МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ЗАПОРІЗЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ІНЖЕНЕРНИЙ НАВЧАЛЬНО-НАУКОВИЙ ІНСТИТУТ
ім. Ю. М. Потебні

Кафедра електроніки, інформаційних систем
та програмного забезпечення
(повна назва кафедри)

Кваліфікаційна робота
другий (магістерський)
(рівень вищої освіти)

на тему *: Дослідження та модернізація апарату для електрохірургії*

Виконав: студент *II* курсу, групи *8.1764*
спеціальності *176 Мікро- та наносистемна техніка*
(код і назва спеціальності)
освітньої програми *176 Мікроелектронні інформаційні системи*
(код і назва освітньої програми)
Сапянов Станіслав Вікторович
(ініціали та прізвище)

Керівник *професор кафедри ЕІСПЗ, доцент, к.т.н., Ніконова Зоя Андріївна*
(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

Рецензент *інженер-конструктор «Конструкторське бюро Колосова» Григор'єва І.К.*
(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

Запоріжжя
2025

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ЗАПОРІЗЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ІНЖЕНЕРНИЙ НАВЧАЛЬНО-НАУКОВИЙ ІНСТИТУТ
ім. Ю.М. Потебні

Кафедра електроніки, інформаційних систем та програмного забезпечення
Рівень вищої освіти другий (магістерський)
Спеціальність 176 Мікро- та наносистемна техніка
(назва)

Освітня програма Мікроелектронні інформаційні системи
(шифр)

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри Т. В. Критська
« 01 » грудня 2025 року

З А В Д А Н Н Я
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ СТУДЕНТОВІ
Сапянову Станіславу Вікторовичу
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи (проєкту) *Дослідження та модернізація апарату для електрохірургії*

керівник роботи *Ніконова З.А., к.т.н.,доцент*
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)
затверджені наказом ЗНУ від " 27 " лютого 2025 року № 313-с
2.Строк подання студентом роботи 28.11 2025 р.
3. Вихідні дані до роботи: *апарат для електрохірургії ЕХВЧ-300-РК Надія-2: блок світлової індикації на базі плати Arduino Nano*
4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити) *1 Електрохірургія. Принцип дії. Класифікація методів. 2 Дослідження електропровідності біологічних тканин. Розробка блоку світлодіодної індикації для апарату ЕХВЧ-300-РК Надія-2*
3 Техніко-економічне обґрунтування 4 Охорона праці та техногенна безпека
5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень)

Л1 Види дії електроструму на організм людини Л2 Дослідження електропровідності м'язової тканини Л3 Узагальнена функціональна схема апаратів для високочастотної електрохірургії Л4 ЕХВЧ-300-РК Надія 2 Л5 Задаючий генератор. Вихідний підсилювач Л6 Блок світлодіодної індикації Л7 Блок світлодіодної індикації Л8 Схема електрична принципова блоку живлення.

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
I	Ніконова З.А., проф. каф. ЕІСПЗ	21.10.24	30.12.24
II	Ніконова З.А., проф. каф. ЕІСПЗ	24.12.24	13.10.25
III	Ніконова З.А., проф. каф. ЕІСПЗ	13.10.25	03.11.25
IV	Ніконова З.А., проф. каф. ЕІСПЗ	10.11.25	24.11.25

6. Консультанти розділів кваліфікаційної роботи магітсра

7. Дата видачі завдання *21.10.2024 р.*

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів кваліфікаційної роботи магістра	Строк виконання етапів кваліфікаційної роботи магістра	Примітка
1	*Аналіз матеріалу за темою кваліфікаційної роботи*	*11.11. -02.12.24*	
2	*Написання і оформлення першого розділу*	*03.12.24 - 30.12.24*	
3	*Дослідження електропровідності біологічних тканин*	*13.01.25 - 26.02.25*	
4	*Розробка структурної та функціональної схем апарату для електрохірургії*	*03.03-30.04.25*	
5	*Розробка блоку світлової індикації на основі Arduino*	*05.05.25- 30.09.25*	
5	*Оформлення другого розділу*	*30.09 -13.10.25*	
6	*Розділ «Техніко-економічне обґрунтування»*	*13.10-03.11.25*	
7	*Розділ «Охорона праці та техногенна безпека»*	*10.11. -24.11.25*	
8	*Оформлення пояснювальної записки, виконання креслень*	*24.11. -27.11.25*	

Студент _____ *Сапянов С.В.*
(підпис) (прізвище та ініціали)

Керівник роботи (проєкту) _____ *Ніконова З.А.*
(підпис) (прізвище та ініціали)

Нормоконтроль пройдено
Нормоконтролер _____ *Верьовкін Л. Л.*
(прізвище та ініціали)

РЕФЕРАТ

Кваліфікаційна робота містить 90 сторінок, 33 рисунка, 17 таблиць, 20 джерел літератури.

Об'єкт проектування – прилад для електрохірургії

Ціль роботи – дослідження електропровідності біологічних тканин і розробка блоку індикації електрохірургічного апарату.

Задачі роботи - дослідити електропровідність м’язові тканини; провести конструктивний аналіз сучасних апаратів для електрохірургії; реалізувати структурну та функціональну схеми приладу; розробити електричну схему блоку індикації; написати програму для роботи мікроконтролера.

Методика досліджень – моделювання приладу за допомогою програмного забезпечення Proteus та написання програмного коду в програмному середовищі Arduino IDE

Короткий виклад результатів досліджень – проведено конструктивний аналіз та модернізація апарату для високочастотної електрохірургії ЕХВЧ-300-РК НАДІЯ-2 за рахунок розробки блоку індикації, що дозволить проводити постійний моніторинг процесу проведення хірургічної операції.

ЕЛЕКТРИЧНИЙ СТРУМ, ЕЛЕКТРОХІРУРГІЯ, ВИСОКА ЧАСТОТА, СВІТЛОДІОД, ІНДИКАТОР, ARDUINO, ЕЛЕКТРИЧНА СХЕМА, ДРУКОВАНА ПЛАТА,

Робота виконана на кафедрі електроніки, інформаційних систем та програмного забезпечення в період з 01 вересня по 28 листопада 2025 р.

ЗМІСТ

ВСТУП 5

1 ЕЛЕКТРОХІРУРГІЯ. ПРИНЦИП ДІЇ, КЛАСИФІКАЦІЯ МЕТОДІВ 6

1.1 Основні поняття електрохірургії 6

1.2 Електростимуляція 11

1.3 Види електродів для електрохірургії 15

1.4 Електрохірургічні сигнали 19

1.5 Електрохірургічні ускладнення 21

2 ДОСЛІДЖЕННЯ ЕЛЕКТРОПРОВІДНОСТІ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН. РОЗРОБКА БЛОКУ СВІТЛОДІОДНОЇ ІНДИКАЦІЇ ДЛЯ АПАРАТУ ЕХВЧ-300-РК НАДІЯ-2 24

2.1 Термічний вплив електричного струму 24

2.2 Дослідження електропровідності біологічних тканин 28

2.3 Схема функціювання апаратів для електрохірургії 31

2.4 Розробка структурної схеми апарату для електрохірургії 34

2.5 Розробка блоку світлодіодної індикації для апарату високочастотної електрохірургії 41

3 ТЕХНІКО-ЕКОНОМІЧНЕ ОБГРУНТУВАННЯ 60

3.1 Порівняльний аналіз апаратів для електрохірургії за критеріями 60

3.2 Аналіз ієрархій за шкалою відносної важливості 65

3.3 Порівняння критеріїв 66

4 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА ТЕХНОГЕННА БЕЗПЕКА 70

4.1 Визначення основних потенційно небезпечних та шкідливих виробничих факторів 70

4.2 Технічні рішення та організаційні заходи з безпеки і гігієни праці та виробничої санітарії 71

4.2.1 Організація робочих місць обладнаних ПЕОМ 71

4.2.2 Електробезпека 73

4.2.3 Розрахунок електромережі на здатність відключення при аварійному режимі роботи електрообладнання 74

4.2.4 Вимоги до приміщень, в яких розміщені ПЕОМ 75

4.2.5 Відповідність параметрів мікроклімату робочої зони санітарним нормам 78

4.2.6 Відповідність освітлення на робочих місцях санітарним нормам..... 81

4.2.7 Заходи щодо нормалізації умов праці 82

4.3 Безпека в надзвичайних ситуаціях..... 83

4.3.1 Вимоги до ефективності роботи систем оповіщення персоналу у разі виникнення надзвичайної ситуації 83

4.3.2 Обов’язки та дії персоналу у разі виникнення надзвичайної ситуації85

4.3.3 Пожежна безпека 85

ВИСНОВКИ ТА РЕКОМЕНДАЦІ 87

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ 88

ВСТУП

На сьогодні актуальність вдосконалення технічних засобів електрохірургії і освоєння нових технологій в сучасних умовах об'єктивно зростає. Є кілька причин для цього. Однією з них є необхідність лікування різних хірургічних захворювань, що виникли в результаті антропогенного впливу навколишнього середовища на умови життя. Зростання травматизму, сукупність стресових ситуацій, які збільшують ймовірність виникнення патологічних процесів в організмі людини в результаті урбанізації, тягнуть за собою необхідність розширення можливостей хірургічного втручання в різні категорії складності.

Підтверджує актуальність і той факт, що попит на модель електрохірургічних апаратів (ЕХА), яка з'являється на світовому ринку, постійно зростає [1]. Електрохірургія стала наріжним каменем сучасної хірургічної практики завдяки численним перевагам, включаючи точність, ефективний гемостаз, скорочений час операції та можливість виконання мінімально інвазивних процедур. Також суттєвою у наш час є проблема використання одноразових інструментів або стерилізації незамінних хірургічних інструментів. Рішенням постає використання безконтактних засобів для виконання таких операцій як надрізи, зварювання тканин та судин, а також процесів загоєння, спікання будь яких біологічних тіл.

Проте, збільшення кількості моделей ЕХА не завжди розумно. Технічні параметри нових моделей часто повторюють недоліки попередніх розробок. Це можна пояснити тим, що при проєктуванні з використанням ЕХА можна спостерігати емпіричні методи оцінки ефективності електрохірургії. В результаті вибір функціональних параметрів пристрою і вибір електрохірургічних методів, принаймні, не відповідають критеріям ефективності використовуваної сучасної технології.

1 ЕЛЕКТРОХІРУРГІЯ. ПРИНЦИП ДІЇ, КЛАСИФІКАЦІЯ МЕТОДІВ

1.1 Основні поняття електрохірургії

Базові знання електрики необхідні для використання електрохірургічних технологій в операційних для догляду за хворими. Атоми складаються з протонів, нейтронів і електронів. Електричний струм тече, коли електрони рухаються від одного атома до іншого через сусіднє коло. Напруга – це сила, яка керує рухом електронів. Коли електрони стикаються з цим опором, з'являється тепло. А для протікання струму необхідне безперервне коло.

Електрика має три основних принципи: завжди йде шляхом найменшого опору; завжди намагається повернутися в резервуар з електронами; і завжди повинен бути повний контур. Велика частина розуміння того, як працює електрохірургія, а також пов'язаних з цим ускладнень, заснована на цих принципах. В операційній кімнаті схема складається з електрохірургічного блоку і пацієнта, а також активного і поворотного електродів [2].

Електрохірургія – це застосування високочастотної змінної полярності, електричного струму до біологічної тканини в якості засобу для розрізання, коагуляції, висушування або утворення фульгурата тканини. Його переваги мають можливість робити точні розрізи з обмеженою втратою крові. Електрохірургічні пристрої часто використовуються під час хірургічних операцій, допомагаючи запобігти крововтрати в лікарняних операційних або при амбулаторних процедурах.

Цей метод заснований на законі Ома, який описує пропорційний зв'язок струму з різницею потенціалів між двома точками і константою пропорційності в якості опору. Всім біологічним тканинам властивий опір

електричному струму. Електрохірургічне обладнання генерує необхідну напругу та струм, що подається через один наконечник електрода і повертається через спеціальний електрод в генератор. Ці пристрої використовують змінний струм і збільшують вхідні частоти приблизно від 50 Гц до понад 500 000 Гц, щоб зменшити ймовірність можливої стимуляції м'язів і нервів, яка може відбуватися на частотах нижче 100 000 Гц, і називається ефектом Фарадіка. Коли електричний струм зустрічає опір, тепло утворюється в тканинах відповідно до закону Джоуля як функція електричної потужності і помноженого часу, і це призводить до різання, застигання або висихання в залежності від тривалості, провідності тканини і площі поверхні електрода [3].

Принцип електрохірургії заснований на проходженні високочастотного електричного струму через тканини-мішені для досягнення бажаного клінічного ефекту. Напруга подається від генератора, який із загального змінного струму низької частоти (60 Гц) генерує електричні струми дуже високих частот (0,4-3 МГц) і високої напруги (400-500 В). Струм, випущений через активний електрод, проходить через тіло пацієнта, тканини якого визначають опір (імпеданс) струму. В кінці кола цей струм тече з нейтрального електрода, який є диспергуючою подушкою або нейтральним електродом, і повертається в електрохірургічний блок та утворює єдиний контур без необхідності заземлення, рис. 1.1.

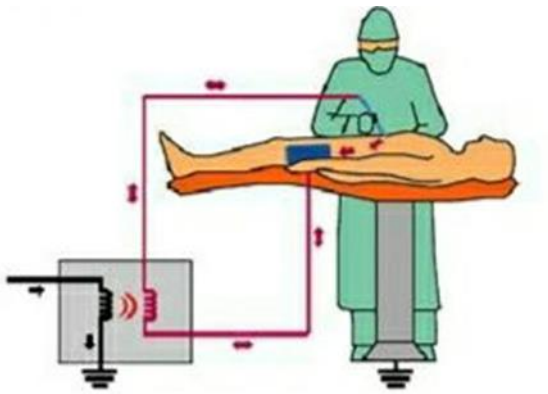


Рисунок 1.1 – Ізольоване коло

Активний електрод передає енергію у вигляді високочастотного змінного струму від апарату до місця хірургічного втручання. Щільність струму варіюється в залежності від типу, розміру і форми наконечника. Існує велика різноманітність розмірів і форм, придатних для конкретних клінічних показань, таких як: біполярні щипці для сушіння, голчасті електроди для точного зрізу і коагуляції, лопатеві електроди для більш швидкого зрізу і коагуляції та кулькові наконечники для широкої коагуляції.

У більшості сучасних електрохірургічних генераторів вихідна потужність може бути встановлена у вигляді відрізаних, коагулюючих і змішаних сигналів. Різання зазвичай забезпечує майже низьковольтний безперервний синусоїдальний вихід, тоді як режим коагуляції генерує переривчасті високовольтні виходи, які можна використовувати для досягнення клінічного ефекту.

Утворення тепла описується законом Джоуля, який виражається рівнянням:

$$Q = I^2 tR \ , \qquad (1.1)$$

де утворене тепло (Q) збільшується пропорційно квадрату сили струму (I), тривалості дії струму (t) і опору тканини (R).

Таким чином, під формулою впливу розуміються ефекти, зумовлені електрохірургічним пристроєм, а також причини ускладнень, пов'язаних з його використанням. Нагрівання сприяє коагуляції, різанню або розмноженню в залежності від сили струму (I), відкритої поверхні, опору тканини (провідності) і часу [5,6].

Два основних ефекти електрохірургії містять джоулеве нагрівання провідної тканини високочастотним електричним струмом, який призводить до випаровування та іонізації вмісту води в тканинах (різання), що досягається синусоїдальною хвилею, яка призводить до підвищення температури або термічної денатурації без випаровування тканини (коагуляції). Це досягається

завдяки серії переривчастих хвильових пакетів, де періоди спокою переривають цикли синусоїдальної хвилі і дозволяють тканинам небагато охолонути, створюючи коагулят [7].

У електрохірургії поняття різання і коагуляція визначаються наступним чином:

- різання - це розсічення тканини тіла, викликане протіканням високочастотного струму високої щільності в місці додатка активного електрода;

- коагуляція - це закупорка кровоносних судин або зварювання тканини тіла, викликане проходженням струму високої частоти в місці додатка активного електрода.

Електрорізання (електротомія) відрізняється від традиційних методів розсічення тканини за допомогою використання безконтактних ріжучих інструментів. Досить поширене трактування процесу різання полягає в тому, що висока питома потужність тепловиділення в тканини при протіканні по ній струму високої щільності призводить до різкого випаровування внутрішньоклітинної рідини, утворення мікроскопічних бульбашок пара і, в кінцевому підсумку, до розриву тканини за рахунок різкого підвищення внутрішньоклітинного тиску.

Електрокоагуляція характеризується, як зазначалося вище, «зварюванням», «опалювальному» тканини за рахунок нагріву в галузі застосування активного електрода і як наслідок цього забезпечується гемостаз.

Згідно з дослідженнями процесу термічного впливу на біологічну тканину були встановлені певні зміни в структурі тканини в залежності від температури нагріву, внаслідок чого, для забезпечення режиму різання або коагуляції потрібно забезпечити відповідний нагрів тканини в області впливу для отримання необхідного структурного зміни.

Вирішення цього завдання визначається багатьма факторами, а саме, - формою, матеріалом і структурою поверхні активного електрода, видом

вихідного струму, величиною прикладається високочастотного напруги, частотою і т.д.

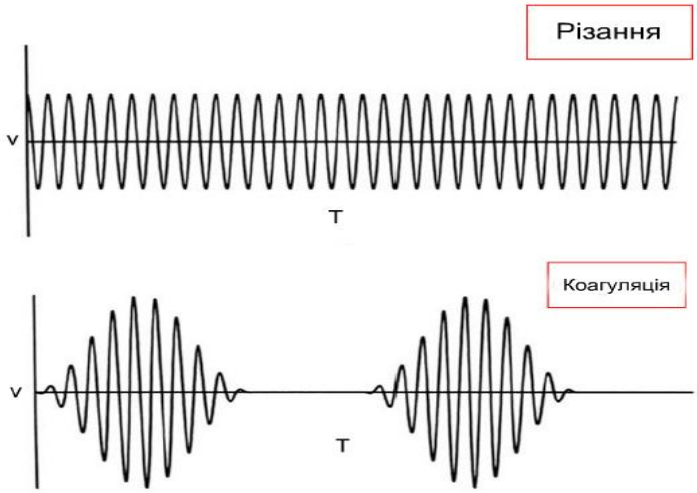


Рисунок 1.2 - Різниця між режимом різання і режимом коагуляції

Електрохірургічні пристрої можуть бути розділені на монополярні й біполярні залежно від конструкції їх схеми та поворотного електроди. При монополярному режимі ланцюг, по якому протікає високочастотний струм, складається з послідовно з'єднаних генератора високочастотного струму (апарату), кабелю активного електрода, активного електрода, пацієнта, пасивного електрода та кабелю пасивного електрода.

Електрохірургічний вплив здійснюється активним електродом, робоча частина якого стикається з тканиною тіла пацієнта в місці втручання. Площа поверхні робочої частини активного електрода, як правило, мала і не перевищує декількох десятків квадратних міліметрів.

Пасивний (або нейтральний) електрод призначений для створення надійного електричного з'єднання одного виходу генератора з тілом пацієнта. Площа поверхні пасивного електрода вибирається досить великий і становить кілька квадратних дециметрів. Струм від активного електрода проходить через

тіло пацієнта і повертається в генератор. Різновидом монополярного електрохірургічного впливу є режим, при якому пасивний електрод не використовується. При цьому вихід генератора, який повинен з'єднуватися з пасивним електродом, заземлюється. Використання апаратів без пасивного електрода тягне за собою ряд обмежень пов'язаних із забезпеченням безпеки процедури і тому знаходить застосування тільки з апаратами малої потужності.

При біполярному електрохірургічному впливі обидва виходи генератора з'єднані з двома активними електродами, об'єднаними конструктивно в один біполярний електрод, який пов'язаний з генератором одним двопровідним кабелем. Електрохірургічний вплив здійснюється кожним з активних електродів і захоплює простір між ними. У біполярного електрода обидві поверхні мають приблизно однакові розміри. Як біполярного електрода можуть використовуватися спеціальні пінцети або ножиці, що конструктивно складаються з двох рухомих і електрично ізольованих відносно один одного елементів [8].

1.2 Електростимуляція

Електростимуляція – це подача електричного струму через електроди, розташовані на шкірі поблизу рани або безпосередньо всередині неї. Це дозволяє лікарям доставляти екзогенні електричні сигнали в ранову тканину, які імітують природну біоелектричну реакцію на пошкодження. Було виявлено, що протягом 1 мм від краю рани є природне стійке електричне поле, яким можна маніпулювати за допомогою терапевтичної електричної стимуляції для прискорення процесу загоєння рани. Утворювані електричні поля можуть викликати стимуляцію біомолекулярних сигнальних шляхів і

міграцію клітин. Встановлено, що електрична стимуляція створює клітинну активність практично на всіх етапах експериментального загоєння ран.

Якщо людина поправляється після травми, інсульту чи має біль при фіброміалгії або іншому стані, вона може скористатися процедурою фізіотерапії, що називається електростимуляцією або електронним стимулом (е-стим).

Е-стим посилає м'які електричні імпульси через шкіру, щоб допомогти стимулювати пошкоджені м'язи або керувати нервами для зменшення болю. Цей метод може не підходити для всіх, але для багатьох людей ця безболісна процедура прискорює одужання і позбавляє від хворобливих або неприємних симптомів. Також використовує електричні імпульси для імітації дії сигналів, що надходять від нейронів (клітин нервової системи). Цей слабкий електричний струм спрямований на м'язи або нерви.

Е-стим терапія для відновлення м'язів посилає сигнали до цільових м'язів, щоб змусити їх скорочуватися. Внаслідок повторюваних скорочень поліпшується кровотік, допомагаючи відновлювати пошкоджені м'язи. Тип електронного стимулу, який фокусується на полегшенні болю, посилає сигнали на інший довжині хвилі, щоб вони досягли нервів.

Електростимуляція м'язів і нервів для відновлення функції використовується в наступних умовах:

- після пошкодження суглобів або м'язів. У цих випадках електростимуляція може відновлювати рухові функції швидше, ніж при відсутності цього втручання або після довільних вправ;

- після ушкодження центральної або периферичної нервової системи або при м'язових захворюваннях; рухові функції можуть бути поліпшені електричною стимуляцією м'язів або нервів;

- наслідки неактивності в результаті тривалого постільного режиму також успішно протидіють електричної стимуляції м'язів.

Е-стим найбільш широко використовувалася після травми спинного мозку. Більш того, спеціально розроблені методи стимуляції м'язів при

пошкодженнях спинного мозку здатні ініціювати і контролювати втрачений рух. У пацієнтів з інсультом і травмами голови ця терапія також може допомогти відновити функцію.

Крім того, недолік сили тяжіння, наприклад, під час космічного польоту, призводить до змін нервово-м'язової системи, які нагадують зміни під час постільного режиму, і їх теж можна успішно лікувати за допомогою електростимуляції.

Нервові і м'язові клітини електрично збудливі, тобто вони можуть стимулюватися електричним струмом. У людей така стимуляція може викликати гострий біль, м'язові спазми і навіть зупинку серця. Чутливість клітин до електричного поля обумовлена наявністю в їх клітинних мембранах керованих напругою іонних каналів. Поріг стимуляції не сильно змінюється при низьких частотах (так званою реобазою - константа рівня). Однак поріг починає збільшуватися зі зменшенням тривалості імпульсу (або циклу), коли він падає нижче характерного мінімуму (так звана хронаксія). Як правило, хронаксія нервових клітин знаходиться в діапазоні 0,1-10 мс, тому чутливість до електростимуляції зменшується зі збільшенням частоти в діапазоні 1 кГц і вище. Щоб мінімізувати ефекти м'язової і нервової стимуляції, електрохірургічне обладнання зазвичай працює в діапазоні радіочастот (РЧ) від 100 кГц до 5 МГц.

Робота на більш високих частотах також допомагає мінімізувати кількість водню і кисню, що утворюються при електролізі води. Це особливо важливо для застосувань в рідкому середовищі в закритих відсіках, де утворення бульбашок газу може заважати процедурі. Наприклад, бульбашки, що утворюються під час операції всередині ока, можуть затінювати поле зору.

В електрохірургії високочастотний струм використовується для розрізання або коагуляції живої тканини. Цей метод не слід плутати з електрокоагуляцією, коли струм пропускається через провід, а не через тканину, і провід відповідно нагрівається. Тим самим тепло розвивається в

тканинах, де тече струм, але електроди холодні. Біоімпеданс бере участь по-різному:

- визначення шляху ВЧ-струму і впливу металевих імплантатів, якщо такі є;
- управління вихідною характеристикою;
- контроль спеціальних процесів коагуляції;
- контроль безпеки важливих функцій нейтральної поворотної пластини.

Таким чином, участь біоімпеданса стосується як функцій, так і безпеки. Використання РЧ високої потужності безпосередньо на тканини пацієнта передбачає високі фактори ризику.

Однополярна (монополярна) схема використовується в загальній хірургії, рис. 1.3. Активний електрод має дуже високу щільність струму в тканині поруч з самим електродом, а зворотний струм забезпечується нейтральним електродом великої площі. Останній часто покритий липким гідрогелем для прямої фіксації на шкірі, а ось активний може бути ручним і вільним або ендоскопічним.

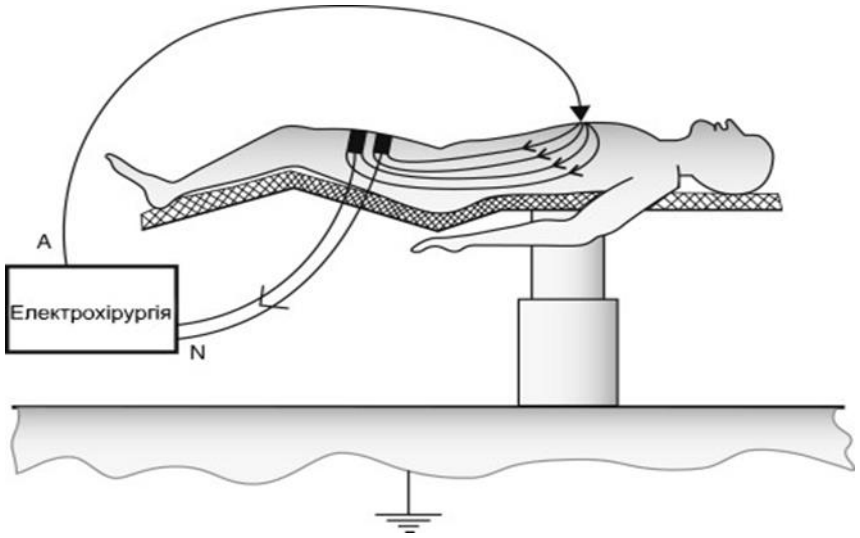


Рисунок 1.3. Монополярна електрохірургія

Біполярні щипці використовуються для мікрохірургії, вони представляють собою джерело дипольного струму в тканині, а нейтральний зворотний електрод не використовується.

Застосована форма хвилі є більш-менш чисто синусоїдальною в режимі розрізу, але сильно пульсує з коефіцієнтом амплітуди 10 або більше для режиму розширеної коагуляції. При поширеній коагуляції контакт з тканиною не є критичним; струм передається в тканину в основному через фульгурацію (електричні дуги).

Газ аргон іноді використовується в якості направляючої дуги середовища. Він випливає з електрода в основному для двох цілей: для полегшення утворення дуги між електродом і поверхнею тканини та для її запобігання, а також для запобігання проникнення кисню в зону коагуляції. В цьому режимі роботи між металевим електродом і тканиною не відбувається контакту. Газовий струмінь також здуває рідини на поверхні тканини, полегшуючи тим самим поверхневу коагуляцію.

Інтенсивність струму, що протікає через область тканини, є найбільш важливою концепцією для розуміння електрохірургії, оскільки сама тканина, що піддається найбільшої інтенсивності, також піддається великим тепловим впливам. Місце розміщення дисперсійної пластини пов'язане з інтенсивністю струму. Наприклад, якщо ця пластина розташована поруч з хірургічною ділянкою, у колі втрачається менше енергії, і для досягнення бажаних ефектів на тканині необхідна більш низька щільність струму. З іншого боку, якщо вона розташована далеко від операційного поля, більшу кількість енергії втрачається через опір тіла, який вимагає більш високої щільності, і існує можливість піддавати пацієнта підвищеному ризику травми [9].

1.3 Види електродів для електрохірургії

Електроди для електрохірургії поділяються за принципом дії на монополярні та біполярні, а також за формою робочої частини, яка визначає їхнє застосування.

1. За принципом дії

○ Монополярні електроди. Для роботи потрібен один активний електрод (яким хірург працює з тканинами) та один нейтральний (пасивний) електрод, що кріпиться до тіла пацієнта на віддаленій ділянці. Струм проходить через тіло пацієнта від активного до нейтрального електрода. Використовуються для великих розрізів та коагуляції на значній площі, забезпечують більшу глибину проникнення та гнучкість у застосуванні.



Рисунок 1.4 -Набір монополярних електродів [10]

○ Біполярні електроди. Обидва полюси (активний та пасивний) розташовані на кінці одного інструменту (наприклад, пінцета). Струм проходить лише між двома кінчиками електрода, обмежуючи вплив невеликою ділянкою тканини. Ідеально підходять для точкової, делікатної коагуляції дрібних судин та роботи в чутливих зонах, де мінімізація поширення струму є критичною (наприклад, нейрохірургія, ЛОР-хірургія).

2. За формою робочої частини

Форма електрода визначає тип взаємодії з тканиною (різання або коагуляція).

○ Електрод-ніж (або голка) (рис.1.5): тонкий прямий або вигнутий електрод з гострим кінцем (голка має діаметр близько 0,5 мм). Висока щільність струму на кінчику дозволяє виконувати точні розрізи (електротомія) з мінімальним пошкодженням навколишніх тканин.



Рисунок 1.5 -Електрод -ніж

○ Електрод-петля (рис.1.6): тонка вольфрамова нитка (товщина близько 0,35 мм), зігнута у формі петлі (круглої або овальної). Використовується для зрізання поліпів, біопсії, видалення новоутворень. Забезпечує одночасне різання та коагуляцію країв рани.



Рисунок 1.6 -Електрод-петля

○ Електрод-кулька (сферичний) (рис.1.7): електрод із заокругленим кінцем різних діаметрів (наприклад, 4 мм). Велика площа контакту призначена для поверхневої коагуляції, припинення дифузної кровотечі на широкій ділянці.



Рисунок 1.7- Електрод-кулька

- Плоский електрод: дископодібна або прямокутна плоска поверхня. Застосовується для широкої коагуляції, припікання великих поверхонь, іноді використовується як нейтральний електрод.

Більшість сучасних електродів виготовляються з високоякісних металів, часто з вольфрамової нитки для ріжучих елементів, і є автоклавованими (багаторазовими) або одноразовими.

- Біполярні інструменти

Це зазвичай цілі інструменти (наприклад, пінцети або ножиці) з ізольованими ручками.

Біполярний пінцет (рис.1.8): звичайний медичний пінцет, але кожна з його браншів (половинок) є окремим полюсом. Зазвичай мають силіконові або пластикові ізолюючі покриття, за винятком самих кінчиків.



Рисунок 1.8- Біполярний пінцет [10]

Нейтральний (пасивний) електрод (рис.1.9): велика гнучка пластина (може бути одноразовою гелевою або багаторазовою силіконовою), яка кріпиться до шкіри пацієнта.



Рисунок 1.9 -Нейтральний електрод

1.4 Електрохірургічні сигнали

Різні форми хвилі можуть бути використані для різних електрохірургічних процедур. Для різання часто використовується безперервна синусоїда з однією частотою. Швидкий нагрів тканини призводить до вибухового випаровування інтерстиціальної рідини. Якщо напруга досить висока (розмах >400В), парова оболонка іонізується, утворюючи провідну плазму. Електричний струм продовжує текти від металевого електрода через іонізований газ в тканину. Швидкий перегрів тканини призводить до її випаровуванню, фрагментації і викиду фрагментів, що дозволяє розрізати тканину. При застосуванні безперервної хвилі дифузія тепла зазвичай призводить до утворення зони значного термічного

пошкодження. Напруга холостого ходу в електрохірургічних коливаннях зазвичай знаходиться в діапазоні від 300 до 10000В.

Більш висока точність може бути досягнута за допомогою імпульсних сигналів. Використовуючи сплески тривалістю в кілька десятків мкс, тканину можна розрізати, в той час як розмір зони дифузії тепла не перевищує клітинного масштабу. Крім того, можна уникнути накопичення тепла під час повторного застосування пакетів, якщо між пакетами забезпечується достатня затримка, що дозволяє тканині остигати. Співвідношення часу включення і виключення можна варіювати, щоб забезпечити контроль швидкості нагріву. Пов'язаний параметр, робочий цикл, визначається як відношення часу включення до періоду (часу одного циклу включення та виключення). У термінології електротехніки процес зміни цього відношення для досягнення середньої амплітуди замість безпосередньої зміни амплітуди називається широтно-імпульсною модуляцією (ШІМ).

Основні типи електрохірургічних сигналів (форм хвиль):

- Сигнал для різання (Cut): Це немодульована, безперервна синусоїда високої частоти (зазвичай 300 кГц - 5 МГц). Він забезпечує швидке нагрівання та випаровування води з клітин, що призводить до точного розрізу тканин з мінімальним пошкодженням навколишніх ділянок.

- Сигнал для коагуляції (Coagulation): Це модульований, переривчастий сигнал. Він складається з коротких імпульсів високочастотного струму з тривалими паузами між ними. Такий режим роботи забезпечує повільніше, але глибше нагрівання тканин, що спричиняє денатурацію білків та утворення тромбу (коагуляцію) для зупинки кровотечі.

- Сигнал для змішаного режиму (Blend): Це комбінація сигналів різання та коагуляції, що дозволяє одночасно розрізати тканини та контролювати кровотечу.

Залежно від конфігурації електродів, сигнали також можуть бути:

- Монополярними: Струм протікає від активного електрода через тіло пацієнта до великої нейтральної пластини.

- Біполярними: Струм протікає тільки між двома кінцями біполярного пінцета або іншого інструменту, забезпечуючи більш локалізований і контрольований ефект.

1.5 Електрохірургічні ускладнення

Типові рівні потужності в уніполярній електрохірургії становлять близько 80 Вт (500 Ом, 200 В, 400 мА діюче значення), в біполярному режимі 15 Вт (100 Ом, 40 В, 400 мА діюче значення). Частотний зміст синусоїдальної хвилі, звичайно, є просто частотою повторення, зазвичай близько 500 кГц. В імпульсному режимі частотний зміст дуже широкий, але велика частина енергії буде знаходитися в смузі частот 0,5-5 МГц. В імпульсному режимі пікова напруга може досягати 5000В, тому проблема ізоляції в дуже вологому середовищі.

Електричний струм для медичних цілей працює на частотах від 240 кГц до 3,3 МГц вище діапазону, в якому відбувається нервово-м'язова стимуляція, за допомогою чого струм проходить від генератора через активний електрод (ручний блок) в тканину і виходить через поворотний електрод (заземлення). Це найбільш поширена форма електрохірургії, яка призводить до найбільш частих типів хірургічних пошкоджень.

Схема функціонує так, що електричне коло проходить між двома електродами, розташованими близько один до одного, і струм, що проходить в тканини між електродами. В цьому випадку прокладка, що заземлюється, не потрібна. Таким чином, це потенційно більш безпечна форма методу, тому що струм не поширюється по всьому тілу, і це усуває ризик опіків в результаті ємнісного зв'язку або травми в місці погано розташованого заземлення.

Електрохірургічні травми можуть бути викликані поганим контактом заземлення, прямим пошкодженням контакту з органом, пошкодженням

ізоляції або ємнісним зв'язком. Пряме пошкодження виникає, коли відкрита металева частина електрода ненавмисно контактує з тканиною. Це може статися, якщо ця частина активного електрода знаходиться поза полем зору, коли струм активований. Це також відбувається, якщо кінчик електрода контактує з іншим металевим інструментом, і цей інструмент знаходиться в контакті з тканиною поза увагою. Як хірург, так і оператор зобов'язані стежити за тим, щоб під час процедури були видні всі поверхні активних електродів і щоб ці поверхні не стикалися з іншим металевим інструментом під час активації.

Травма, викликана пошкодженням ізоляції, відбувається, коли ізоляційний шар приладу був пошкоджений в результаті старіння або коли використовується дуже висока напруга електрики. Якщо пошкоджена ізольована частина знаходиться в контакті з органом, коли струм активується, то відбувається ненавмисне пошкодження. Найкращою демонстрацією того, що ізоляція не є абсолютним бар'єром, є ємнісний зв'язок. Цей зв'язок виникає, коли ізоляція розміщується між двома провідниками, і при достатній напрузі на одному провіднику накопичується заряд, який потім проходить через ізоляцію до іншого провідника. Це було великим ризиком, коли використовувалися металеві канюлі з пластиковими комірами. Замість того, щоб ємнісний пов'язаний струм розсіювався металевим контактом великого діаметра через стінку корпусу, пластиковий комір зменшував площу поверхні, збільшував щільність струму і приводив до опіку [11]. Деякі ураження можуть бути викликані електрокоагуляцією, а опіки є найбільш поширеними і небезпечними.

Весь періопераційний період становить ризик для пацієнта, починаючи з моменту, коли він входить в операційну, до його повернення в відділення, і електрохірургія є одним з таких ризиків. Знання наукових та фізичних принципів застосування електрохірургічних пристроїв повинно бути направлено на всіх, хто бере участь в хірургічному втручанні, не тільки для підвищення ефективності і використання всіх корисних функцій пристрою,

але і для запобігання його неправильного використання та пошкодження пацієнтів.

Саме тому метою роботи є дослідження електропровідності біологічних тканин і розробка блоку індикації для електрохірургічного апарату

Задачі роботи:

- дослідити електропровідність м’язової тканини;
- провести конструктивний аналіз сучасних апаратів для електрохірургії;
- реалізувати структурну та функціональну схеми приладу;
- розробити електричну схему блоку індикації; написати програму для роботи мікроконтролера.

2 ДОСЛІДЖЕННЯ ЕЛЕКТРОПРОВІДНОСТІ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН. РОЗРОБКА БЛОКУ СВІТЛОДІОДНОЇ ІНДИКАЦІЇ ДЛЯ АПАРАТУ ЕХВЧ-300-РК НАДІЯ-2

2.1 Термічний вплив електричного струму

Електричний струм є однією з фундаментальних форм енергії, що взаємодіє з живими системами на різних рівнях організації. Біологічні тканини, будучи складними провідними середовищами, реагують на проходження електричного струму через них не лише з точки зору електрофізіологічних ефектів, а й унаслідок перетворення електричної енергії в теплову (рис.2.1). Саме термічний компонент впливу струму є визначальним фактором структурних змін, ушкоджень і загибелі клітин у разі інтенсивного або тривалого проходження електричного потоку через тканину.



Рисунок 2.1 – Дія електричного струму на оргганізм людини

У результаті проходження електричного струму через тканину відбувається перетворення електричної енергії в теплову з подальшим локальним підвищенням температури. Температурний градієнт у різних

ділянках тканини визначається неоднорідністю її електричного опору. Наприклад, у місцях переходу середовищ із різною провідністю — між клітинною мембраною та цитоплазмою — спостерігається накопичення заряду, що зумовлює локальні перегріви. Такі мікрорівневі термічні ефекти можуть мати вирішальне значення для структури і функції клітини, навіть якщо загальне підвищення температури тканини незначне.

Підвищення температури змінює фізико-хімічні властивості біологічних тканин. Зокрема, із зростанням температури спостерігається зниження в'язкості цитоплазми, зміна проникності клітинних мембран, денатурація білків і руйнування структурних компонентів клітини. Процес денатурації білків має особливе значення, оскільки він є незворотним і супроводжується втратою функціональної активності клітинних ферментів та білкових комплексів.

Коли температура тканини перевищує певний критичний поріг (приблизно 45–50 °C), розпочинається коагуляція білкових структур. Це веде до порушення метаболізму, зупинки клітинного дихання та загибелі клітин. На макрорівні такі процеси проявляються як термічні пошкодження — коагуляційний некроз або дегідратація тканини. При вищих температурах (>70 °C) настає повне руйнування клітинних мембран і структурних білків, що робить процес незворотним.

Тепловий вплив електричного струму має виражений градієнт глибини: зовнішні шари тканини можуть перегріватися сильніше через більший опір, тоді як глибші ділянки — нагріватися менше. Водночас, у разі високих напруг і коротких імпульсів, значна частина енергії може проникати вглиб тканини, створюючи об'ємне нагрівання. Це пояснюється складним розподілом електричного поля та неоднорідністю тканинного опору.

Окрім макроскопічного нагріву, електричний струм викликає мікроскопічні ефекти, пов'язані з локальними концентраціями іонів біля

мембран і в цитоплазмі. Внаслідок руху заряджених частинок у неоднорідному електричному полі формується мікроскопічна поляризація, яка може спричиняти локальне нагрівання і порушення структури білкових молекул. Особливо чутливими до таких впливів є нервові клітини та м’язові волокна, де високий рівень електричної активності поєднується з тонкою структурною організацією мембран.

На клітинному рівні термічний вплив електричного струму проявляється як сукупність процесів, пов’язаних із локальним підвищенням температури, зміною електричних властивостей клітинної оболонки та внутрішньоклітинного середовища. Біологічна клітина, по суті, є мікроскопічною електрохімічною системою, у якій струм проходить через декілька фазових меж — між цитоплазмою, ліпідним бішаром мембрани та позаклітинним простором. Кожна з цих меж характеризується власним електричним опором, ємністю і тепловою провідністю.

Під дією електричного струму в мембрані клітини спостерігається локальне накопичення зарядів. Оскільки ліпідний бішар має високий питомий опір, навіть відносно слабкий струм може створювати значні локальні напруженості поля, які сприяють поляризації мембрани. Це, у свою чергу, викликає зростання температури в мікроскопічних ділянках мембранних білків і ліпідів. В умовах інтенсивного впливу електричної енергії можливе часткове плавлення або дестабілізація мембранних структур, що призводить до втрати цілісності клітини.

Одним із ключових фізичних механізмів термічного впливу є йонне тертя. Рух заряджених частинок у провідному середовищі супроводжується зіткненнями з молекулами води, білками та іншими компонентами цитоплазми. Кінетична енергія цих зіткнень частково перетворюється в тепло, яке рівномірно або локально підвищує температуру тканини. При цьому щільність тепловиділення прямо залежить від концентрації йонів, сили струму і тривалості його проходження.

Тривале або інтенсивне нагрівання спричиняє порушення водного балансу клітини. Через підвищення температури зростає швидкість випаровування води з цитоплазми, що веде до дегідратації тканини. Зменшення кількості вільної води змінює колоїдний стан білків і сприяє їхній агрегації. Водночас підвищується в'язкість внутрішнього середовища клітини, порушується транспорт речовин і знижується дифузійна здатність мембран.

При температурах понад 45 °C починаються незворотні біохімічні зміни. Денатурація білків супроводжується втратою третинної і четвертинної структури, що призводить до руйнування ферментних систем. Зміна білкових структур зумовлює не лише припинення метаболічних реакцій, а й порушення механічної цілісності тканини. У білкових волокнах утворюються зони коагуляції, де білкові ланцюги злипаються, утворюючи щільну аморфну масу. Коагуляційний процес має суттєве значення для термічної динаміки біологічних систем. На відміну від простого нагрівання, при коагуляції білків втрачається здатність тканини проводити струм, оскільки білки переходять у твердий стан із низькою електропровідністю. Таким чином, у міру підвищення температури опір тканини може зростати, що спричиняє нерівномірність розподілу електричної енергії в об'ємі. Це створює ефект локальних гарячих зон, у яких відбувається подальше інтенсивне тепловиділення і руйнування клітин.

На молекулярному рівні термічний вплив струму призводить до розриву слабких міжмолекулярних зв'язків — водневих, іонних та ван-дер-ваальсових. Зокрема, білкові структури, стабілізовані водневими зв'язками, є особливо вразливими до нагрівання. Розрив цих зв'язків веде до втрати просторової організації білка та його функціональної активності. Такі зміни є необоротними, і клітина не здатна відновити пошкоджені структури навіть після припинення дії струму.

Крім білків, термічні процеси впливають і на ліпідний компонент клітинних мембран. При нагріванні понад 50–60 °C ліпідні шари переходять із рідкокристалічного стану в аморфний, що порушує бар'єрні властивості

мембрани. Це сприяє витоку внутрішньоклітинного вмісту і надходженню іонів ззовні. Такі процеси прискорюють загибель клітини, оскільки порушується електрохімічний потенціал і гомеостатичні механізми.

Зміни електропровідності тканини під дією тепла носять нелінійний характер. На початкових етапах нагрівання підвищення температури зменшує в'язкість цитоплазми і підвищує рухливість іонів, унаслідок чого електропровідність зростає. Проте після досягнення певного критичного рівня, коли починається коагуляція і дегідратація, провідність різко падає. Це створює складну зворотну залежність між температурою та опором тканини, яка визначає стабільність або нестабільність теплового процесу.

У біологічних тканинах, де струм проходить через неоднорідні ділянки (судини, клітинні простори, волокна сполучної тканини), формується нерівномірне теплове поле. Його характер залежить від структури тканини, напрямку струму і частоти його зміни. Навіть при відносно малих струмах можливе утворення локальних перегрівів у місцях переходу різних середовищ, що зумовлює мікроскопічні ушкодження, непомітні на макрорівні, але критичні для функціонування клітинних структур [12].

2.2 Дослідження електропровідності біологічних тканин

Електропровідність g біологічних тканин обумовлена присутністю в електролітах іонів, які є вільними зарядами і створюють в організмі струм провідності під дією електричного потенціалу, що випромінюють як зовнішні джерела, так і генерують живі клітини. Струм провідності в живих тканинах залежить від їх типу, виду та віку тварини, а для тканин, клітини яких являють собою волокна – від їх орієнтації відносно напряму вектору електричного поля.

Значний вплив на електропровідність біологічних тканин має вміст води. До тканин з малим вмістом води (до 15% маси) відноситься жирова та кісткова

тканина. Їхня питома електропровідність є незначною: 0,02–0,03 См·м$^{-1}$ на частотах нижче 1 кГц і біля 0,2–0,3 См·м$^{-1}$ на більш високих частотах (МГц). Для тканин з більшим вмістом води (70–80% маси тканини – в нирках, печінці, скелетних та сердечних м'язах, головному мозку), електропровідність на порядок вища – до 1 См·м$^{-1}$. Електропровідність самої води дуже незначна, так для дистильованої води – від 10^{-5} до 10^{-4} См·м$^{-1}$, для води, перегнаної в вакуумі, – 10^{-7} См·м$^{-1}$. Розчинення в воді солей різко підвищує електропровідність: розчин хлориду натрію при 37°С – 0,15 См·м$^{-1}$. У свою чергу, електропровідність біологічних рідин наступна: плазма крові 1,5 См·м$^{-1}$, жовч 1,7 См·м$^{-1}$, сеча 2,6–3,3 См·м$^{-1}$ [13].

Досліджено вплив електричного струму, що генерується генератором імпульсів Г5–54, на електропровідність біологічної тканини. Фіксація ефекту змін електричної провідності біотканини залежно від впливу електричного струму заданої частоти реєструється за допомогою універсального осцилографа С1–93.

Зміна електричного опору та напруги біологічної тканини реєструється за допомогою вольтметра. В якості зразків біологічної тканини взято м'язову тканину. За результатами дослідження отримано наступні результати рис. 2.2, 2.3.

Таблиця 2.1 -Параметри електричного струму

Параметри електричного струму	Значення
Амплітуда	30 В
Тривалість імпульсів	10^{-4} с
Часовий зсув	0
Режим	Безперервний

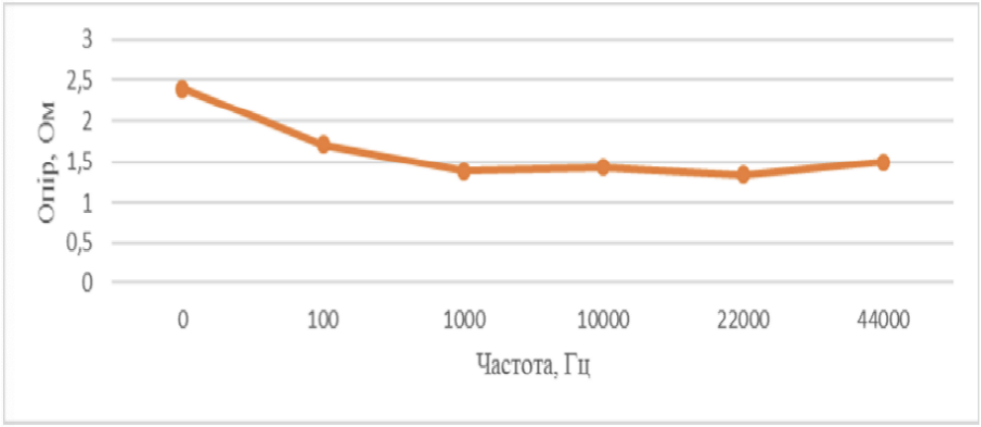


Рисунок 2.2- Залежність електричного опору від частоти для м’язової тканини

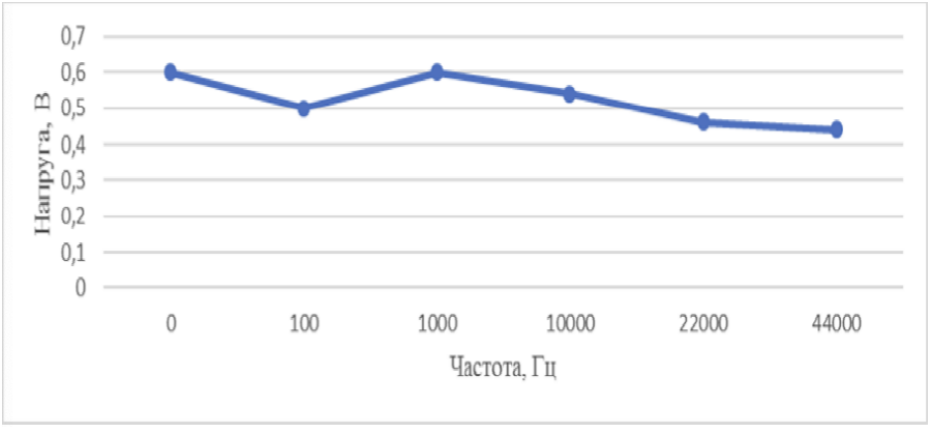


Рисунок 2.3 - Залежність напруги від частоти для м’язової тканини

Результати показують, що опір має нелінійний характер і змінюється на обраному інтервалі частот від 1,5 до 2,5 Ом для неживої м’язової тканини. Значення різниці потенціалів знятої з біооб’єктів також має нелінійний характер, та коливається в межах 0,4–0,6 В на дослідженому інтервалі частот.

Причому, опір біологічних об'єктів змінному струмові нижче, ніж постійному; опір не залежить від величини струму, якщо ця величина нижче фізіологічної норми; опір біологічних об'єктів при даній частоті постійний, якщо не змінюється їх фізіологічний стан; опір біологічних об'єктів при даній

частоті падає, якщо змінюється фізіологічний стан в сторону відмирання тканин.

2.3 Схема функціювання апаратів для електрохірургії

Аналіз конструкції апаратів для електрохірургії показав, що йайбільш типовою є наступна схема функціювання (рис. 2.4). Формування вихідного сигналу здійснюється за допомогою високочастотного генератора 1. Сигнал високої частоти збільшує потужність в підсилювачі 2 і подається на пристрій гальванічної розв'язки 3, який зазвичай представляє собою високочастотний трансформатор, з вторинної обмотки якого високочастотний сигнал надходить на інструмент 4 через робочий кабель 5 і пасивний електрод 13 за допомогою окремого кабелю. Управління параметрами (напруга, потужність) високочастотного сигналу на виході апарату здійснюється за допомогою пристрою управління 6. Який в залежності від обраних параметрів оператором, генерує сигнали завдання на вихідну напругу і потужність, які порівнюються у вузлах порівняння напруги 7 і потужності 8 з істинними значеннями цих параметрів на виході, що надходять через гальванічну розв'язку 3 з датчика напруги 9 і обчислювача потужності 11. Обчислювач потужності забезпечує множення сигналів датчика напруги 9 і датчика струму 12. У результаті зазначеного порівняння формуються сигнали управління модулятором напруги живлення 10, який змінює напругу живлення підсилювача 2 залежно від сигналів управління, тим самим, підтримуючи задані пристроєм управління 6 величини напруги і потужності вихідного сигналу електрохірургічного апарату.

В процесі роботи апарату через безупинно мінливі параметри - відстань між електродом і тканиною, характеристики парогазового проміжку, характер і стан оперованої тканини, положення робочого кабелю, типу інструменту, розташування пасивного електроду, в широких межах змінюється

комплексний опір (імпеданс) вихідного кола. У зв'язку з цим, при дисекції та коагуляції змінюються характеристики взаємодії струму з оперованої тканиною - потужність поглинання тканиною, характеристики дуги, ширина і глибина проникнення струму, а отже, і якісні параметри зони пошкодження тканини.[14,15]

Для компенсації зміни параметрів взаємодії передбачена стабілізація та програмне управління вихідний потужності або вихідного струму. При цьому із-за діапазону змін характеристик взаємодії, межі стабілізації значною мірою обмежені. Це, в першу чергу, пов'язано з низькою частотою вихідного сигналу. Зміна вихідного струму при постійних умовах взаємодії обернено пропорційна його вихідний частоті. Наприклад, при постійній вихідній напрузі і певній відстані між електродом і тканиною вихідний струм на частоті 3000 кГц буде в 7 разів більше, ніж на частоті 440 кГц, що вказує на значне розширення діапазону стабілізації вихідних параметрів. Ця обставина призводить до зменшення часу впливу для отримання бажаного кінцевого результату.

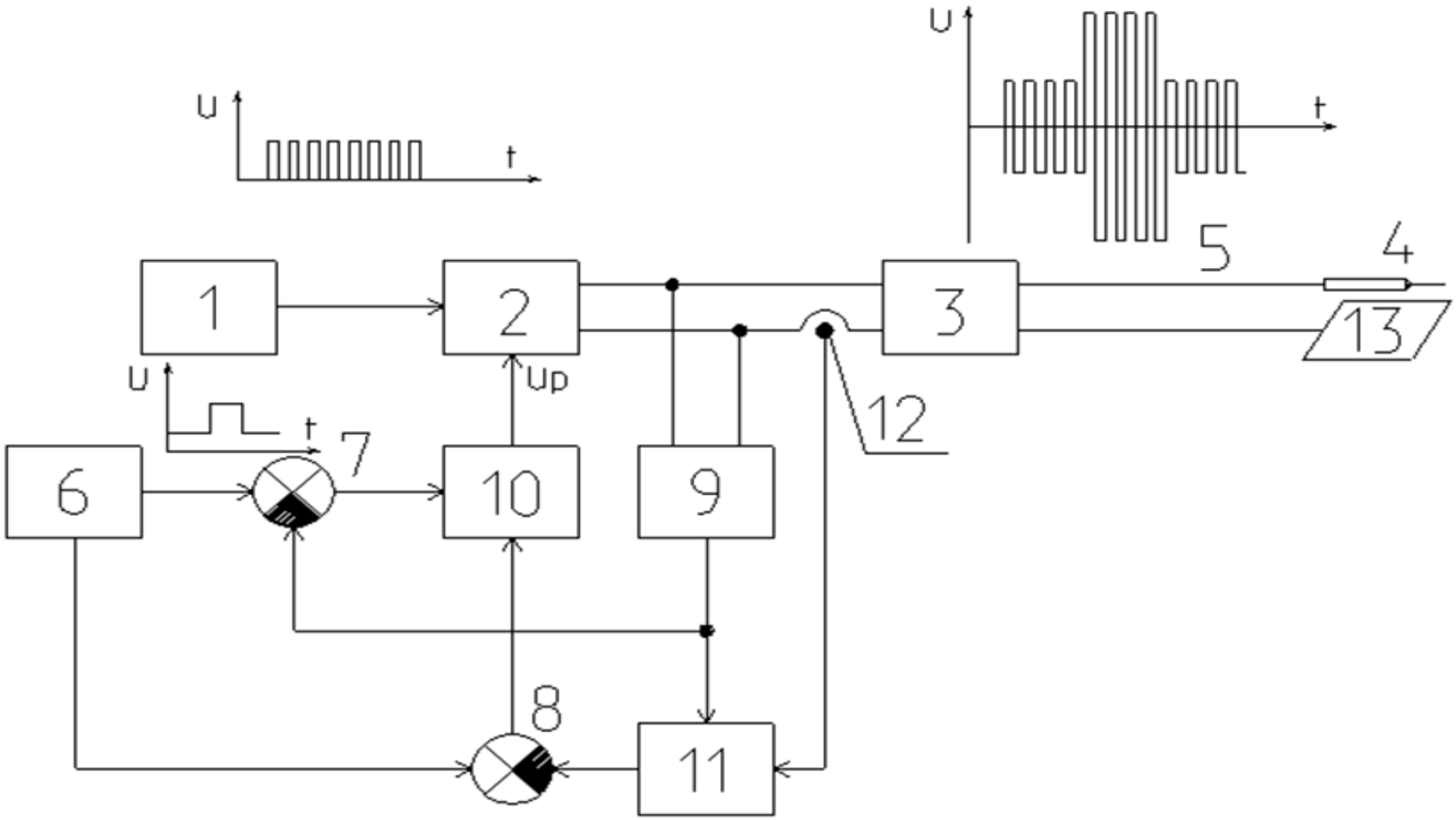


Рисунок 2.4 – Узагальнена функціональна схема апаратів для високочастотної електрохірургії

2.4 Розробка структурної схеми апарату для електрохірургії

Хірургічні операції, що виконуються з використанням високочастотного струму, мають кілька переваг у порівнянні з традиційними методами: підвищення стерильності, зниження крововтрати і т. д. Схема проведення операції з використанням радіочастотного струму (РЧ) показана на рис. 2.5.

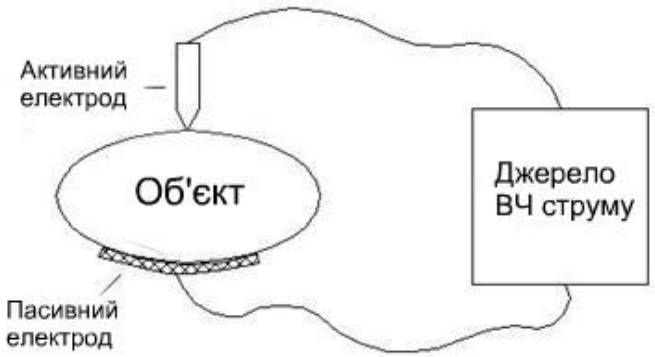


Рисунок 2.5 – Схема операції за допомогою ВЧ струмів

«Різка» виконується активним електродом, на який подається струм від джерела РЧ. Активний електрод має загострену форму для створення більшої щільності струму в точці контакту. Це призводить до сильного нагрівання тканин (> 100 °С) і розриву їх. З протилежного боку на об'єкті закріплюється пасивний електрод з м'якого матеріалу, просоченого провідним складом. Пасивний електрод має велику площу, так що щільність струму через нього мала і не викликає згоряння.

Струм різання може досягати 1 А при напрузі 200 В, тобто потужності 200 Вт. Саме тому частота обрана велика (1,66 МГц). В цьому випадку, больовий поріг значно вище, ніж 1 А, і такий струм не викликає ніякої реакції від опорно-рухового апарату пацієнта.

Розглянемо будову та принцип роботи високочастотного хірургічного пристрою, такого як ЕХВЧ-300-РК Надія-2 (рис.2.6, 2.7), (електрохірургічний апарат, максимальна потужність 300 Вт). Цей пристрій призначений для різання і коагуляції.



Рисунок 2.6 – Загальний вигляд апарату [14]

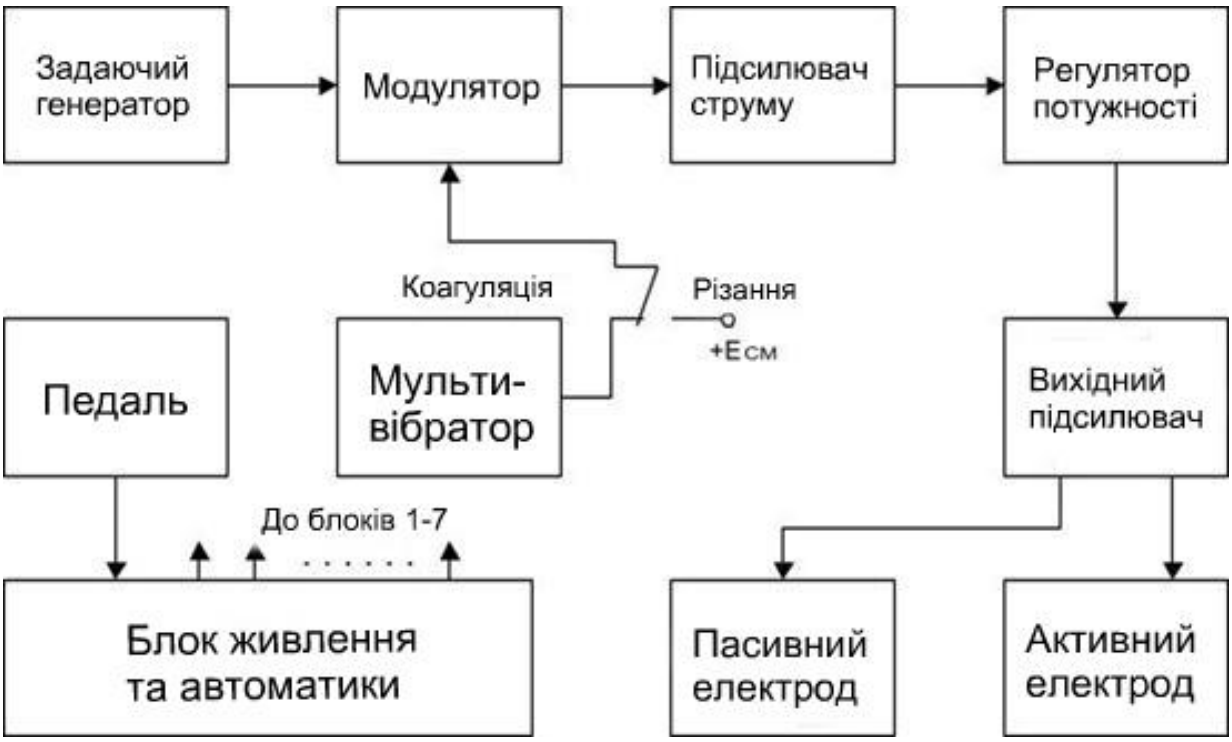


Рисунок 2.7 - Структурна схема апарата ВЧ хірургії

Даний апарат призначений для розрізання м'яких тканин моноактивним способом і коагуляції кровоносних судин на високій частоті при виконанні хірургічних операцій в стаціонарних і пересувних операційних. Застосовується при проведенні операцій в загальній хірургії, травматології, онкології, проктології, гінекології, ендоскопії в умовах медичних центрів, лікарень та клінік.

Відмінні риси моделі ЕХВЧ-300-РК:

- рідкокристалічний сенсорний екран;
- 8 різних базових режимів різання і коагуляції;
- можливість програмувати (із занесенням в пам'ять апарату) до 10 профілів роботи.

Апарат забезпечує:

- роботу протягом 8 годин з максимальною вихідною потужністю на номінальне навантаження 200 Ом в повторно-короткочасному режимі: подача струму високої частоти - не більше 10 секунд, пауза - не менше 30 секунд;
- світлову індикацію подачі напруги живлення, види режимів роботи, рівня вихідної потужності, розриву ланцюга пасивного (нейтрального) електрода;
- звуковий частотно-тембровий супровід зміни рівня вихідної потужності, режимів роботи, розриву ланцюга пасивного (нейтрального) електрода;
- встановлення робочого режиму через 1 хвилину після вімкнення апарату;
- безперервну роботу тривалістю не менше 8-и годин з наступною перервою не менше 2-х годин;
- дискретне регулювання вихідної потужності у всіх режимах роботи;
- обмеження величини напруги і сили струму вихідного електричного сигналу.

Таблиця 2.2 – Основні технічні характеристики апарату ЕХВЧ-300-РК Надія-2

Максимальна потужність вихідного електричного сигналу	
– в режимі монополярного різання	300 Вт
– в режимі монополярного різання змішаному	200 Вт
– в режимі біполярного різання	300 Вт
– в режимі біполярного різання з перекриттям	300 Вт
– в режимі монополярної коагуляції	250 Вт
– в режимі монополярної коагуляції форсованої	120 Вт
– в режимі біполярної коагуляції	120 Вт
– в режимі біполярної коагуляції з підвищеним опором тканин	120 Вт
Оптимальне навантаження	
– в режимі монополярного різання	500 Ом
– в режимі монополярного різання змішаному	500 Ом
– в режимі біполярного різання	100 Ом
– в режимі біполярного різання з перекриттям	20 Ом
– в режимі монополярної коагуляції	200 Ом
– в режимі монополярної коагуляції форсованої	100 Ом
– в режимі біполярної коагуляції	100 Ом
– в режимі біполярної коагуляції з підвищеним опором тканин	50 Ом

Робоча частота вихідного електричного сигналу	440 кГц
Споживана потужність	не більше 600 ВА
Габаритні розміри	
– електронного блока	290х215х125 мм
– педалі управління	230х195х45 мм
Маса комплекта	не більше 6 кг

На рис. 2.8 показана спрощена принципова схема задаючого генератора. Яка працює за схемою зворотного зв'язку (ЗЗ) трансформатора. Глибина ЗЗ вибирається шляхом регулювання взаємної індуктивності М. Режим постійного струму забезпечується резисторами дільника R_1-R_3 та емітерним режимом R_4.

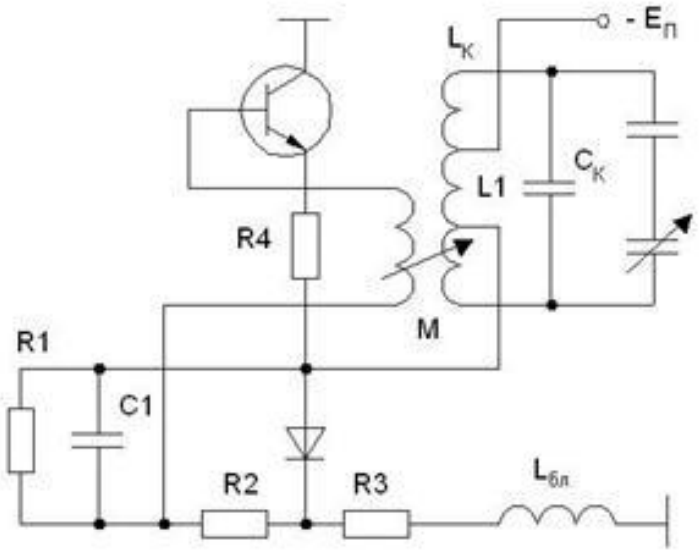


Рисунок 2.8 – Схема задаючого генератора

Конденсатор C_1 служить для обходу резистора змінного струму R_1, а індуктивність $L_{бл}$ (блокувальна) - для збільшення опору кола дільника змінного струму. Це зменшує втрату прибутку в колі ЗЗ. Діод стабілізує амплітуду задаючої напруги. Зазвичай він закривається зворотним зміщенням, але коли амплітуда сигналу перевищує певне значення, він відкривається, обходить сигнал ЗЗ і зменшує посилення контуру.

На рис. 2.9 показано взаємозв'язок між основними компонентами РЧ-хірургічного апарату: задаючим генератором, підсилювачем струму, вихідним підсилювачем і модулятором.

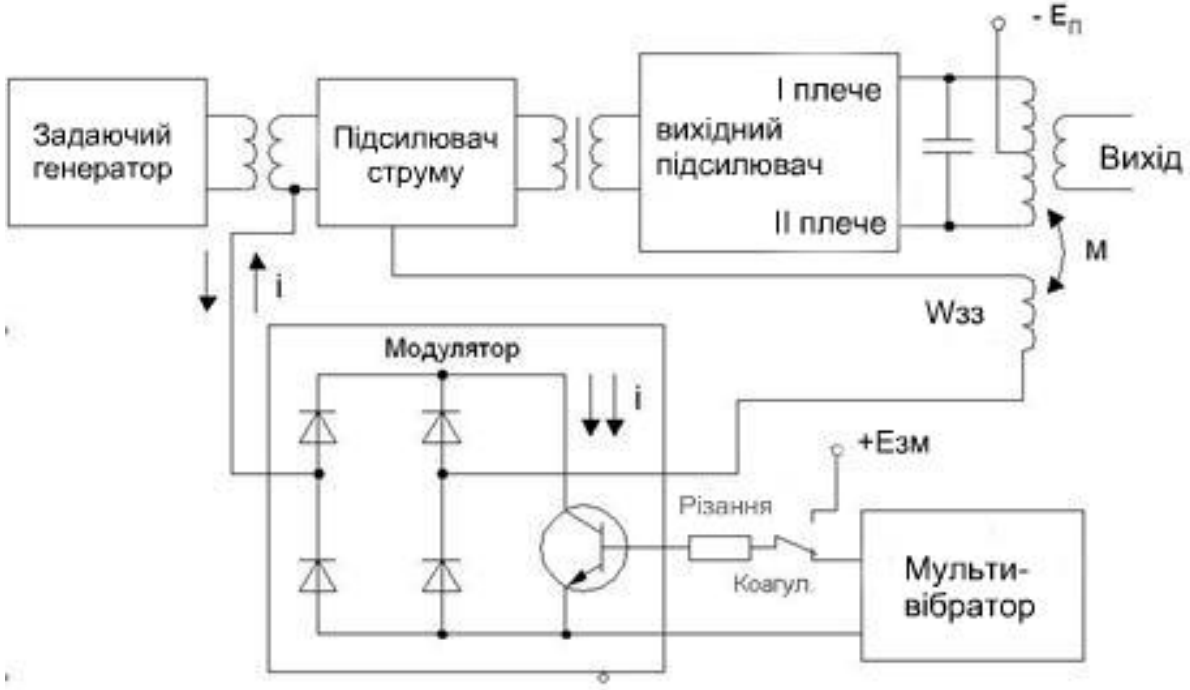


Рисунок 2.9 - Функціональна схема апарату ВЧ хірургії

Вихідний підсилювач складається з двотактної схеми, що працює в режимі В (з відключенням струму) (2.10). Вихідний кінець включає в себе схему коливань для узгодження вихідного опору підсилювача з навантаженням. Весь підсилюючий тракт покритий негативним ЗЗ ($W_{зз}$), який захищає лікаря від попадання під ВЧ напругу без контакту активного електрода з об'єктом. У той же час глибина ЗЗ збільшується, а вихідна напруга зменшується. Модулятор являє собою діодний міст, підключений до схеми ЗЗ

загального призначення. Комутація моста виконується транзистором, який управляється мультивібратором. У положенні вимикача «різання» транзистор завжди відключений від джерела зсуву $E_{зм}$, і змінний струм протікає через нього в одному напрямку. У режимі коагуляції імпульс від мультивібратора періодично відкриває транзистор, що призводить до імпульсної модуляції (маніпуляції) ВЧ-струму. Частота імпульсу модуляції вибирається близько 16 кГц.

Розглянемо найбільш важливий вузол - вихідний підсилювач. Його потужність дуже велика - від десятків до сотень ват. Тому одною з основних вимог до нього буде висока ефективність. В якості активних компонентів вихідних підсилювачів потужного електронного медичного обладнання все частіше використовуються транзистори. Важливим питанням буде відведення тепла, що обумовлено електричними втратами на них. Для високої ефективності рекомендується використовувати двотактний каскад, що працює в режимі В (кут відсічення $2q = 180$ °) або з більшим кутом відсічки.

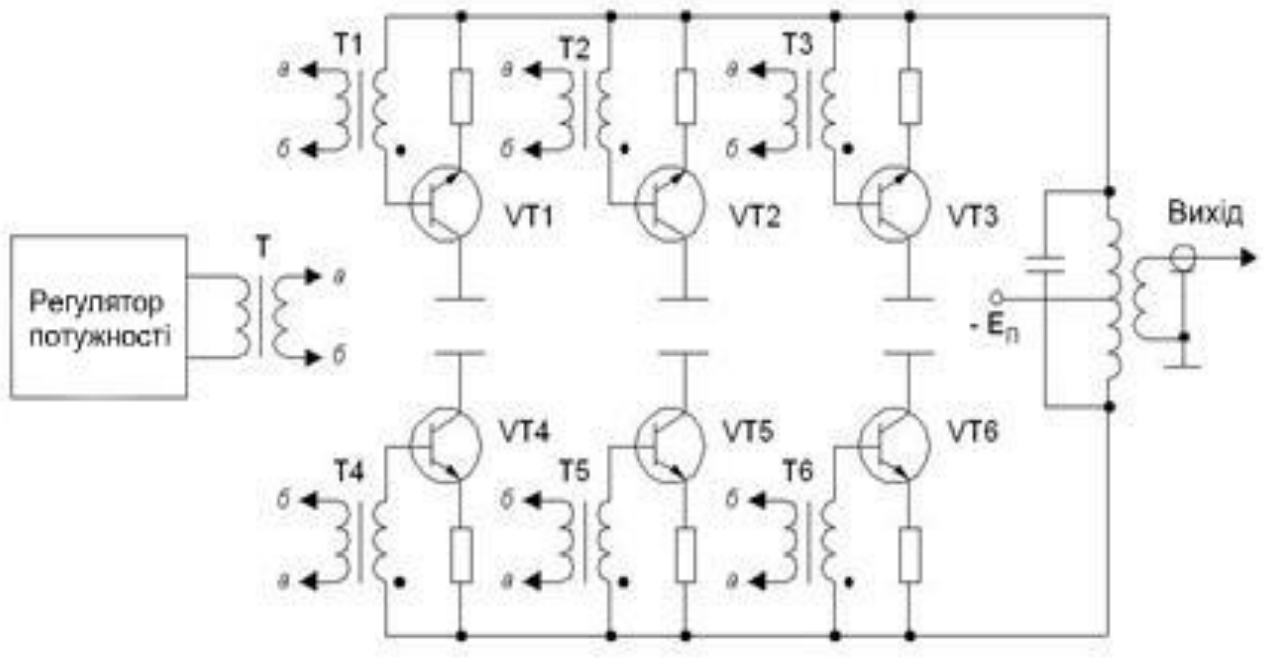


Рисунок 2.10 – Вихідний підсилювач апарату ВЧ хірургії

Вихідний підсилювач виконаний по двотактній схемі, яка працює в режимі В, а в плечі підключено по три транзистора, що з'єднані паралельно (VT_1-VT_3 і VT_4-VT_6 відповідно). Вони управляються незалежно від окремих трансформаторів T_1-T_6, первинна обмотка трансформатора з'єднана з вторинною обмоткою трансформатора Т. Отже, колектор транзистора може бути заземлений. Але в цьому випадку, як радіатор, можна використовувати звичайну плиту, яка може бути використана в якості опорної конструкції і заземлена. Отже, проблема зменшення загального розміру вирішена. В емітерні кола транзистора підключені резистори з невеликим опором (близько 1 Ом). Це необхідно для врівноваження характеристик транзистора і забезпечення його рівномірного струмового навантаження.

2.5 Розробка блоку світлодіодної індикації для апарату високочастотної електрохірургії

Кожен апарат для високочастотної електрохірургії потребує певного покращення у сфері індикації. Лікарі, проводячи важку операцію, можуть допустити певну помилку, яка пов’язана з перебоями в роботі приладу. Зазвичай, це проблема відключення приладу через деякий період часу, або коли світло вимкнулося, а джерел безперебійного живлення не вистачає, або їх взагалі немає.

Використання приладів, які призначені саме для електрохірургії, а не для звичайної хірургії без підключення до мережі, може призвести до небажаних наслідків, оскільки електрохірургічні апарати добре розтинають тканини, одночасно зупиняючи кровотечу, а якщо використовувати прилади неправильно, то буде потрібна термінова допомога та медичні засоби для зупинки крові.

Саме для того, щоб забезпечити постійний моніторинг процесу роботи приладу, було запропоновано блок світлодіодної індикації на основі мікроконтролера Arduino Nano (рис. 2.11).

Arduino - платформа з відкритим вихідним кодом для створення електронних проектів. Arduino складається з фізичної програмованої друкованої плати (часто званої мікроконтролером) і частини програмного забезпечення або IDE (інтегрованого середовища розробки), яка працює на комп'ютері і використовується для запису і завантаження комп'ютерного коду на фізичну плату.

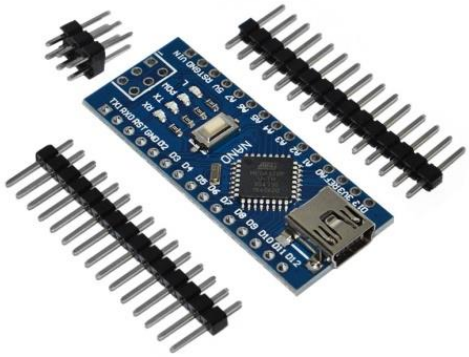


Рисунок 2.11 – Оригінальна плата Arduino Nano [14]

Для більшого розуміння роботи даної плати представлена її більш детальна конструкція з призначенням основних компонентів (рис.2.12).

Arduino Nano - це невелика, сумісна, гнучка і дружня до макету плата мікроконтролера, розроблена італійським Arduino.cc на основі ATmega328p (Arduino Nano V3.x) / Atmega168 (Arduino Nano V3.x). Він поставляється з робочою напругою 5В, однак вхідна напруга може варіюватися від 7 до 12В.

Arduino Nano Pinout містить 14 цифрових виводів, 8 аналогових виводів, 2 скидання і 6 виводів живлення. Кожен з цих цифрових і аналогових виводів призначається з декількома функціями, але їх основна функція повинна бути налаштована як вхід або вихід.

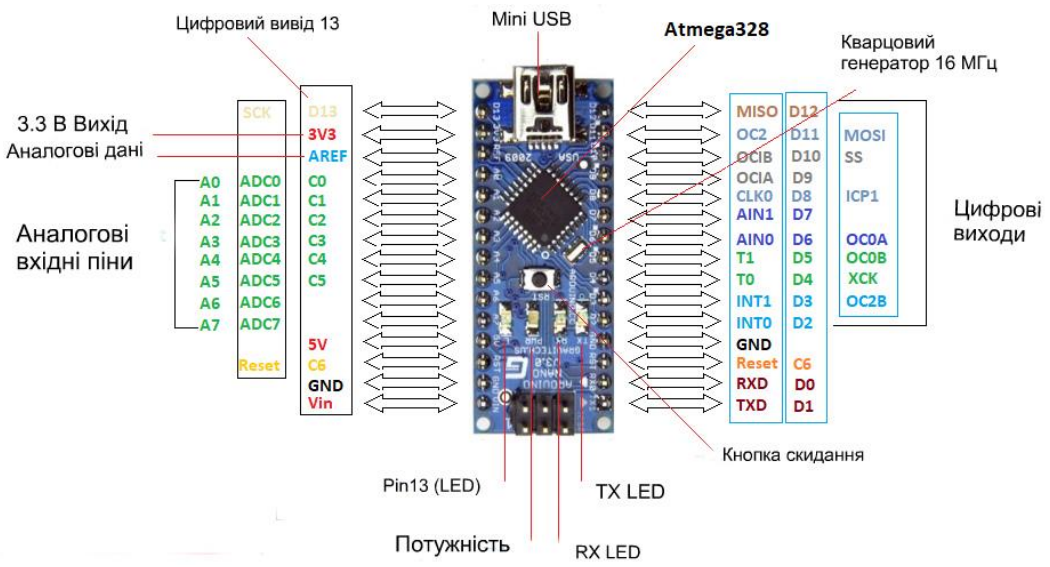


Рисунок 2.12 – Детальний огляд плати з позначенням компонентів

SRAM може варіюватися від 1 КБ або 2 КБ, а EEPROM становить 512 байт або 1 КБ для Atmega168 і Atmega328 відповідно.

Для запуску плати необхідно, кабель mini USB і програмне забезпечення Arduino IDE, встановлене на комп'ютері. USB-кабель використовується для передачі програми з комп'ютера на плату. Для компіляції і записи програми не потрібна окрема програма запису, так як ця плата поставляється з вбудованим завантажувачем. В наступній таблиці показані технічні характеристики плати Arduino Nano.

Таблиця 2.3 – Технічні характеристики плати

Мікроконтролер	Atmega168 / Atmega328
Робоча напруга	5 В
Вхідна напруга	7-12 В
Цифрові Піни	14
ШІМ	6 з 14 цифрових виходів
Макс. номінальний струм	40 мА
USB	Міні
Аналогові Піни	8
Флеш пам'ять	16 Кб або 32 Кб

Продовження таблиці 2.3

SRAM	2 КБ (ATmega328)
EEPROM	1 КБ (ATmega328)
Тактова частота	16 МГц

У якості перевірки роботи друкованої плати можна використовувати миготливі світлодіоди. На платі є вбудований світлодіод L, який зазвичай використовується для першого проекту. Але можна підключити зовнішній світлодіод до виходу D13. Він повинен бути підключений через резистор, щоб уникнути підгоряння світлодіода або пошкодження друкованої плати. Анод світлодіода підключений до резистора, а резистор підключений до виходу D13. Катод світлодіода заземлений. Приклад підключення схеми представлений на рис. 2.13.

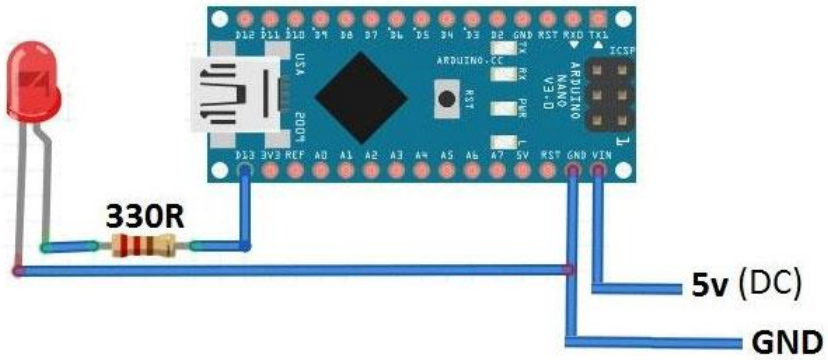


Рисунок 2.13 – Приклад схеми з підключеним світлодіодом

Як тільки схема буде створена на макеті, потрібно завантажити програму (відому як скетч) в Arduino. Ескіз являє собою набір інструкцій, які повідомляють платі, які функції вона повинна виконувати. Плата може утримувати і виконувати тільки один начерк за раз. Програмне забезпечення, яке використовується для створення ескізів Arduino, називається IDE, що означає інтегровану середу розробки. 3D макет Arduino показаний на рисунку 2.14.

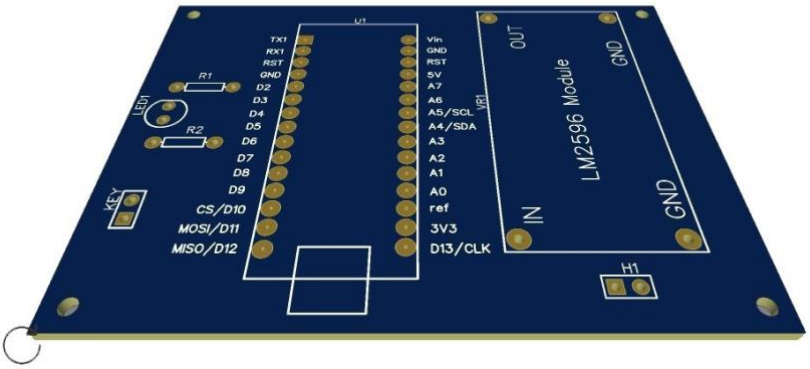


Рисунок 2.14 – 3D макет плати Arduino

Кожен ескіз Arduino складається з двох основних частин:

1. void setup () - Встановлює речі, які потрібно виконати один раз та більше не повторювати.

2. void loop () - Містить інструкції, які повторюються знову і знову, поки плата не буде вимкнена.

Базова логіка коду Arduino представляє собою структуру «якщо-то» і може бути розділена на 4 блоки:

1) Налаштування - зазвичай записується в розділі настройки коду Arduino і виконує дії, які необхідно виконати тільки один раз, наприклад, калібрування датчика;

2) Введення - на початку циклу читає вхідні дані. Ці значення будуть використовуватися в якості умов («якщо»), таких як свідчення зовнішнього освітлення з використанням analogRead ();

3) Manipulate Data - цей розділ використовується для перетворення даних в більш зручну форму або виконання обчислень. Наприклад, AnalogRead дає показання 0-1023, яке можна порівняти з діапазоном 0-255, який буде використовуватися для ШІМ;

4) Висновок - цей розділ визначає кінцевий результат логіки («потім») відповідно до даних, розрахованими на попередньому кроці.

Основний принцип роботи запропонованого індикатора полягає у тому, що світлодіод повинен подавати сигнал про дієздатність медичного апарату. При підключенні до електричної мережі пристрою повинен загорятися світлодіод на 5 секунд та гаснути на 30 секунд. Після чого, робота повторюється знову. Якщо світлодіод горить не яскраво, то проблема у малій напрузі, що може призвести до пошкодження тканини оперуючої людини, або коли індикатор не загоряється взагалі, то прилад не працює.

Електрична схема розробленого приладу наведена на рисунку 2.19.

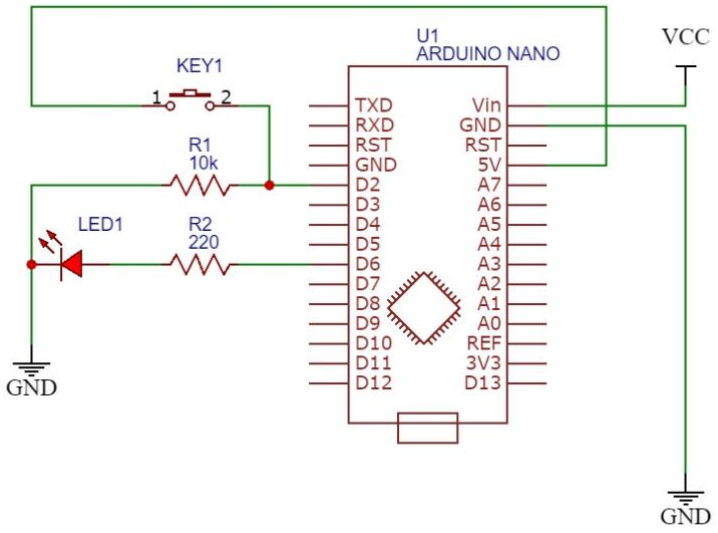


Рисунок 2.15 – Електрична схема

Для роботи мікроконтролера був написаний програмний код у програмному середовищі Arduino IDE, тип Uno [13]. :

```
const int buttonPin = 2;     // номер входу, що підключений до кнопки
const int ledPin =  6;       // номер виходу світлодіода
unsigned long prevAllarmMillis = 0; // точка відліку в мілісекундах з моменту включення Arduino
```

```
unsigned long currentLedOn =0; // поточне значення в мілісекундах для перевірки тривалості свічення світлодіода
unsigned long currentLedOff =0; // поточне значення в мілісекундах для перевірки тривалості відсутності свічення світлодіода
int flagLed = 2;  // флаг (перемінна) світлодіода: 1 - світлодіод включений, 0 - світлодіод виключений, 2 - світлодіод ще не включався після натискання та утримання кнопки.
int flagButton = 0;    // флаг (перемінна) натискання кнопки: HIGH - кнопка натиснута, LOW - кнопка не натиснута

void setup() { // початкова ініціалізація
  pinMode(ledPin, OUTPUT);  // ініціалізуємо пін, підключений до світлодіода, як вихід
  pinMode(buttonPin, INPUT);  // ініціалізуємо пін, підключений до кнопки, як вхід
  LedOff(); // процедура вимкнення світлодіода
}

void loop() { // постійно повторюваний цикл
 flagButton = digitalRead(buttonPin);   // зчитуємо значення зі входу кнопки
 if (flagButton == HIGH) {         // перевіряємо, чи натиснута кнопка (якщо натиснута, то flagButton буде HIGH)
  if (flagLed == 2) {  // кнопка натиснута, якщо перше натискання кнопки, то виконуємо умови
   LedOn(); // викликаємо процедуру включення світлодіода
   }

  if (flagLed == 1) {       // кнопка натиснута, якщо флаг світлодіода =1 - увімкнений, то
```

```
  currentLedOn = millis(); // зчитуємо поточне значення в мілісекундах для перевірки тривалості свічення світлодіода
  if ((currentLedOn - prevAllarmMillis) >= 5000) { // якщо поточне значення - > 10 сек (1 сек = 1000 мілісекунд), то
   flagLed = 0; // встановлюємо флаг світлодіода = 0 – світлодіод вимкнений
   LedOff(); // викликаємо процедуру вимкнення світлодіода
   prevAllarmMillis = millis(); // запам’ятовуємо поточне значення в мілісекундах
  }
 }

 if (flagLed == 0) { // кнопка натиснута, якщо флаг світлодіода =0 - вимкнений, то
   currentLedOff = millis(); // зчитуємо поточне значення в мілісекундах для перевірки тривалості відсутності свічення світлодіода
  if ((currentLedOff - prevAllarmMillis) >= 30000) { // якщо поточне значення > 30 сек (1 сек = 1000 мілісекунд), то
   LedOn(); // викликаємо процедуру включення світлодіода
  }
 }
        }
        else {  // інакше, якщо кнопка не натиснута, то
         if (flagLed != 2) flagLed = 2; // якщо флаг світлодіода не дорівнює 2, то встановлюємо флаг світлодіода = 2 - світлодіод ще не вмикався
         if (digitalRead(ledPin) != LOW) LedOff(); // перевіряємо стану піну виходу світлодіода, якщо пін виходу не дорівнює LOW, викликаємо процедуру вимкнення світлодіода
        }
       }
```

```
void LedOn() { // процедура включення світлодіода
  flagLed = 1; // встановлюємо флаг світлодіода = 1 - світлодіод включений
  digitalWrite(ledPin, HIGH);
  prevAllarmMillis = millis(); // запам’ятовуємо поточне значення в мілісекундах
  }

void LedOff() { // процедура вимкнення світлодіода
  digitalWrite(ledPin, LOW);
}
```

Алгоритм роботи простий:

1. Увімкнути прилад
2. Перевірити світіння світлодіода
3. Перевірити яскравість світіння
4. При наявності проблем (яскравість або світіння) перевірити подачу напруги на апарат.

Якщо тривалість світіння/паузи світлодіоду здається маленькою або великою, можна змінити у скетчі на потрібну кількість мілісекунд.

Для повного розуміння того, як впливає дана розробка на сам апарат, потрібно розглянути його більш детально. Arduino підтримує напругу максимум 20В, тому для того, щоб плата не згоріла, не потрібно підключати її до електромережі 220В. Саме тому запропоновано підключити плату до блоку живлення апарату через перетворювач напруги.

Принципова електрична схема блоку живлення представлена на рисунку 2.16.

Блок живлення складається з силового трансформатора ТР1, двох випрямлячів мостового типу Д1-Д4, Д9-Д14 і чотирьох фільтрів ДРЗ, СЗ, С2, С6, С7, С8, ДР6, С4, С5, С9, ДР5, С11, ДР7, С12.

Дроселі ДР1, ДР2 і конденсатор С1 складають високочастотний фільтр у колі живлення. Напруга змінного струму подається через високочастотний фільтр і шнур живлення на первинну обмотку трансформатора Тр1 (первинна обмотка трансформатора розрахована на випробувальну напругу 1500В).

Відводи на вторинних обмотках трансформатора Тр1 служать для забезпечення необхідних режимів роботи апарату. Тумблер В1 служить для подачі напруги живлення на первинну обмотку трансформатора Тр1.

Для захисту блоку живлення від перевантажень служать запобіжники ПР1, Пр2. Резистори R1 і R2 забезпечують сталість навантажувальної характеристики в колі напруги - 27 В живлення реле.

Напруга - 27 В комутується контактами реле Р1 при включенні струму ВЧ. Напруга - 27 В живлення автогенератора стабілізовано параметричним стабілізатором R3, Д13, Д14. Всі номінали зазначені у таблиці 2.9.

Контакт під номером 9 визначений як нерегульований на -27В, тому корпус під 10 номером є регульованим під +27В, тому рекомендовано влаштовувати перетворювач саме до цих двох виходів (де «–» під’єднується до 9 контакту, а «+» до 10). На Arduino nano є вихід Vin (6-12В), до якого під’єднуємо перетворювач та його регулюємо до потрібної напруги (можна налаштувати навіть на 5В, хоча мінімум визначений як 6В).

Схема підключення проста і при включенні апарату до електромережі, коли працюватиме блок живлення, також буде працювати і Arduino (за умови увімкнення перемикача, який можна вивести на панель приладу).

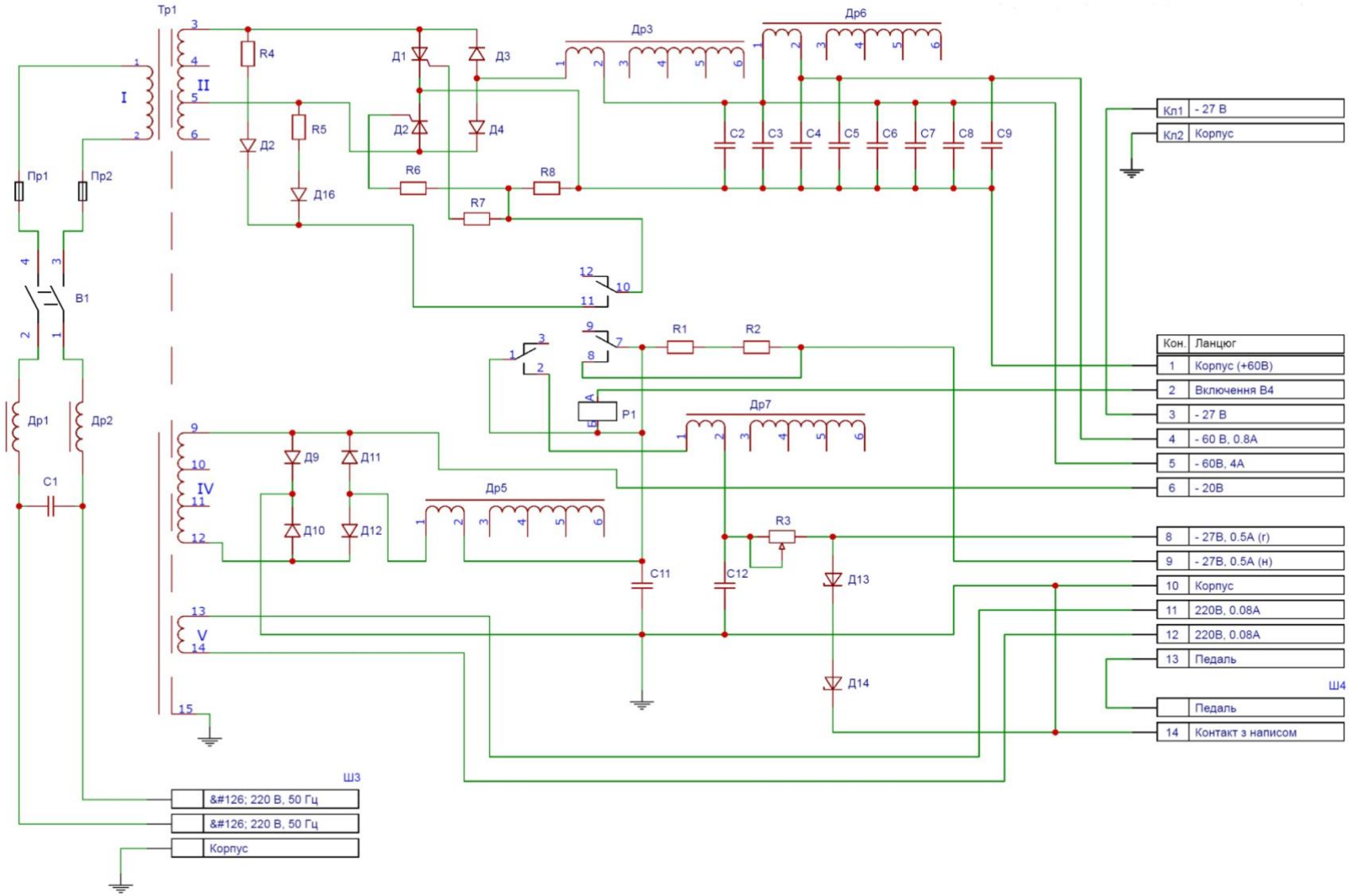


Рисунок 2.16 – Принципова схема блоку живлення

Таблиця 2.4 – Номінальні значення елементів схеми (рисунок 2.16)

Познач.	Найменування	К-ть	Примітка
	Резистори ГОСТ 7113-77		
	МТ-2-820м+-5%	1	
	МТ-2-680м+-5%	1	
	Резистор ПЕВР-15-150м+-10%		
	Гост 6553-75	1	
	Резистори ГОСТ 7113-77		
	МЛТ-1-1000м+-10%	2	
	МЛТ-0,5-100м+-10%	2	
	МЛТ-05-510м+-10%	1	
	Конденсатор МБГ4-1-1 500В-0,25+-10%		
	ОЖО 462.049ТУ		
	Конденсатори ОЖО 464, 120ТУ		входять в
	К50-20-160-200	8	ТГ6 573, 978
	К50-20-50-2000	2	ТГ6 673 980
В1	Тумблер Т3 ВР0 360 ООТТУ	1	
Д1,Д2	Тиристор КУ202Н УЖ3 362 П34ТУ	2	
Д3, Д4	Діод напівпровідниковий Д 2316		
	УЖ3 362 018ТУ	2	входять в
Д9…Д12	Діод напівпровідниковий 2Д202Д		ТГ6 673 972

	УЖ3 362 035ТУ	4	
	Діоди напівпровідникові УЖ3 362 02ТТУ		
Д13	Д815Ж	1	
Д14	ДВ15Г	1	
Д15,Д16	Діод Д2236 ГОСТ 14343-68	2	
Др1, Др2	Дросель високочастотний ДМ-3-12+-5%		
	ГНО 477, 005ТУ ПЕО 477 006ТУ	2	
	Дроселі АФО 475.001ТУ		
Др3	Д 53-0,02-4,4	1	

Др5…Др7	Д 54-0,02-1,1	3	
Кл1	Клема КП-1а га 0.483.002ТУ	1	
Кл2	Клема КП-1б га 0.483.002ТУ	1	
Пр1, Пр2	Запобіжник ПЦ 30-3,0 ГОСТ5010-75	2	
Р1	Реле РЕС-32 РФ0 450.034ТУ		
	РФ4 500.343 П2	1	
Тр1	Трансформатор ТГ4 702 031	1	
Ш4	Вилка ОМ1464Ш1В1 Ге0.364. 126ТУ	1	
Ш3	Вилка ВШ 0*6*10/250 2-6-220 ГОСТ 7396-76	1	

Принципова схема підключення Arduino з перетворювачем напруги зображена на рисунку 2.17.

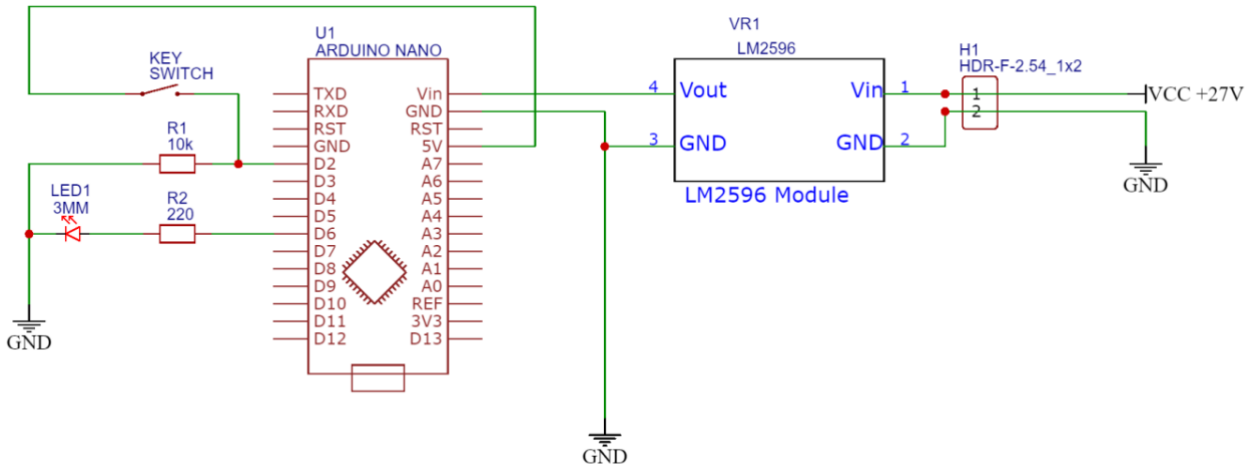


Рисунок 2.21 – Принципова схема підключення Arduino

Таким чином основні переваги запропонованої розробки.

- Працює без інсталяції. Вся програма – один exe-файл розміром 1248 Байт.
- Можливість зміни та збереження коду без постійного компілювання для роботи скетчу.
- Зміна часу включення та виключення світлодіода, що допомагає з легкістю налаштуватися на роботу.
- Мініатюрна плата, яку з легкістю можна інтегрувати в корпус приладу.
- Працює лише за допомогою звичайного перемикача, що забезпечує стабільну роботу апарату.
- Світлодіод не відволікає від роботи, як звукове сповіщення, тому несподівані ситуації виключено.
- Можливість визначити роботу пристрою, лише глянувши на індикатор.

Проведено аналіз та модернізація апарату для високочастотної електрохірургії ЕХВЧ-300-РК Надія-2. Запропонований блок індикації забезпечує повну відсутність несподіваних ситуацій у разі перепаду напруги або відключення апарату. В свою чергу, розроблений скетч на базі Arduino можна застосовувати не лише в згаданому апараті, а й в інших, які стосуються високочастотної електрохірургії.

3 ТЕХНІКО-ЕКОНОМІЧНЕ ОБГРУНТУВАННЯ

Досить суттєвою у наш час є проблема використання одноразових інструментів або стерилізації незамінних хірургічних інструментів. Рішенням постає використання безконтактних засобів для виконання таких операцій як надрізи, зварювання тканин та судин, а також процесів загоєння, спікання будь яких біологічних тіл, тобто електрохірургія.

3.1 Порівняльний аналіз апаратів для електрохірургії за критеріями

Електрохірургічний апарат OBS-100 C рис. 3.1. [10].



Рисунок 3.1-Зовнішній вигляд апарату OBS-100 C

Апарат має наступні характеристики:

− автоматична система виявлення проблем під час пуску і виявлення цифрових помилок;

− регулювання потужності за допомогою кнопки регулювання ESU олівця для регулювання вихідної потужності та зменшення часу роботи;

− ємність функції пам'яті: 10 позицій, (попередня установка потужності відображається при повторному запуску);

− два рівня коагуляції: точкова і фульгурація. Точкова коагуляція забезпечує точне усунення кровотечі в виділеній зоні. Фульгурація (спрейкоагуляція) дозволяє краще контролювати і усувати кровотечі в тканинах з великим вмістом кровоносних судин;

− можливість налаштування величини з кроком 0,1 Вт для спрейкоагуляції (при потужності 10 Вт); − можливість використання системи аргону. Комплект включає систему аргону та Argo Plasma.

− Світлова індикація вихідної потужності (в Вт) на великому, цифровому моніторі.

Комплектація:

— інструкція по експлуатації: 1шт;

— кабель живлення: 1 шт;

— педальний перемикач: 1 шт;

— одноразовий керуючий олівець: 2 шт;

— одноразова ESU підкладка (тверда): 2 шт;

— багаторазовий кабель для підкладки: 1 шт;

— багаторазові біполярні щипці з кабелем: 1 шт; 25

— багаторазовий керуючий олівець: 1 шт;

— багаторазова ESU підкладка (тверда) з кабелем: 1 шт;

— одноразові короткі електродні наконечники (петля, лезо, голка, куля): 10 шт;

— одноразові довгі електродні наконечники (петля, лезо, голка, куля): 10 шт.

Характеристики навколишнього середовища:

— температура повітря: 5 ° C ~ 40 ° C;

— відносна вологість повітря: ≤80%;

— атмосферний тиск: 86,0-106,0 кПа;

— характеристики електроживлення: 220/110 В, 50/60 Гц;

— частота: 357 ~ 575 кГц.

Електрохірургічний апарат ITC-400D рис. 3.2 [11].



Рисунок 3.2- Зовнішній вигляд апарату ITC-400D

Особливості:

− світлова візуалізація вихідної потужності на цифровому дисплеї, що знаходиться на передній панелі;

− центр управління: мікропроцесор, що відповідає за управління і контроль всіх функцій і особливостей в блоці;

− можливість EPROM пам’ять властивостей зрізу (контактний зріз, біполярний), тобто збереження даних після вимкнення апарату. Ці значення будуть виведені на дисплей при включенні живлення;

− автоматичний біполярний вихід без використання педального перемикача. (400D, 300D);

− мульти, монополярні виходи;

− управління: ручне та за допомогою педалей;

− біполярний вихідний профіль потужності, який забезпечує плавний контроль рівня потужності, що сприяє підвищенню точності при проведенні процедур;

− розпилювальна коагуляція забезпечує трансуретральную резекцію (T.U.R) і ендоскопічні процедури в урології. (400D, 300D);

− простота в користуванні, що є неперевершеним плюсом даного апарату;

− універсальність та надійність.

Технічні характеристики:

− споживання потужності: 950VA;

− робоча частота: 400 кГц ± 10%;

− напруга живлення: 220В / 60Гц;

− клас захисту: (тип) клас 1 / CF; 29

− вага: 15 кг;

− розміри (Ш × Г × В): 350 × 370 × 130 (мм).

Апарат Надія-4 рис.3.3



Рисунок 3.3- Зовнішній вигляд апарату Надія-4 [12]

Електрохірургічні високочастотні апарати "Надія-4" призначені для різання і коагуляції м'яких тканин і судин з використанням струму високої частоти в середовищі без анестетики при проведенні операцій в умовах лікарень та клінік.

Основні параметри:

− тривалість роботи апарату в повторно-короткочасному режимі з максимальною вихідною потужністю при номінальному навантаженні 200 Ом : 8 годин.

− тривалість ввімкнення високочастотного струму: 10 с;

− тривалість пауза: 30 с; − світлова індикація: подачі напруги живлення, виду режимів роботи, рівня вихідної потужності, розриву ланцюга пасивного (нейтрального) електрода;

− звуковий частотно-тембровий супровід зміни рівня вихідної потужності, режимів роботи, розриву ланцюга пасивного (нейтрального) електрода;

− мінімальний час розігріву апарату для початку роботи (після включення): 1 хвилина;

− безперервна робота - не менше 8 годин (з перервою не менше 2 години);

− можливість дискретного регулювання вихідної потужності у всіх режимах роботи;

− обмеження величини вихідної напруги для різання: 450 В та для коагуляції - 300 В;

− обмеження величини вихідного струму: 2,5 А;

− тривалість включення апарату: 5 с;

− модуляція вихідного високочастотного сигналу: для різання: режим 2 та для коагуляції: режим М (22 ± 2,2 кГц);

− термін експлуатації: не менше 5 років.

3.2 Аналіз ієрархій за шкалою відносної важливості

Проведемо аналіз ієрархії чотирьох варіантів (табл. 3.1) враховуючи шкалу відносної важливості (табл.3.2)

Таблиця 3.1 – Апарати для проведення електрохірургічного впливу

Технологія	Короткий опис (види НМ)
A	ЕХВЧ-300-РК Надія-2
B	OBS-100 C
C	ITC-400D
D	Надія-4

Таблиця 3.2 – Шкала відносної важливості

Інтенсивність відносної важливості	Визначення
1	рівна важливість
3	помірна перевага
5	сильна перевага
7	значна перевага
9	дуже сильна перевага
2,4,6,8	проміжні судження

Вибір робимо за критеріями, наведеними в таблиці 3.3, встановлюємо відносну вагу кожного критерію на основі матриці попарних порівнянь для обраних критеріїв.

3.3 Порівняння критеріїв

Таблиця 3.3 – Попарне порівняння критеріїв

Критерій	1	2	3	4	5	6	$\sqrt[6]{\prod_{i=1}^{6}\omega_i}$	X_i
1. Робоча частота	1	1	1/3	1/7	7	3	1,003	0,127
2. Потужність	1	1	5	7	5	7	3,255	0,412
3. Пам’ять	3	1/5	1	1/5	3	1/5	0,646	0,082
4. Експлуата-ційні режими	7	1/7	5	1	5	1	1,706	0,216
5. Безпека	1/7	1/5	1/3	1/5	1	1/5	0,270	0,034
6. Габаритні розміри	1/3	1/7	5	1	5	1	1,027	0,129
∑							7,907	1,00

Далі аналогічно складаємо 6 матриць попарних порівнянь альтернатив стосовно кожного критерію (таблиці 3.4, 3.5, 3.6, 3.7, 3.8, 3.9). Оскільки тепер порівнюються 4 технології по одному критерію , то i = 1, 2, 3, 4;

$X_i=\frac{\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}}{\sum_{i=1}^{4}\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}}$; $\sum$ - сума по стовпці $\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}$.

Таблиця 3.4 – Порівняння альтернатив стосовно критерію «Робоча частота»

Технологія	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}$	X_i
A	1	5	7	5	3,64	0,47
B	1/5	1	1/3	1	1,26	0,16
C	1/7	3	1	3	1,63	0,21
D	1/5	1	1/3	1	1,26	0,16
∑					7,79	1,00

Таблиця 3.5 – Порівняння альтернатив стосовно критерію «Потужність»

Технологія	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}$	X_i
A	1	7	5	7	2,11	0,34
B	1/7	1	1	3	1,50	0,23
C	1/5	1	1	3	1,51	0,24
D	1/7	1/3	1/3	1	1,16	0,19
∑					6,28	1,00

Таблиця 3.6 – Порівняння альтернатив стосовно критерію «Пам’ять»

Технологія	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}$	X_i
A	1	7	5	5	2,06	0,33
B	1/7	1	1	3	1,50	0,25
C	1/5	1	1	1	1,34	0,22
D	1/5	1/3	1	1	1,26	0,20

∑	6,16	1,00

Таблиця 3.7 – Порівняння альтернатив стосовно критерію «Експлуатаційні режими»

Технологія	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}$	X_i
A	1	3	5	7	2,00	0,31
B	1/3	1	3	5	1,75	0,27
C	1/5	1/3	1	5	1,59	0,25
D	1/7	1/5	1/5	1	1,11	0,17
∑					6,45	1,00

Таблиця 3.8 – Порівняння альтернатив стосовно критерію «Безпека»

Технологія	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}$	X_i
A	1	3	7	3	1,93	0,30
B	1/3	1	5	1	1,65	0,26
C	1/7	1/5	1	5	1,59	0,25
D	1/3	1	1/5	1	1,26	0,19
∑					6,43	1,00

Таблиця 3.9 – Порівняння альтернатив стосовно критерію «Габаритні розміри»

Технологія	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}$	X_i
A	1	1/3	1/3	1/5	1,17	0,19
B	3	1	3	3	1,78	0,29
C	3	1/3	1	1	1,51	0,25

D	5	1/3	1	1	1,65	0,27
∑					6,11	1,00

Глобальний пріоритет для кожної альтернативи обчислюється як сума добутків кожного локального пріоритету на його ваговий коефіцієнт.

Таблиця 3.10 – Глобальний пріоритет для кожної альтернативи

Пріоритети	№1	№2	№3	№4	№5	№6	Глобальний
Вага	0,127	0,412	0,082	0,216	0,034	0,129	
ЕХВЧ-300-РК Надія-2	0,47	0,34	0,33	0,31	0,30	0,19	0,328
OBS-100C	0,16	0,23	0,25	0,27	0,26	0,29	0,240
ITC-400D	0,21	0,24	0,22	0,25	0,25	0,25	0,238
Надія-4	0,16	0,19	0,20	0,17	0,19	0,27	0,193

З порівняння глобальних пріоритетів різних видів нейронних мереж (табл. 3.10) видно, що найбільшим є пріоритет у ЕХВЧ-300-РК Надія-2.

Висновки: За допомогою методу аналізу ієрархій проведене порівняння чотирьох видів апаратів дл проведення електрохірургічного втручання за наступними критеріями: 1) Робоча частота; 2) Потужність; 3) Пам ’ять; 4) Експлуатаційні режими; 5) Безпека; 6) Габаритні розміри. Найбільший локальний пріоритет у критерію «Робоча чакстота» (дивись табл. 3.3). За даними таблиць глобальний пріоритет за багатьма критеріями є найвищим для ЕХВЧ-300-РК Надія-2. Тому перевага віддається саме цьому апарату і він був обраний для модернізації.

4 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА ТЕХНОГЕННА БЕЗПЕКА

Виконання кваліфікаційної роботи здійснювалося із застосуванням комп'ютерної техніки, тож розглянемо основні вимоги для безпечних умов праці при використанні персональної електронно-обчислювальної машини (ПЕВМ).

4.1 Визначення основних потенційно небезпечних та шкідливих виробничих факторів

Основними шкідливими і небезпечними виробничими факторами, пов'язаними з використанням ПК, є наступні фактори:

- електромагнітне випромінювання радіохвиль;
- наявність іонізуючого рентгенівського випромінювання (НРВ)
- оптичне випромінювання (ультрафіолетове, інфрачервоне і видиме світло);
- статичне поле;
- недостатнє освітлення в робочій зоні;
- високий рівень шуму;
- напруга в зорових органах і перевтома користувачів ПК;
- за відсутності профілактики і медичного контролю навантаження пальців і рук може стати причиною професійних захворювань;

- тривале перебування в одному і тому ж положенні сидячи призведе до застою людського тіла;

- відблиски на дисплеї;

- можливість ураження електричним струмом;

- можливість пожежі.

4.2 Технічні рішення та організаційні заходи з безпеки і гігієни праці та виробничої санітарії

4.2.1 Організація робочих місць обладнаних ПЕОМ

Комп'ютерне обладнання, встановлене в цій кімнаті, є сучасною технологією, яка враховує всі вимоги охорони праці. Зокрема, відеомонітори відносяться до типу LR / NI (Low Radiation / з низьким рівнем випромінювання), який характеризується низьким рівнем випромінювання екрану монітора. Тип NI (Non-Interlaced / без чергування) має функцію послідовного сканування, яка може знизити навантаження на зір при використанні ВДТ. ВДТ ПЕОМ є джерелом електромагнітного випромінювання (м'який рентгенівський, ультрафіолетовий, інфрачервоний і радіочастотний діапазони) і електростатичних полів.

ВДТ ПЕОМ - це пристрій для візуального відображення інформації, що зберігається в електронному вигляді. Він складається з екрану дисплея, системного блоку для обробки вихідної інформації та клавіатури.

З фізіологічної точки зору, якщо ви довго працюєте за комп'ютером, та при цьому положення тіла неправильне, в організмі людини можуть бути викликані такі захворювання, як сколіоз — викривлення хребта або остеохондроз — дистрофічний процес у кістковій та хрящовій тканині.

У більшості випадків користувачі комп'ютерів скаржаться на болі в руках, плечових суглобах, шиї, стегнах і спині. Безперервне використання клавіатури може викликати захворювання. Основними симптомами є біль у суглобах і м'язах кисті, проблеми з онімінням і рухливістю в пальцях, м'язові спазми в руці і біль в зап'ясті.

Робота за клавіатурою вимагає найбільш інтенсивної і динамічної роботи опорно-рухового апарату руки, а також статичне напруження м'язів передпліччя і плеча. Виконання однотипних, фізично неважких рухів кистей, що здаються зовсім необтяжливими для людини, можуть навіть призвести до змін у функціях її тіла, хоча вони можуть непомітно розвиватися роками.

Слід зазначити, що не тільки праця на клавіатурі порушує опорно-руховий апарат в руках. Як згадувалося вище, використання такого пристрою як «миша» також негативно впливає на організм користувача комп'ютера. «Миша» оператора виконує велику кількість невеликих рухів одного типу, що призводить до постійного навантаження на зап'ясті, передпліччі та плечі. Все це викликає дискомфорт в зап'ястях, ліктях і особливо в плечових суглобах, а потім викликає хворобливі відчуття.

Таким чином, можна сказати, що основне перенапруження опорно-рухової системи людини при роботі з комп’ютером спричиняється, в першу чергу, багатогодинною напруженою роботою в одному положенні сидячи, а значить і обмеженою загальною руховою активністю (гіподинамією), а також однотипними інтенсивними навантаженнями, які мають місце при роботі з клавіатурою та з "мишею".

Крім того, робота користувачів персональних комп'ютерів супроводжується підвищеною увагою та іншими вищими психологічними функціями, а також може виконуватися через порушення роботи і відпочинку систем.

4.2.2 Електробезпека

Згідно ГОСТ 12.2.007.0-75 все електрообладнання, що знаходиться в робочому приміщені, можна віднести до 0I, I, II та III класів за електрозахистом:

- 0I клас — обладнання, що має робочу ізоляцію, елемент заземлення та провід без заземлюючої жили;

- I клас — обладнання, що приєднується до ланцюга живлення трьох контактними вилками, один з цих контактів з'єднується з заземленим контактом розетки;

- II клас — обладнання, що має всі доступні до дотику частини відділені від струмопровідних частин подвійною або підсиленою ізоляцією та не має контакту (затискача) для приєднання захисних провідників;

- III клас — обладнання, що має робочу напругу не вище 42 В змінного струму або 120 В постійного струму.

Згідно ПУЕ (Правила Улаштування Електроустановок), робочі додатки, в яких ступінь небезпеки ураження електричним струмом може бути віднесена до приміщень, де немає підвищеного ризику, з наступних причин:

- відносна вологість повітря не перевищує 75%;

- людина не може стикатися з металевою конструкцією будівлі, технічним обладнанням, механічними частинами, з'єднаними з землею, і металевою оболонкою електрообладнання;

- матеріал підлоги (паркет) є діелектриком;

- температура повітря не перевищує 35 ° С.

У приміщенні напруга мережі буде відключена під час аварійної роботи устаткування. Щоб зменшити значення напруги дотику та відповідних їй величин струмів при нормальному і аварійному режимах роботи електрообладнання, необхідно виконати повторне захисне заземлення нульового дроту [16].

4.2.3 Розрахунок електромережі на здатність відключення при аварійному режимі роботи електрообладнання

Струм короткого замикання визначається за формулою:

$$I_{\text{к.з}} = \frac{U_{\text{ф}}}{(R_{\text{ф}} + R_{\text{н}} + Z_{\text{т}})} \quad (4.1)$$

де $U_{\text{ф}}$ — фазова напруга мережі, становить 220 В; $R_{\text{ф}}$ — опір фазового проводу, становить ≈ 1,6 Ом; $R_{\text{н}}$ — опір нульового проводу, становить ≈ 1,6 Ом; $Z_{\text{т}}$ — розрахунковий опір трансформатора, становить 0,1 Ом;

Підставимо значення у формулу (4.1), остаточно отримаємо:

$$I_{\text{к.з}} = \frac{220}{1{,}6+1{,}6+0{,}12} \approx 66{,}26 \quad (4.2)$$

Для надійного спрацювання автоматів струмового захисту необхідно, щоб виконувалась умова:

$$I_{\text{к.з}} \geq 1{,}4 \cdot I_{\text{авт.макс}}$$

Відповідно, струм відключення автомату $I_{\text{авт.}}$ повинен бути не більше:

$$I_{\text{авт.макс.}} = \frac{I_{\text{к.з}}}{1{,}4} = \frac{66{,}26}{1{,}4} \approx 47{,}32 \quad (4.3)$$

Мережа в робочому приміщенні обладнана автоматом струмового захисту, розрахованого на струм $I_{\text{авт.}}$ = 15 А. Таким чином, струм короткого замикання при виникненні аварійної ситуації в ($I_{\text{к.з.}}$ / $I_{\text{авт.}}$ = 66,26 / 15 ≈ 4,42) рази перевищує номінальний струм спрацювання автомату, що задовольняє встановленим нормам.

Напругу дотику до зануленого обладнання визначають за формулою:

$$U_{\text{дот.}} = I_{\text{к.з.}} \cdot R_{\text{н}} = 66.26 \cdot 1.6 \approx 106.01 \text{ В} \quad (4.4)$$

Напруга дотику ($U_{\text{дот}} < U_{\text{доп}}$ = 500 В) за час спрацювання автоматів струмового захисту (t < 0,1 с) не перевищує допустимого значення, що відповідає вимогам ГОСТ 12.1.038-88.

Підключення обладнання виконано у відповідності з вимогами ПБЕ та ПУЕ. Додаткових заходів щодо підвищення рівня електробезпеки в робочому приміщені впроваджувати не потрібно [17].

4.2.4 Вимоги до приміщень, в яких розміщені ПЕОМ

Облаштування робочих місць, обладнаних ПЕОМ, ВДТ, повинно забезпечувати:

- належні умови освітлення приміщення і робочого місця, відсутність відблисків;
- оптимальні параметри мікроклімату (температура, відносна вологість, швидкість руху, рівень іонізації повітря);
- належні ергономічні характеристики основних елементів робочого місця (ДСТУ ISO 9241-6:2004).

Будинки й приміщення, на яких працюють ПЕОМ, а також їх обслуговування, налагодження і ремонт повинні відповідати вимогам:

СНиП 2.09.02-85 “Производственные здания”, СНиП 2.09.04-87 “Административные и бытовые здания”, “Правил устройства электроустановок”, затверджених Головдерженергонаглядом СРСР 1984 р. (ПВЕ), “Правил технической эксплуатации электроустановок потребителей”, затверджених Головдерженергонаглядом СРСР 21.12.84 (ПТЕ, СНиП 2.08.02-89 “Общественные здания и сооружения” з доповненнями, затвердженими наказом Держкоммістобудування України від 29.12.94 № 106, СН 512-78 “Инструкция по проектированию зданий и помещений для электронно-вычислительных машин”, затверджених Держбудом СРСР, ДСанПіН 3.3.2.-

007-98 «Державні санітарні правила і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин», затверджених МОЗ України 10.12.98.

Забороняється розміщувати робочі місця з ВДТ, ПЕОМ в підвалах, поруч з приміщеннями, де рівні шуму та вібрації перевищують допустимі значення (разом з механічними цехами, майстернями), з приміщеннями вибухопожежонебезпечними в категоріях А і Б, а також над приміщеннями або під ними.

Приміщення мають бути обладнані системами водяного опалення, кондиціонування або припливно-витяжною вентиляцією відповідно до СНиП 2.04.05-91 [18].

Згідно з ДНАОП 0.00-1.31-99 площу приміщень визначають із розрахунку, що на одне робоче місце вона має становити не менше ніж 6 м^2, а об'єм не менше ніж 20 м^3 з урахуванням максимальної кількості осіб, які одночасно працюють у зміні. Приміщення являє собою кімнату довжиною a = 12 м та шириною b = 6 м. Висота кімнати становить h = 4 м. Розмір дверного прорізу становить d = 1,5 м.

Площу та об’єм приміщення знайдемо за формулами:

$$S = a \cdot b \tag{4.5}$$

$$V = S \cdot h \tag{4.6}$$

де a — довжина приміщення; b — ширина приміщення; h — висота приміщення.

Підставивши значення в формули (4.5) та (4.6), отримаємо:

$$S = 12 \cdot 6 = 72 \text{ м}^2,$$

$$V = 72 \cdot 4 = 288 \text{ м}^3,$$

Зведемо нормативні та фактичні дані приміщення в табл. 4.1.

Таблиця 4.1 – Нормативні та фактичні дані приміщення [19]

Назва характеристики	Нормативне значення	Фактичне значення
Площа приміщення з розрахунку на 1 особу	> 6 м^2	72 м^2
Об'єм приміщення з розрахунку на 1 особу	> 20 м^3	288 м^3
Висота приміщення	3,5 – 4 м	4 м
Розміри дверей (Ш х В)	≥ 1,1 х 1,8 м	1,5 х 2 м
Відстань від стіни зі світловими прорізами до ВДТ	≥ 1 м	1,5 м

Оздоблюють стіни, стелю, підлогу приміщення з матеріалів, які дозволені органами державного санітарно-епідеміологічного нагляду. Заборонено застосовувати полімерні матеріали (деревостружкові плити, шпалери, що можна мити, рулонні синтетичні матеріали, шаруватий паперовий пластик, тощо), що виділяють у повітря шкідливі хімічні речовини.

На підставі отриманих результатів можна зробити висновок, що геометричні розміри приміщення повністю відповідають нормативним вимогам.

Оздоблення стін, стелі, підлоги приміщення матеріалами, затвердженими державним санітарно-епідеміологічним наглядом. Використання полімерних матеріалів (ДСП, шпалери, що можна мити, рулонних синтетичних матеріалів і т. д.), що виділяють шкідливі хімічні речовини в повітря, заборонено.

За розміщенням робочих місць з ВДТ, ПЕОМ потрібно витримувати такі відстані: від стін зі світловими прорізами не менше 1 м; між бічними поверхнями ВДТ не менше 1,2 м; між тильною поверхнею одного ВДТ та

екраном іншого не менше 2,5 м; прохід між рядами робочих місць не менше 1 м.

Робочі місця з ВДТ уздовж світлових прорізів розташовуються так, щоб природне світло падало збоку, переважно вліво. Екран і клавіатура ВДТ повинні бути розташовані на оптимальній відстані від очей користувача, але не ближче 600 мм, з урахуванням розміру літер, цифр і символів. Розміщення екрана ВДТ має забезпечувати зручність зорового спостереження у вертикальній площині під кутом ± 30° від лінії зору працівника.

Всі перераховані вище вимоги відповідають робочій області, де проводяться дослідження.

4.2.5 Відповідність параметрів мікроклімату робочої зони санітарним нормам

Для поліпшення працездатності і підтримки хорошого здоров'я важливо створити для людини стабільні погодні умови - мікроклімат повітряного середовища, який включає температуру, відносну вологість, швидкість повітря і інтенсивність теплового випромінювання.

Стан повітряного середовища визначається метеорологічними умовами в лабораторії, промисловим мікрокліматом, а також запиленістю повітря і його газовим забрудненням. Мікроклімат виробничого приміщення визначається поєднанням температури, вологості, швидкості руху повітря та інтенсивності теплового випромінювання, які впливають на організм людини.

Щоб фізіологічні процеси в організмі людини функціонували нормально, температура його тіла повинна бути постійною. Надлишкова теплота повинна виділятися в навколишнє середовище. Відповідність між цим теплом і охолоджувальною здатністю в навколишньому середовищі визначає комфортні умови.

Коли параметри мікроклімату відхиляються від комфортних в організмі людини, відбуваються процеси, спрямовані на терморегуляцію. Розрізняють

хімічну і фізичну терморегуляцію організму. Хімічна відбувається зниженням рівня обміну речовин, а фізична - за рахунок теплопровідності, конвекції, випромінювання та випаровування.

Робоча зона вважається забороненою зоною будівництва виробничих приміщень висотою 2 м над підлогою або платформою, де є робочі місця для постійного або непостійного перебування працюючих. Склад повітря в робочій зоні залежить від складу атмосферного повітря і впливу виробничих факторів, що виникають в результаті людської праці.

Для нормальної життєдіяльності людини важливий парціальний тиск кисню — 21331 Па (160 мм рт. ст.) і необхідно, щоб у повітрі приміщень містилось не менш 19,5 – 20% кисню. Вміст шкідливих речовин у повітрі робочої зони не має перевищувати ГДК. Відповідно до ГОСТ 12.1.005-88 вміст озону — не більше 0,1 мг/м^3, вміст оксидів азоту — не більше 5 мг/м^3, вміст пилу — не більше 4 мг/м^3.

Важливо, щоб повітря мало певний іонний склад. Негативні і позитивні іони присутні в повітрі; за рухливістю вони діляться на легкі, середні і важкі. На життєдіяльність людського організму сприятливо впливають негативні іони кисню. Зміст легких іонів в повітрі промислових і громадських будівель, в яких повітряне середовище піддається спеціальній обробці в кондиціонерах, приведено в таблиці. 4.2. Іонний склад повітря повинен відповідати вимогам СН 2152-80.

Метеорологічні умови повітря робочої зони регламентує ГОСТ 12.1.005-88 та ДСН 3.3.6.042-99.

Норми визначаються ступенем тяжкості робочої категорії, періодом року. Робота виконується в лабораторії, в сидячому положенні, але не вимагає значних фізичних навантажень, тому вона відноситься до категорії Іа (енергоспоживання до 138 Дж/год., або 120 ккал/год).

Таблиця 4.2- Припустимий вміст легких іонів у повітрі робочої зони

Рівень	Кількість іонів у 1 $см^3$ повітря		Коефіцієнт полярності, π
	Позитивних, n^+	Негативних, n^-	
Мінімальний	400	600	-0,2
Оптимальний	1000 – 3000	3000 – 5000	-0,67 – 0
Максимально припустимий	50000	50000	-0,05 – +0,05

Згідно ГОСТ 12.1.005-88 та ДСН 3.3.6.042-99 метеорологічні умови в даній лабораторії повинні знаходитися у межах, вказаних у табл. 4.3.

Таблиця 4.3 - Параметри мікроклімату в робочій зоні розробника

Період року	Категорія робіт	Температура,ºС Допустима на робочих місцях		
		Фактична	Оптимальна	Допустима
Холодний	Іа	22-24	21-25	18-26
Теплий	Іа	23-25	22-28	20-30
	Відносна вологість повітря		Швидкість руху повітря, м/с	
	Фактична	Допустима	Фактична	Допустима
	40-60	75	0,1	не більше 0,1
	40-60	55 при 28 ºС	0,1	0,1-0,2

Температура в приміщенні, де виконуються роботи, може перевищувати максимально допустиму температуру через джерела тепла. Місцева механічна вентиляція використовується для видалення надлишкового тепла. У теплу пору року через віконні прорізи використовується природна вентиляція. Це знижує температуру до оптимального значення. У холодну пору року система центрального опалення може використовуватися відповідно до вимог СНиП 2.04.05-91 та ГОСТ 12.4.021-75.

4.2.6 Відповідність освітлення на робочих місцях санітарним нормам

Перевіримо освітленість, що забезпечується загальним штучним освітленням. Для визначення освітленості застосовується метод коефіцієнта використання світлового потоку. Загальне штучне освітлення в робочому приміщенні забезпечується за допомогою люмінесцентних ламп ЛБ-80 потужністю 80 Вт, а місцеве — за допомогою світильників з лампами накалювання потужністю 60 Вт.

Фактичне освітлення робочих місць штучним освітленням визначається за формулою:

$$E_ф = \frac{N \cdot \eta \cdot Ф}{S \cdot K \cdot Z} \cdot \eta \qquad (4.7)$$

де N — кількість світильників, N = 8; n — кількість ламп у світильнику, n = 2; η — коефіцієнт використання світлового потоку; S — площа приміщення, S = 72 м^2; K — коефіцієнт запасу, K = 1,5; Z — коефіцієнт нерівномірності освітлення; Ф — світловий потік світильника, Ф = 5200 Лм.

Для визначення коефіцієнту використання світлового потоку визначимо індекс приміщення i та коефіцієнт відбиття стелі ρ_1, стін ρ_2 та робочої поверхні ρ_3:

$$i = \frac{a \cdot b}{h_a \cdot (a+b)} \qquad (4.8)$$

де a — довжина приміщення, м; b — ширина приміщення, м; h_a — висота підвісу світильника, м.

$$i = \frac{12 \cdot 6}{4 \cdot (12+6)} = 1$$

Відповідно до індексу приміщення, коефіцієнт відбиття побіленої стелі становить $\rho_1 = 0,7$; побілених стін — $\rho_2 = 0,6$; середніх робочих поверхонь — $\rho_3 = 0,1$. Тоді, коефіцієнт використання світлового потоку становить $\eta = 0,5$.

Підставивши отримані результати в формулу (3.7), отримаємо:

$$E_{\text{ф}} = \frac{8 \cdot 2 \cdot 5200}{72 \cdot 1,5 \cdot 1,1} \cdot 0,5 = 350$$

Штучне освітлення в приміщеннях регламентується нормами ДБН В.2.5-28-2006. Для зорової роботи категорії 3*в* (середній контраст розрізнення об'єкту, фон - середній, робота високої точності) при загальному освітленні норма становить 300 лк. Оскільки фактичне значення освітленості робочого місця $E_{\text{ф}}$ більше норми, то вимоги ДБН В.2.5-28-2006 виконуються [20].

4.2.7 Заходи щодо нормалізації умов праці

Щоб усунути шкідливий вплив НРВ на організм інженерів-програмістів, рекомендується скоротити час перебування екрану за 4 годин за зміну, а після 2 годин безперервної роботи повинна бути 30-хвилинна перерва (бажано на відкритому повітрі).

Для автоматичної підтримки параметрів мікроклімату в непрохідних межах будь-якої пори року, для очищення повітря від пилу і шкідливих речовин, для зниження рівня іонізації в лабораторному приміщенні вентиляція здійснюється за допомогою двох витяжних вентиляторів АИСИ-4 і щоденного вологого прибирання.

Світильники розташовані в два ряди і з'єднані з різними фазами електронного простору для усунення мерехтіння в світловому потоці (коефіцієнт пульсацій менше 10%).

Для зменшення шкідливого впливу електростатичних полів в лабораторії використовуються захисні скляні фільтри (екрани) з електропровідним покриттям, що мають заземлення, прикріплені до екрану.

Для зниження рівня шуму в лабораторії використовується шумопоглинаюче покриття з перфорованим покриттям: гіпсокартон товщиною 7-9 мм із заповненням зі скловолокна.

4.3 Безпека в надзвичайних ситуаціях

Аварійна безпека регулюється ПЛАС (План Ліквідації Аварійних Ситуацій). Основними компонентами ПЛАС є розробка технічних рішень та організація аварійних, евакуаційних і кадрових заходів, а також визначення найбільш важливих заходів пожежної безпеки.

4.3.1 Вимоги до ефективності роботи систем оповіщення персоналу у разі виникнення надзвичайної ситуації

Розміри зон оповіщення, пріоритет оповіщення і час початку оповіщення для людей в окремих зонах визначаються умовами, що забезпечують безпечну та своєчасну евакуацію людей в надзвичайних ситуаціях.

Аварійні та евакуаційні оповіщення виконуються з використанням одного з таких методів або їх комбінацією:

- подача звукових і (або) світлових сигналів на всі виробничі приміщення в будівлі з постійним або тимчасовим проживанням людей;

- трансляція текстів про необхідність евакуації, маршрутах евакуації, напрямок руху та інших діях, спрямованих на забезпечення безпеки людини;

- трансляція спеціально розроблених текстів, спрямованих на запобігання паніки та інших явищ, що ускладнюють евакуацію;

- розміщення знаків безпеки на шляхах евакуації відповідно до ДСТУ ISO 6309;

- включення знаку виходу «Вихід»;

- включення аварійного освітлення і світлових індикаторів в напрямку евакуації.

Кількість сирен, їх розташування і потужність повинні забезпечувати необхідну чутність у всіх місцях з постійним або тимчасовим перебуванням людей.

У місцях, де існує небезпека механічного пошкодження детекторів, має бути забезпечений захист, який не погіршує зручність використання детекторів. Установка звукового і голосового оповіщення в виробничих приміщеннях повинна передбачати можливість концентрації і нерівномірного поширення звуку.

Сирени повинні бути підключені до мережі без модулів і не мати регуляторів гучності. Пожежна сигналізація повинна відрізнятися від сигналів для інших цілей.

Електроживлення, заземлення, занулення, вибір і установка попереджувального сигналу приймаються відповідно до вимог до систем пожежної сигналізації по ГОСТ В.2.5-56-2014 «Системи протипожежного захисту».

Управління системою оповіщення має бути забезпечено з боку аварійної станції, диспетчерського пункту або інших спеціальних приміщень. Заявки на таку кімнату приймаються за аналогією з вимогами до приміщення чергового персоналу ДБН В.2.5-56-2010 [20].

4.3.2 Обов’язки та дії персоналу у разі виникнення надзвичайної ситуації

У разі виявлення ознак НС, співробітник повинен зазначити:

- звіт про надзвичайний стан начальника, адміністрацію, пожежну частину підприємства;

- оповістити людей про НС;

- вжити заходів щодо евакуації людей і майна;

- вжити заходів щодо ліквідації наслідків екстреної допомоги, використовуючи наявні засоби.

Керівник і пожежна служба, яких інформують про виникнення пожежі, повинні:

- перевірити, чи викликані підрозділи ДСНС;

- при необхідності вимкнути колектори і вентиляцію;

- у разі загрози життю людей негайно організувати евакуацію і врятувати їх, вивести весь персонал за межі небезпечної зони, який не бере участі в аварійній готовності;

- перевірити виконання заявлених аварійних служб;

- забезпечити дотримання працівниками заходів безпеки, які беруть участь в аварійній готовності;

- організувати зустріч між підрозділами ДПСН і Державної пожежної охорони, щоб допомогти їм у виявленні та управлінні надзвичайними ситуаціями.

Після прибуття в пункт невідкладної допомоги пожежної служби їм буде забезпечений безперешкодний доступ до місця, де сталася аварія.

4.3.3 Пожежна безпека

В лабораторії є значна кількість твердих горючих матеріалів і матеріалів (дерев'яні меблі, вироби з пластмаси, гума, папір). Відповідно до НАПБ

Б.03.002-2007 правил визначення категорій приміщень, будинків та зовнішніх установок по вибухонебезпечності і пожежонебезпеки, науково-дослідницька лабораторія відноситься до легкозаймистого приміщення категорії В (тверді горючі і повільно палаючі речовини і матеріали, речовини і матеріали, які при взаємодії з водою, киснем, повітрям або один з одним можуть тільки горіти).

Відповідно до класифікації робочих зон відповідно до НПАОП 40.1-1.32-01, дослідницька лабораторія відноситься до зон класу П-IIа - легкозаймисті, що містять тверді горючі речовини..

Джерелами займання можуть бути електричні іскри, короткі замикання, перевантажувальні кабелі, несправності і куріння в приміщенні. Тому, щоб запобігти загорянню в приміщенні, проводяться протипожежні та профілактичні заходи: використання запобіжників в електричних мережах, використання пилонепроникних і розподільних коробок, а також інструктаж з пожежної безпеки.

Згідно ДСТУ 3675-98 та ISO 3941-77 в лабораторії знаходяться два вогнегасники: вуглекислотний типу ВВ-5 і порошковий ВП-2. Вогнегасник ВВ-5 розташований на висоті 1,5 м від підлоги біля виходу з приміщення.

У коридорі знаходяться ящики з пожежним краном і рукавом, а також вогнегасник ВВ-5.

Крім того, в лабораторії є план евакуації на випадок пожежі. Максимальна відстань на робочих місцях від евакуаційних виходів і ширина евакуаційних проходів відповідають вимогам СНиП 2.02.02-85, СНиП 2.01.02-85 та ДБН В.1.1.7-2002 [18].

У робочому приміщенні дотримуються всі вимоги «Правил пожежної безпеки Україні».

Таким чином, у науково-дослідницькій лабораторії забезпечуються технічні та організаційні рішення з пожежної безпеки.

ВИСНОВКИ ТА РЕКОМЕНДАЦІ

- Конструктивний аналіз приладів для проведення електрохірургії показав, що вони потребують забезпечення безперебійної роботи та якісної реалізації режимів функціонування.
- Розроблено блок індикації, який забезпечує візуальне сприйняття інформації про стан апарату, при чому вбудований світлодіод не відволікає від роботи а дозволяє працювати у звичному режимі. Запропоновану плату пропонується підключити до блоку живлення апарату через перетворювач напруги, що убезпечить плату від можливих змін напруги в електромережі. Впровадження кодованої плати Arduino та вивід перемикача та світлодіода на панель апарату візуально майже не змінюють його вигляд, а це дозволяє медичному персоналу не витрачати час на вивчення панелі.
- Універсальність конструкції та написаного програмного забезпечення дозволяють використовувати запропоновану розробку в широкому спектрі медичних апаратів для проведення хірургічного втручання.

Результати роботи обговорювались на XVIII університетській науково-практичній конференції студентів, аспірантів, докторантів і молодих вчених «МОЛОДА НАУКА-2025»

Результати роботи можуть бути використанні в навчальному процесі кафедри електроніки, інформаційних систем та програмного забезпечення, а запропонований прилад, після доопрацювання, застосовуватися в медичних закладах міста.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Бондаренко І. П. Біофізичні процеси в тканинах : монографія. Київ : Видавництво «Наука і Освіта», 2018. 312 с.
2. Грибовський М. О., Клименко А. І. Фізика електричних явищ у біологічних системах : навч. посіб. Харків : ХНУ ім. В. Н. Каразіна, 2020. 245 с.
3. Левченко О. С. Електропровідність живих тканин і вплив температури. *Біофізичний журнал*. 2019. Т. 12, № 3. С. 134-147.
4. Сидоренко В. Г. Термодинаміка тканинного середовища : монографія. Львів : ЛНУ ім. І. Франка, 2021. 198 с.
5. Aktar Dipa S., Monohara M., Pramanik M., Rabbani M. A. Effects of temperature on electrical impedance of biological tissues: ex-vivo measurements. *J. Electr. Bioimpedance*. 2024. Vol. 15, No. 1, S. 116-124.
6. Khorasani A. The effect of conductivity changes on temperature rise during irreversible electroporation. *Frontiers in Biomedical Technologies*. 2020. Vol. 7, Issue 3.
7. Modeling Thermal Effects of Pulsating Currents in Human Tissues: How to Prevent Necrosis. *Biophysica*. 2024. Vol. 4(4), S. 477-487.
8. Посудін Ю. І. Біофізика : підручник. Київ : [без видавця], 2016. 451 с.
9. Терещенко М. Ф., Тимчик Г. С., Яковенко І. О. Біофізика. Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського ; Політехніка, 2019. 444 с.
10. Терещенко М. Ф., Цапенко В. В., Чухраєв М. В. Дослідження електропровідності біологічних тканин. *Вісник НТУУ «КПІ»*. 2017. Вип. 53(1). С. 87-94.
11. Вивчення дії постійного і змінного струму на біологічні об’єкти. URL: https://tinyurl.com/3msuretv (дата звернення 14.11.2025)
12. Офіційний сайт Arduino. URL: https://www.arduino.cc (дата звернення 14.11.2025)
13. Програмування Arduino. Arduino. URL: arduino.com/Reference (дата звернення: 20.11.2025).

14. Новацький. А. О. Мікропроцесорні та мікроконтролерні системи. Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2020. 361с.
15. Рябенький В.М. Жуйков В.Я. Ямненко Ю.С. Заграничний А.В. „Схемотехніка: Пристрої цифрової електроніки. Електронний підручник для вищих навчальних закладів Київ : “КПІ”, 2016. 399 с.
16. Правила улаштування електроустановок: затв. Наказом Міністерства енергетики та вугільної промисловості України від 20 червня 2014 р. №469. 793 с.
17. Жидецький В. Ц., Джигирей В. С., Сторожук В. М., Туряб Л. В., Лико Х. І. Практикум із охорони праці: Навчальний посібник. Львів: Афіша, 2000. 345 с.
18. Методичні вказівки до опрацювання розділу “Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях” в дипломних проектах і роботах студентів спеціальностей, що пов’язані з функціональною електронікою, автоматизацією та управлінням / Уклад. О. В. Березюк, М. С. Лемешев. – Вінниця : ВНТУ, 2012. 64 с.
19. Зеркалов Д. В. Охорона праці в галузі. Київ: Основа. 2011. 551с.
20. Кепич Т.Ю. Охорона праці в галузі / Т.Ю. Кепич та ін. Київ: КНУ, 2013. 255с.

«ЗАПОРІЗЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ»
МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

Науково-дослідна частина

Наукове товариство студентів, аспірантів і докторантів

Рада молодих вчених

ЗБІРНИК

наукових праць студентів,

здобувачів PhD, докторантів і молодих вчених

«МОЛОДА НАУКА-2025»

Том V

«Секції Інженерного навчально-наукового інституту ім. Ю.М. Потебні Запорізького національного університету»

Запоріжжя
2025

2025=УДК: 001 (06)
М 754

РЕДАКЦІЙНА КОЛЕГІЯ

Бондар О.Г. – голова оргкомітету, в.о. ректора;
Васильчук Г.М. – заступник голови оргкомітету, проректор з наукової роботи;.
Амінов Р.Ф. – завідувач навчально-науково-дослідної лабораторії клітинної та організменної біотехнології науково-дослідної частини, голова Ради молодих вчених ЗНУ;
Арабаджиєв Д.Ю. – начальник науково-дослідної частини;
Бєлоконь К.В. – заступник директора з наукової роботи Інженерного навчально-наукового інституту ім. Ю.М. Потебні ЗНУ;
Будько Д.З. – голова НТСАД ЗНУ;
Вербицька Т.А. – голова НТСАД біологічного факультету;
Гора С.М. – голова НТСАД факультету іноземної філології;
Євтушенко Д.С. – старший викладач кафедри конституційного та адміністративного права;
Єгорова В.С. – голова НТСАД математичного факультету;
Залужна М.В. – доцент кафедри англійської філології та лінгводидактики;
Зубцова Ю.Є. – доцент кафедри дошкільної та початкової освіти;
Казакова О.М. – доцент кафедри всесвітньої історії та міжнародних відносин;
Кайшева Д.О. – голова НТСАД факультету менеджменту;
Каплун К.Р. – г олова НТСАД факультету історії та міжнародних відносин;
Караулова С.І. – професор кафедри фізичної кульї ури і спорту;
Ковпак В.А. – професор кафедри соціальних комз иікацій та інформаційної діяльності;
Козуб Д.К. – голова НТСАД факультету соціальіної педагогіки та психології;
Копійка В.В. – доцент кафедри фізіології, імунології і біохімії з курсом цивільного захисту та медицини;
Леонгьєва В.В. – доцент кафедри фундаментальної та прикладної математики;
Лепська Н.В. – доцент кафедри політології;
Линенко А.В. – доцент кафедри управління персоналом і маркетингом;
Ляхов Г.І. – голова НТСАД юридичного факультету;
Меркулова О.В. – старший викладач кафедри української мови;
Олійник О.М. – доцент кафедри бізнес-адміністрування і менеджменту зовнішньо-економічної діяльності;
Проскура О.Д. – голова НТСАД економічного факультету;
Рибка Д.О. – голова НТСАД факультету журналістики;
Саражина Є.В. – голова НТСАД факультету фізичного виховання, здоров'я та туризму;
Тарабан Є.В. – голова НТСАД Інженерного навчально-наукового інституту ім. Ю.М. Потебні ЗНУ;
Трипольська О.О. – провідний фахівець Центру наукової роботи студентів НДЧ;

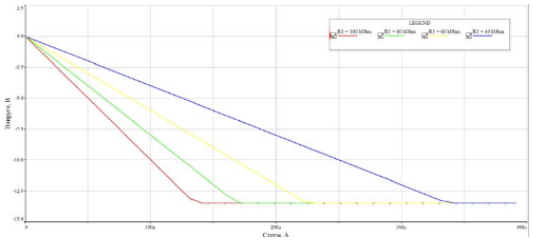


Рисунок 3 – Амплітудна характеристика підсилюючого перетворювача системи вимірювання концентрації озону

Аналіз рис. 3 показує, що при збільшенні вхідного струму вихідна напруга підсилювача лінійно зростає до значення напруги насичення яка досягається при різних значеннях опору зворотного зв'язку. Це необхідно враховувати при здійсненні керуючого впливу на підсилювач від блоку керування.

Т. ч., отримані результати дозволили визначити оптимальні параметри елементів схеми електричної принципової розробленого ПП і конкретизувати діапазон керуючих впливів блоку обробки сигналів оптичного абсорбційного датчика озону.

Література

1. Критська Т.В., Алексієвський Д.Г., Кісельов Є.М., Биткін С.В., Світанько М.В., Веревкін Л.Л., Ніконова З.А., Ніконова А.О., Небеснюк О.Ю., Туришев К.О., Шмалій С.Л. Електронні пристрої та технології для промисловості, енергозбереження та екологічних напрямів. Одеса: Олді+, 2023. 154 с.

2. Кісельов Є.М., Постернак О.С. Розробка оптичного абсорбційного вимірювача концентрації озону. Сучасні перспективи розвитку обліку, фінансів, економіки, управління, права та інженерії : матеріали Міжнародної науково-практичної конференції (5-6 грудня 2024 р., м. Запоріжжя) Запоріжжя: ЗНУ, 2024. С. 344-346.

Сапянов Станіслав
магістрант 1 курсу ІННІ ім. Ю. М. Потебні ЗНУ
Наук. кер.: к.т.н., проф. Ніконова З.А.

ІННОВАЦІЙНІ МЕТОДИ У МОДЕРНІЗАЦІЇ АПАРАТІВ ДЛЯ ЕЛЕКТРОХІРУРГІЇ

На сьогодні актуальність вдосконалення технічних засобів електрохірургії і освоєння нових технологій в сучасних умовах об'єктивно зростає. Є кілька

причин для цього. Однією з них є необхідність лікування різних хірургічних захворювань, що виникли в результаті антропогенного впливу навколишнього середовища на умови життя. Зростання травматизму, сукупність стресових ситуацій, які збільшують ймовірність виникнення патологічних процесів в організмі людини в результаті урбанізації, тягнуть за собою необхідність розширення можливостей хірургічного втручання в різні категорії складності.

Підтверджує актуальність і той факт, що попит на модель електрохірургічних апаратів (ЕХА), яка з'являється на світовому ринку, постійно зростає [1]. Проте, збільшення кількості моделей ЕХА не завжди розумно. Технічні параметри нових моделей часто повторюють недоліки попередніх розробок. Це можна пояснити тим, що при проектуванні з використанням ЕХА можна спостерігати емпіричні методи оцінки ефективності електрохірургії. В результаті вибір функціональних параметрів пристрою і вибір електрохірургічних методів, принаймні, не відповідають критеріям ефективності використовуваної сучасної технології.

Відомо, що електрохірургія - це застосування високочастотної змінної полярності електричного струму до біологічної тканини як засобу для розрізання, згортання, висушування або фульгурації тканини. Електричний струм утворюється генератором і досягає активного тіла електрода пацієнта, впливає на тканини-мішені і виходить через нейтральний електрод. Коли цей електричний струм зустрічає опір тканин людини, він перетворюється в тепло і визначає терапевтичні ефекти, відомі як різання або коагуляція.

Встановлено, що електричний струм для медичних цілей працює на частотах від 240 кГц до 3,3 МГц, тобто вище діапазону, в якому відбувається нервово-м'язова стимуляція, за допомогою чого струм проходить від генератора через активний електрод (ручний блок) в тканину і виходить через поворотний електрод (заземлення). Це найбільш поширена форма електрохірургії, яка призводить до найбільш частих типів хірургічних пошкоджень

Хірургічні операції, що виконуються з використанням високочастотного струму, мають кілька переваг у порівнянні з традиційними методами: підвищення стерильності, зниження крововтрати і т. п. На сьогодні, як показав аналіз, кожен апарат для високочастотної електрохірургії потребує покращення у сфері індикації. Лікарі, проводячи важку операцію, можуть допустити певну помилку, яка пов’язана з перебоями в роботі приладу. Зазвичай, це проблема відключення приладу через деякий період часу, або коли світло вимкнулося, а джерел безперебійного живлення не вистачає, або їх взагалі немає.

Отже, щоб знизити частоту ускладнень, пов'язаних з хірургічними системами, і підвищити точність, авторами було розроблено кілька інновацій. Саме для того, щоб забезпечити постійний моніторинг процесу роботи приладу, було запропоновано блок світлодіодної індикації на основі мікроконтролера Arduino Nano. Основний принцип роботи такого індикатора полягає у тому, що світлодіод повинен подавати сигнал про дієздатність медичного апарату. При підключенні пристрою до електричної мережі повинен загорятися світлодіод на 5 секунд та гаснути на 30 секунд. Після чого, робота повторюється знову. Якщо світлодіод горить не яскраво, то проблема у малій напрузі, що може призвести

до пошкодження тканини людини, яка оперує, або коли індикатор не загоряється взагалі, то прилад не працює. Arduino підтримує напругу максимум 20В, тому для того, щоб плата не згоріла, не потрібно підключати її до електромережі 220В. Саме тому запропоновано підключити плату до блоку живлення апарату через перетворювач напруги.

При цьому схема підключення проста і при включенні апарату до електромережі, коли працюватиме блок живлення, також буде працювати і Arduino (за умови увімкнення перемикача, який можна вивести на панель приладу). Запропонована розробка є більш безпечним варіантом для виконання операцій, оскільки забезпечує повну відсутність несподіваних ситуацій у разі перепаду напруги або відключення апарату. В свою чергу, розроблений скетч на базі Arduino можна застосовувати не лише в згаданому апараті, а й в інших, які стосуються високочастотної електрохірургії.

Автори вважають, що універсальність розробленої конструкції та програмного забезпечення дозволять використовувати запропоновану розробку в широкому спектрі медичних апаратів для проведення хірургічного втручання.

Література

1. Tsapenko V. Models of evaluation of biomechanical parameters of lower extremities in children / V. Tsapenko, M. Tereshchenko, G. Tymchik. *KPI Science News*. 2019. №1. P. 67–75.

2. Клінічна хірургія. URL: https://surl.li/kbaudp (дата звернення 20.03.2025 р.)

3. Д. В. Плакса, М.Ф. Терещенко , С.М. Матвієнко. Моделювання та оцінка впливу надвисокочастотного випромінювання на біологічні тканини. Вісник НТУУ «КПІ»: серія Приладобудування, 2024. Вип. 56(2). С.111-116.

Сергоян Едуард
здобувач 4 курсу ІННІ ім. Ю.М. Потебні ЗНУ
Наук. кер.: канд. техн. наук, доц. Ніконова А.О.

СИСТЕМИ КЕРУВАННЯ ТЕХНІЧНИМ СТАНОМ АКУМУЛЯТОРІВ

Ефективне управління станом акумуляторів є однією з ключових проблем сучасної електронної інженерії. У зв'язку зі стрімким зростанням попиту на джерела безперебійного живлення (ДБЖ), питання покращення їхньої енергоефективності, безпеки та надійності набуває дедалі більшої актуальності. Сучасні дослідження спрямовані на розробку новітніх методів моніторингу, діагностики та управління акумуляторними системами, що дозволяє продовжити термін служби батарей та підвищити ефективність їх використання.

Основний з параметрів, які необхідно перевіряти при моніторингу акумуляторних батарей - ємність або обсяг енергії, яку запасає батарея. Це свого роду консолідуючий параметр, який знаходиться у взаємозв'язку з декількома іншими, впливають на ємність батареї і термін її служби. До них