступу: <http://www.lorklinika.at.ua/surgery/harmonic.html>.
5. Дубко, А.Г., Тертична, В.С., Нікітін, В.О. (2022). Діагностика стану тканин організму на основі біоімпедансного аналізу. Theoretical and science bases of actual tasks. Proceedings of the XIV International Scientific and Practical Conference. Lisbon, Portugal, 253-259.
6. М.А. Филинюк, Ле Туан Ту, О.П. Піддубний – Критеріальна оцінка ефективності узагальнених перетворювачів імітансу // Вісник ВПІ, 1999, №1. – С. 85-90.
7. Баріло Г., Голяка Р., Прудіус І., Фабіровський С. (2018). Вимірювальні перетворювачі імпедансу з чотиритактним детектуванням сигналу. Visnyk NTUU KPI Serii a – Radiotekhnika Radioaparatabuduvannia, Iss. 62-28.
8. Григорчак, І., Понеділок, Г. (2011). Імпедансна спектроскопія. Львів: Видавництво Львівської політехніки, 352.
9. Ганонг В. Фізіологія людини – Львів : Бескид-БІТ, 2001 – 780 с.
10. Ron Mancini Op Amps for Everyone // Texas Instruments Inc, 2002. – 464 р.
11. Довідник інженера-схемотехніка // Р.Корис, Х. Шмидт-Вальтер – К.: Техносфера, 1989. – 608 с.

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

12. Довідник по схемотехніці для радіоаматора // В.П. Боровський – К.: Техніка, 1989. – 480 с.
13. Довідник по цифровій схемотехніці / В. И. Зубчук, В. П. Сігорський, А. Н. Шкуро. — К. Техніка, 1991. — 448 с.
14. Програмування мікроконтролерів AVR : [навчальний посібник] /С. М. Цирульник, О. Д. Азаров, Л. В. Крупельницький, Т. І. Трояновська. – Вінниця : ВНТУ, 2018. – 111 с.
15. ATmega8515b DataSheet – <http://www.atmel.com/datasheets/8515b.pdf>
16. 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.
17. Надійність та діагностика технічних систем /Укладачі А.Н.Залужний, Є.С.Купкін. – Ж: ЖІТІ, 1998. – 230 с.

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

ПРИНЦИПОВА СХЕМА



					ІКБІ 480 001.002 – ЕЗ		
Змн.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата	Розроблення ультразвукового електрохірургічного апарату. Діагностичний модуль		
Розроб.	Сапожник В.О.						
Перевір.	Коренівська						
Реценз.							
Н. Контр.	Чухов В.В.						
Затверд.	Чухов В.В.				Літ. Арк. Аркушів		
					1 1		
					ФІКТ, гр. БІ-20-1		

ДОДАТОК Б

Позначення	Найменування	Кіль-ть	Примітка
Резистори			
R1	МЛТ-0,125 – 560 Ом $\pm$ 2,5%	1	
R2	МЛТ-0,125 – 100 Ом $\pm$ 2,5%	1	
R3	МЛТ-0,125 – 4,7 Ом $\pm$ 2,5%	2	
R4	МЛТ-0,125 – 510 Ом $\pm$ 2,5%	1	
R5	МЛТ-0,125 – 240 Ом $\pm$ 2,5%	1	
Конденсатори			
C1	K72-1 – 4,7 мкФ $\pm$ 10%	1	
C2, C3	K24-6 – 33 нФ $\pm$ 10%	2	
Кварцевий резонатор			
ZQ1	F8MHz	1	
Мікросхеми			
DD1	ATmega8515b	1	
DD2	AD8124L	1	
Діоди			
VD1	BA220	1	
VD2 – VD5	2N118	4	
Транзистори			
VT1, VT2	BC264B	2	
VT3	Q2N164E	1	
VT4	BF246A	1	
VT5	BC322A	1	
	Вольтметр		
V	ВП-136Б	1	
	Роз'єм		
SIP	SIP8	1	

					ІКБІ 480 001.002 – ПЕ			
Змн.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата	Розроблення ультразвукового електрохірургічного апарату. Діагностичний модуль	Літ.	Арк.	Аркушів
Розроб.	Сапожник В.О.						1	1
Перевір.	Коренівська							
Реценз.								
Н. Контр.	Чухов В.В.							
Затверд.	Чухов В.В.					ФІКТ, гр. БІ-20-1		

							Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата			