АНОТАЦІЯ

Проценко В.Ю. Дослідження та розробка мікроелектронної системи вимірювання кровенаповнення судин методом імпедансної плетизмографії.

Кваліфікаційна випускна робота для здобуття ступеня вищої освіти магістра за спеціальністю 153 - Мікро- та наносистемна техніка, науковий керівник С.Л. Хрипко. Запорізький національний університет, інженерний інститут. Факультет енергетики, електроніки та інформаційних технологій, кафедра мікроелектронних інформаційних систем, 2019.

Для розробки безконтактного вимірювача біотканини обраний метод дослідження загального і регіонарного кровообігу, заснований на графічній реєстрації змін електричного опору тканин, які виникають при проходженні по ним пульсової хвилі.

Ключові слова: МІКРОПРОЦЕСОР, РЕОГРАФІЯ, ІМПЕДАНСНА ПЛЕТИЗМОГРАФІЯ, АРТЕРІАЛЬНИЙ ТИСК, МІКРОЗБОРКА, ТОПОЛОГІЯ, ДАТЧИК

ABSTRACT

Protsenko V.Yu. Research and development of a microelectronic system for measuring blood vessels in the vessels using impedance plethysmography.

Qualification final work for obtaining a higher education degree of a master's degree in specialty 153 - Micro and nanosystem technology, supervisor S.L. Khripko. Zaporizhzhya National University, Institute of Engineering. Faculty of Energy, Electronics and Information Technology, Department of Microelectronic Information Systems, 2019.

For the development of a non-contact meter of biological tissue, a method for studying general and regional blood circulation was selected based on the graphic recording of changes in the electrical resistance of tissues that occur when a pulse wave passes through them.

Keywords: MICROPROCESSOR, REOGRAFIYA, IMPEDANCE PLETHYSMOGRAPHY, ARTERIOTONY, MICROASSEMBLY, TOPOLOGY, SENSOR

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ЗАПОРІЗЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ІНЖЕНЕРНИЙ ІНСТИТУТ

ФАКУЛЬТЕТ ЕНЕРГЕТИКИ , ЕЛЕКТРОНІКИ ТА ІНФОРМАЦІЙНИХ ТЕХНОЛОГІЙ

Кафедра мікроелектронних інформаційних систем
(повна назва кафедри)

Кваліфікаційна робота

другий (магістерський)
(рівень вищої освіти)

на тему дослідження та розробка мікроелектронної системи вимірювання кровенаповнення судин методом імпедансної плетизмографії

Виконав: студент II курсу, групи МН-18-1мд
спеціальності 153 «Мікро- та наносистемна техніка
(код і назва спеціальності)
освітньої програми Мікроелектронні інформаційні системи
(код і назва освітньої програми)
спеціалізації _____
(код і назва спеціалізації)

В. Ю. Трощенко
(ініціали та прізвище)

Керівник зав. каф., доцент, д.т.н. Хрипко С. Л.
(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

Рецензент ген. директор ТОВ „Омега ЛТД" Шевченко Т.В.
(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

Запоріжжя
2020

Схема визначення джерель імпорансу 2бт.
структурна схема вимірювача артеріального тиску методом імпедансної плетизмографії. Характеристики перетворення тиск – електричний сигнал.

6 Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
1	Хрипко С.Л., зав. каф.		2.09.19
2	Хрипко С.Л., зав. каф.		2.09.19
3	Хрипко С.Л., зав. каф.		2.09.19
4	Хрипко С.Л., зав. каф.		2.09.19

7 Дата видачі завдання 02. вересня 2019

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів кваліфікаційної роботи магістра	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1.	Збір матеріалу для літературного огляду	02.09 – 14.09.19	
2.	Аналітичний огляд методів та приладів імпедансної плетизмографії	15.09 – 10.10.19	
3.	Розробка схеми приладу для визначення кровенаповнення вен	11.10 – 23.11.19	
4.	Розробка топології печатної плати	24.11 – 05.12.19	
5.	Оформлення пояснювальної записки та графічного матеріалу	06.12 – 26.12.19	

Студент _____ Проценко В.Ю.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Керівник роботи (проекту) _____ Хрипко С.Л.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Нормоконтроль пройдено

Нормоконтролер _____ Верьовкін Л.Л.
(підпис) (прізвище та ініціали)

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ЗАПОРІЗЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ІНЖЕНЕРНИЙ ІНСТИТУТ

Факультет енергетики електроніки та інформаційних технологій
Кафедра мікроелектронних інформаційних систем
Рівень вищої освіти другий (магістерський)
Спеціальність 153 «Мікро- та наносистемна техніка»
(код і назва)
Освітня програма Мікроелектронні інформаційні системи
(код і назва)
Спеціалізація

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри Світлько Н.В.
"26" грудня 2019 року

З А В Д А Н Н Я
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ СТУДЕНТОВІ (СТУДЕНТЦІ)

Грошенко Вікторія Юрівни
(прізвище, ім'я, по батькові)

1 Тема роботи (проєкту) дослідження та розробка мікроелектронної системи вимірювання кровенаповнення судин методом імпедансної плетизмографії
керівник роботи Хрипко Сергій Якович, доцент, д.т.н.
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)
затверджені наказом ЗНУ від "10" вересня 2019 року № 1536-с

2 Строк подання студентом роботи 31 грудня 2019 р.

3 Вихідні дані до роботи Генератор імпульсів управління датчиком з частотою 150 кГц і напругою 5 В; фільтр верхніх частот 0,5 фільтр нижніх частот 50 Гц

4 Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити) Дослідження методів і апаратних засобів для вимірювання провідності біотканини. Розробка мікроелектронної системи, призначеної для вимірювання кровенаповнення судин методом імпедансної плетизмографії.

5 Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень) Еквівалентна модель імпедансу біологічного об'єкту.

Реферат

Дипломна робота містить 103 сторінки, 41 рисунок, 12 таблиць, 23 літературних посилання.

Об’єкт дослідження – безконтактний вимірювач провідності біотканини.

Мета роботи - розробка мікропроцесорного вимірювача артеріального тиску, при кровенаповнені судин методом імпедансної плетизмографії.

Завдання роботи - розробка схеми мікропроцесорного вимірювача артеріального тиску, розробка топології, зняття характеристик приладу.

Дослідження проводились методами комп’ютерного моделювання електричної схеми та зняттям характеристик на макетній платі за допомогою осцилографу.

Актуальність теми полягає у необхідності створення аналогічних зарубіжним приладів автоматизованого контролю артеріального тиску на вітчизняних підприємствах електронної промисловості на сучасній елементній базі.

Апаратура – осцилограф «RIGOL», персональна ЕОМ.

В роботі розроблено топологію мікрозборки для використання у вимірювачах артеріального тиску методом імпедансної плетизмографії, запропоновано використовувати електродно-рідинний датчик для оброки сигналу.

Пропонується доробка схеми приладу для його запуску у опитне виробництво.

МІКРОПРОЦЕСОР, РЕОГРАФІЯ, ІМПЕДАНСНА ПЛЕТИЗМОГРАФІЯ, АРТЕРІАЛЬНИЙ ТИСК, МІКРОЗБОРКА, ТОПОЛОГІЯ, ДАТЧИК

Дипломну роботу виконано на кафедрі мікроелектронних інформаційних систем, з 2.09.2019 р. по 31.12.2019 р.

Зміст

Вступ 6
1 Методи дослідження кровоносної системи людини 7
1.1 Кровообіг та його функції в організмі людини 7
1.2 Основні захворювання судин нижніх кінцівок 9
1.2.1 Ендартеріїт 10
1.2.2 Варикозне розширення вен 11
1.2.3 Тромбофлебіт 12
1.2.4 Атеросклероз 12
1.3 Методи діагностики захворювань нижніх кінцівок 13
1.3.1 Вимірювання артеріального тиску за допомогою фото-плетизмографії 13
1.3.2 Інвазивні методи дослідження судин 17
1.3.3 Неінвазивні методи дослідження судин 19
1.4 Імпедансна плетизмографія 20
1.4.1 Імпеданс живої тканини 23
1.5 Схеми вимірювання імпедансу 25
1.6 Вимірювальні перетворювачі електричних параметрів 29
1.6 Методика проведення дослідження 33
2 Дослідження та розробка мікроелектронного пристрою для вимірювання кровонаповнення судин методом імпедансної плетизмографії 36
2.1 Блок-схема приладу для вимірювання кровонаповнення судин 36
2.6 Моделювання генератора високої частоти 37
2.6.1 Дослідження моделі генератора високої частоти 38
2.7 Моделювання вимірювальної мостової схеми 40
2.8 Моделювання схеми підсилювача 43
2.9 Моделювання детектора 47
3 Техніко-економічне обґрунтування розробки вимірювача артеріального тиску методом імпедансної плетизмографії 49
3.1 Обґрунтування вибору технології виготовлення вимірювача 49

4 Охорона праці та техногенна безпека 55
4.1 Характеристика потенційно небезпечних виробничих факторів 55
4.2 Заходи пожежної безпеки 56
4.3 Заходи освітленості робочого місця 57
4.4 Загальні вимоги охорони праці при пайці 59
4.5 Техногенна безпека 60
Висновки та рекомендації 63
Перелік посилань 64
Додатки 66

Вступ

Одним з актуальних завдань сучасної біомедицини є детальне дослідження і розуміння анатомо-фізіологічних і регуляторних процесів в серцево-судинній системі [1].

В медицині використовуються різні методики фізичного впливу на організм людини з метою діагностування захворювань та подальшого їх лікування.

Перевагу надають неінвазивним методам діагностики стану серцево-судинної системи, одним з яких є реографія. В основі методу лежить аналіз зміни опору біологічної тканини під час її кровонаповнення.

Стан досліджень в області фізіології кровообігу і медичної діагностики було б неможливим без наявності відповідної техніки. Коливання електричного опору реєструються апаратом – плетизмографом, який буде розглянуто далі.

Метод імпедансної плетизмографії дозволяють визначити сумарне об'ємне кровонаповнення органів і тканин, оцінити тонус артерій та вен. Крім того, важливою перевагою даного методу є можливість диференціювати патологію кількох судинних областей, в тому числі симетричних [2].

Слід також зазначити, що метод не має протипоказань і придатний для повторних і тривалих досліджень.

Вимірювання кровонаповнення судин є важливим для діагностики серцево-судинних захворювань на ранніх стадіях. Існуючі прилади для вимірювання кровонаповнення є габаритними та коштують дорого. Тому актуальним є розробка малогабаритної та точної системи для дослідження судин [3].

1 Методи дослідження кровоносної системи людини

1.1 Кровообіг та його функції в організмі людини

Центральним органом серцево-судинної системи є серце. Воно виконує функцію насоса, призначеного для циркуляції крові по судинах. Судинна система складається з кровоносної системи, лімфатичної системи і мікроциркуляторного русла. Ці системи функціонально пов'язані між собою [4].

Постачання клітинам необхідних речовин і видалення від них продуктів життєдіяльності, забезпечується кров'ю, що циркулює по замкнутій системі судин [5].

Кров також виконує ряд інших функцій.

1. Дихальна функція – полягає в скріпленні і перенесення кисню і вуглекислого газу.

2. Трофічна (живильна) функція. Кров забезпечує всі клітини організму поживними речовинами: глюкозою, амінокислотами, жирами, вітамінами, мінеральними речовинами, водою.

3. Екскреторна функція. Кров забирає з тканин кінцеві продукти метаболізму: сечовину, сечову кислоту та інші речовини, що видаляються з організму органами виділення.

4. Терморегуляторна функція. Кров охолоджує внутрішні органи і переносить тепло до органів тепловіддачі.

5. Підтримка стабільності внутрішнього середовища. Кров підтримує стабільність ряду констант організму.

6. Забезпечення водно-сольового обміну. Кров забезпечує водно-сольовий обмін між кров'ю і тканинами. В артеріальній частині капілярів

рідина і солі надходять в тканини, а у венозній частині капіляра повертаються в кров.

7. Захисна функція. Кров виконує захисну функцію, будучи найважливішим фактором імунітету, або захисту організму від живих тіл і генетично чужих речовин.

8. Гуморальна регуляція. Завдяки своїй транспортної функції кров забезпечує хімічну взаємодію між усіма частинами організму, тобто гуморальну регуляцію. Кров переносить гормони і інші фізіологічно активні речовини.

Існує ряд факторів, які впливають на об'єм крові.

1) Фізична активність. Систематичні фізичні вправи збільшують об'єм крові, а постільний режим протягом шести тижнів призводить до зниження об’єму крові на 6% в результаті зниження об’єму плазми.

2) Положення тіла. У вертикальному положенні об’єм крові зменшується на 8-10%, а горизонтальному зростає. Це пояснюється тим, що в капілярах нижньої половини тіла в вертикальному положенні частина плазми переходить в тканинний простір.

3) Крововтрата і вливання крові. Зменшення об’єму в крові після крововтрати компенсується збільшенням об’єму плазми. Це відбувається в результаті переходу рідини з тканин в кров, обумовленого зниженням гідростатичного тиску в капілярах, зменшенням тиску плазми, а також зниження діурезу. Збільшення об'єму крові після надмірного вливання компенсується процесами зменшення об’єму плазми.

4) Рівень гормонів. Видалення гіпофіза слабо зменшує, а видалення надниркових залоз незначно збільшує об'єм крові.

5) Збільшення секреції альдостерону, зменшує виділення нирками натрію, завжди супроводжується збільшенням об’єму крові.

6) Вміст кисню. При зниженні вмісту кисню в крові спостерігається збільшення показника гематокрита і в зв'язку з цим деяке зростання всього об’єму крові.

7) Збільшення об'єму крові підвищує серцевий викид в результаті підвищення наповнення кров'ю судинної системи, що в свою чергу веде до збільшення венозного припливу до серця, його діастолічного наповнення і до зростання ударного об'єму.

8) При крововтраті відбувається більш різке зниження серцевого викиду в порівнянні зі зменшенням об'єму крові. Разом з тим зниження артеріального тиску залежить не тільки від величини крововтрати, але і від ступеня прояву компенсаторних механізмів, спрямованих на відновлення рівня артеріального тиску [1].

1.2 Основні захворювання судин нижніх кінцівок

Серцево-судинні захворювання – клас захворювань, які пов'язані з патологією серця або кровоносних судин.

Смертність від серцево-судинних захворювань у всьому світі стоїть на першому місці. Так, за даними Державного комітету статистики України (від 23.01.2012 р.), смертність від серцево-судинних захворювань посідає перше місце в структурі смертності і становить 66,6 %. Тому важливим є вчасне виявлення хвороби [9].

Проявами захворювань судин кінцівок, які вказують на можливе порушення кровотоку в них, є біль, яка посилюється після фізичного навантаження (ходьба, монотонна робота руками), періодичні локальні спастичні судоми м'язів, оніміння шкіри з відчуттям поколювання в ній. Також показанням для проведення досліджень можуть бути й інші симптоми: руки і ноги постійно прохолодні або льодяні, підвищена пітливість долонь і ступень, синюшний або дуже блідий колір пальців кистей і стоп, поява больового синдрому як в спокої, так і при виконанні будь-яких дій, набряки, виражена пастозність, судоми, особливо по ночах, постійне свербіння

гомілок,виникнення судинної сітки або зірочок на стегнах і гомілках, рельєфність вен на руках і ногах.

Показанням для проведення діагностики можуть бути такі захворювання:

- атеросклероз – це захворювання найчастіше сприяє порушенню правильного живлення тканин і звуження артерій;
- цукровий діабет – може привести до мікро- і макроангеопатій, які згодом розвинуть діабетичну стопу;
- хвороба Рейно;
- варикозне розширення вен;
- тромбофлебіт, що приводить до утворення тромбів на стінках судин;
- облітеруючий ендартеріїт, який може привести до кульгавості.

Найпоширеніші захворювання судин нижніх кінцівок детально розглянуто далі.

1.2.1 Ендартеріїт

Ендартеріїт – хронічне захворювання судин з переважним ураженням артерій ніг, яке характеризується поступовою облітерацією, тобто звуженням судин аж до повного закриття їх просвіту з омертвінням позбавлених кровопостачання тканин [10].

Ендартеріїт відноситься до оклюзійних уражень периферичних артерій, що є причиною хронічної артеріальної недостатності кінцівок. При облітеруючому ендартеріїті ураження судинного русла починається з дрібних судин – від артерій малого калібру до капілярів [11].

1.2.2 Варикозне розширення вен

Патологічні процеси, що розвиваються у венах, ведуть до розладів венозного кровообігу, які можуть мати загальний чи місцевий характер. Одна з найпоширеніших причин цього – варикозне розширення вен [12].

Це захворювання вен, що виражається в зменшенні їх еластичності, збільшення розмірів, зміні форми й утворенні вузлів (варикозів). Вражаються переважно поверхневі вени нижніх кінцівок (рисунок 1.1).

Розвитку варикоза сприяють проблеми з відтоком крові по венозній системі при тривалому перебуванні на ногах, пов'язаному з професійною діяльністю, застійними явищами в венах, пов'язаними з малорухливим способом життя, пристрасть до взуття на високих підборах, надмірна вага, порушення гормональної рівноваги та інші фактори.

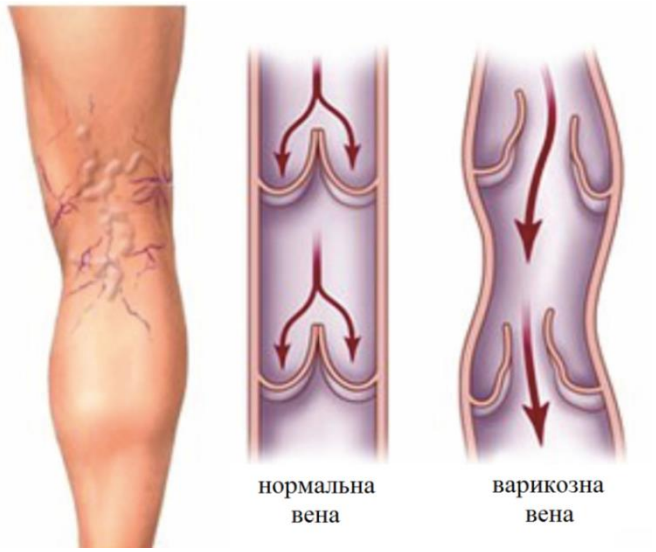


Рисунок 1.1 – Варикозне розширення вен нижньої кінцівки

Хворого нерідко турбує стомлюваність, відчуття важкості в кінцівках, відчуття шкірного свербіння, набряку, а потім і помірне розширення вен на

стегні і гомілці. Захворювання поступово прогресує, з'являються вузли судин. Перебіг хвороби тривалий [13].

1.2.3 Тромбофлебіт

Тромбофлебіт – це патологічний процес, який вражає варикозно розширені вени нижніх кінцівок. У переважній більшості випадків він є ускладненням варикозної хвороби, рідше виникає при посттромботичному синдромі.

Варикозні вени є сприятливими для розвитку тромбозу, так як зміни судинної стінки і уповільнення кровотоку є найважливішими причинами тромбоутворення. При відповідних змінах адгезивно-агрегаційних властивостей елементів крові і плазмової ланки гемостазу (чому сприяє венозний застій і турбулентний характер кровотоку) в них виникають тромби.

При тромбофлебіті відзначається почервоніння в місці змінених вен. Поставити правильний діагноз допомагають результати дослідження згортання крові [13].

1.2.4 Атеросклероз

Атеросклероз – це хронічне запальне захворювання, яке переважно вражає середні і великі артерії, що характеризується аутоімунною відповіддю на пошкодження артеріальної стінки з порушенням метаболізму ліпідів [14].

Спочатку відчуваються мерзлякуватість і похолодання кінцівок, затерплість у них, парестезії, біль у литковому м'язі під час ходьби, який сильнішає, примушує пацієнта зупинятися (симптом «переміжної кульгавості»). При дослідженні судин ніг виявляють ослаблення або

відсутність пульсації. У тяжких випадках унаслідок місцевого порушення кровообігу розвивається суха гангрена нижніх кінцівок. Особливо виражені зміни спостерігаються у хворих із супутнім цукровим діабетом, ускладненим невропатією [15].

1.3 Методи діагностики захворювань нижніх кінцівок

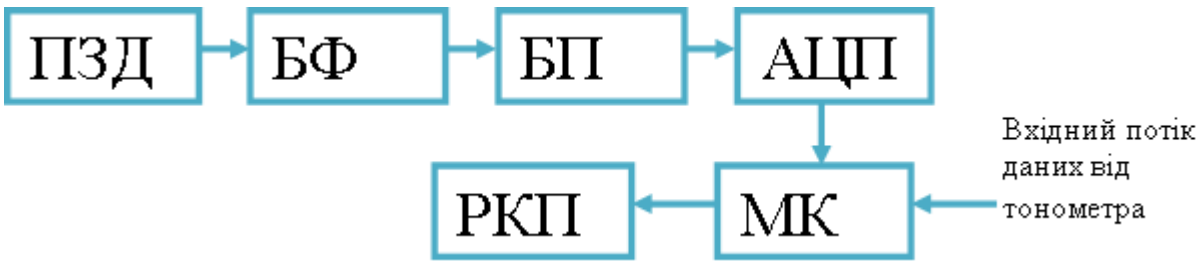
Серцево-судинні захворювання займають провідне місце в структурі неінфекційної патології людини і є основною причиною передчасної смерті та ранньої інвалідності в більшості економічно розвинутих країн. Тому в сучасній діагностиці захворювань широко використовуються як неінвазивні, так і інвазивні методи дослідження, які детально розглянуто далі [16, 17].

1.3.1 Вимірювання артеріального тиску за допомогою фото-плетизмографії

Методи вимірювання артеріального тиску прийнято ділити на дві категорії: інвазивні та неінвазивні. До неінвазивних відносяться методи, засновані на аускультації артерії методом тонів Короткова і осциллографічні методи реєстрації, в той час як інвазивні методи застосовуються при обстеженні тяжкохворих в умовах стаціонару, так як припускають здійснення вимірювання за допомогою введення датчика тиску безпосередньо в артерію. Найбільшого застосування отримав метод тонів Короткова, застосовуваний для ручного вимірювання артеріального тиску за допомогою сфігмоманометра. Для проведення автоматичного вимірювання, як правило, застосовується осциллометричний метод, заснований на аналізі пульсацій тиску, в основному завдяки більшій завадостійкості по відношенню до зовнішніх шумів. [11]

Для обстеження пацієнтів лікарі можуть застосовувати пристрої з різними методами вимірювання, однак приблизно в 10-20% випадків вимірювання виявляються завищеними через страх і хвилювання пацієнта під час процедури вимірювання. Цей ефект називають «ефектом білого халата». При цьому частота вимірювання не може бути високою, оскільки лежить в основі методу вимірювання осциллометричний метод передбачає повне перетискання плечової артерії до повного придушення пульсацій крові і це призводить до значного дискомфорту обстежуваного. Випробовувані незручності позначаються на рівні кров'яного тиску, що вносить спотворення в результати вимірювань. У той же час, занадто великі інтервали між вимірами можуть привести до пропуску важливої інформації про рівень АТ у обстежуваного. Робляться різні спроби вирішити дану проблему. Наприклад, в роботах [12,13] описується датчик кров'яного тиску, який вбудовується в існуючу платформу MEMSWEAR. Вимірювання артеріального тиску проводяться з використанням фото-плетизмографія, і вони частково безперервні.

Автори в [14] оцінюють кров'яний тиск, спираючись на припущення, що є відповідність між тривалістю поширення пульсової хвилі і кров'яним тиском. Параметр, який використовується для вимірювання - час поширення пульсової хвилі. Щоб вирішити дану проблему пропонується прилад, який об'єднує в собі медичний тонометр, що працює на основі осцилометричного методу, і фотоплетизмограф зі структурною схемою, зображеної на рисунку 1.2.



ПЗД – пристрій знімання даних

БФ – блок фільтрації

БП – блок підсилення

АЦП – аналогово цифровий перетворювач

МК – мікроконтроллер

РКП – регулювання контролю підсилення

Рисунок 1.2 – Структурна схема фото-плетизмографа

В основі фото-плетизмографу лежить датчик (на рисунку 1.2 пристрій знімання даних), пристрій якого схематично зображено на рисунку 1.3. Тут LED - світлодіод, встановлений з одного боку пальця, PD (photo diod) - фотодіод, встановлений на протилежному боці.

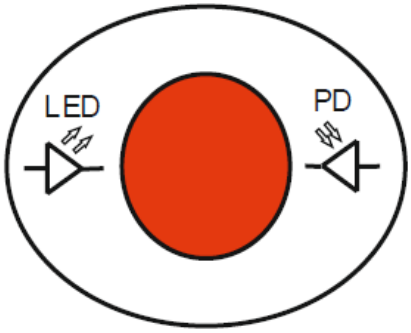


Рисунок 1.3 – Ілюстрація фото-плетизмографа на пальці

Світлодіод випромінює світло, що пропускається через палець. Світло частково поглинається кров'ю, м'язами, шкірою, кісткою і потрапляє на світлочутливий елемент. Зі зміною обсягу крові в пальці змінюється і інтенсивність світла, що проходить через палець. Збільшення тиску призводить до збільшення обсягу крові в пальці і, відповідно, зменшує потік світла, що проходить через палець. Таким чином, опір фотодіода можна вважати обернено пропорційним рівню кров'яного тиску людини. Можна також стверджувати, що в момент, коли опір фотодіода максимальний, кардіоваскулярна система людини перебуває у фазі систоли, а в момент, коли мінімальний, знаходиться в фазі діастоли. Однак сама по собі інтенсивність світла, що проходить через палець, не дозволяє однозначно оцінити рівні САТ і ДАТ оскільки є дуже індивідуальним показником, що залежать від

анатомічних особливостей організму людини, і може значно змінюватися протягом дня.

Слабкий сигнал, що знімається з фотодіода, має постійну складову, від якої можна позбутися за допомогою блоку фільтрації. Після чого, сигнал посилюється по амплітуді за допомогою блоку посилення. Як правило, ця схема реалізується за допомогою операційних підсилювачів. Оскільки амплітуда сигналу відрізняється від людини до людини, необхідно гнучко підбирати коефіцієнт посилення так, щоб ефективно використовувати динамічний діапазон АЦП на наступному етапі. Даний функціонал реалізується за допомогою блоку з регулюванням коефіцієнта посилення керованого мікроконтролером. Крім даної функції на мікроконтролер також покладено завдання розрахунку САТ, ДАТ і функція управління процедурою виміру.

Визначення рівня САТ і ДАТ відбувається за розробленим алгоритмом, зображеному на рис.1.3. наступним чином. При першому запуску мікроконтролер встановлює систему в початковий стан, відрегулювавши коефіцієнт посилення підсилювача, після цього виробляє звичайну процедуру вимірювання артеріального тиску; паралельно фіксуються і зберігаються в оперативну пам'ять амплітуди сигналу фото-плетизмограми які відповідають різним рівням тиску в манжеті. Дані зберігаються у вигляді двовимірного масиву, де кожному рівню тиску в манжеті з кроком 3-5 мм.рт.ст. відповідає своя амплітуда сигналу фото-плетизмограми. Таким чином проходить калібрування пристрою.

Потім, виявлені залежності дозволяють визначити відповідності між рівнем поточного тиску і поточної фазою сигналу фото-плетизмограми. Моменти, коли слід порахувати САД визначаються логічною умовою попередній вимір x1 менше поточного x2 і повинен перевищувати x3, тобто ((X2> x1) & (x2 <x3)), де x1, x2, x3 - послідовні вибірки АЦП. Фаза фотоплетизмограми, коли слід визначити ДАТ визначається виконанням умови: ((x2 <x1) & (x2 <x3)).

Показання пристрою, визначені у трьох осіб після калібрування були зрівняні з показаннями, одержуваних з застосуванням сфігмоманометра за допомогою методу тонів Короткова і наведені в таблиці 1.2.

Таблиця 1.1 - Показання, отримані за допомогою методу тонів Короткова та фото-плетизмографічного сфігмоманометра

Пацієнт	Показники фото-плетизмографа		Показники за методом тонів Короткова	
	САТ	ДАТ	САТ	ДАТ
1	123	81	120	79
2	133	85	138	88
3	120	87	125	80

Отримані свідчення дають підстави стверджувати, що показання відповідають стандартам BHS [15], а пристрій може бути застосований в медичній практиці.

Той факт, що обсяг кровонаповнення пальців для кожного користувача значення індивідуальне і здатне змінюватися з плином часу призводить до необхідності індивідуального калібрування підсилювача для кожного користувача. Крім того, даний метод передбачає для досягнення ефективного безперервного моніторингу одночасне постійне застосування фотоплетизмографії і періодичне застосування осцилометричного методу вимірювання артеріального тиску, що є обмеженням розробленої системи.

1.3.2 Інвазивні методи дослідження судин

Інвазивна діагностика дозволяє побачити захворювання судин за допомогою введення речовин в порожнину організму – внутрішньом'язове, внутрішньовенне або з пошкодженням шкірного покриву, слизових оболонок.

Ангіографія – це малоінвазивна процедура, призначена для дослідження артерій і камер серця. Вона проводиться як в діагностичних, так

і лікувальних цілях. Цей метод дозволяє візуалізувати такі зміни судин, як закупорка, звуження, повторне звуження, тромбоз або аневризматичне розширення просвіту цих судин, розмір камер серця. Крім того, даний метод дозволяє визначати такі важливі параметри роботи серця, як тиск крові в порожнинах серця і легеневої артерії, що неможливо здійснити неінвазивними методами 17].

Ангіографія є досить травматичним методом дослідження і виконується в умовах стаціонару під місцевою анестезією. Перед процедурою пацієнту призначають протиалергійні препарати і транквілізатори.

До ангіографії є достатня кількість протипоказань: запальні захворювання судин, тромбофлебіт, розлади функції щитовидної залози, порушення згортання крові, ниркова, печінкова і серцева недостатність, важкий загальний стан.

Флебографія є окремим випадком ангіографії. Так називається рентгенографічне дослідження вен із застосуванням контрастної речовини. Флебографія широко застосовується в діагностиці варикозного розширення і тромбозу глибоких вен, тромбофлебіту, а також при оцінці ефективності склеротерапії.

Внутрішньосудинне ультразвукове дослідження (УЗД) дозволяє отримати більш точну, ніж при ангіографії, інформацію про структурні зміни судин, і при цьому має менше протипоказань. В процесі проведення діагностичної процедури в просвіт артерії вводиться катетер, на кінці якого закріплений УЗ-датчик. У міру його просування по судині на екрані з'являється зображення. Основна мета інвазивного ультразвукового обстеження судин - оцінка ефективності лікування (в тому числі хірургічного) хворих з ішемічною хворобою серця і атеросклерозом артерій [18].

Хоча інвазивні методи дають високу точність діагностики, їх застосування може супроводжуватися небезпекою появи кровотечі, інфекції,

механічних пошкоджень органів. Також інвазивні, на відміну від неінвазивних методів діагностики, мають багато протипоказань до проведення.

1.3.3 Неінвазивні методи дослідження судин

Неінвазивні методи діагностики судин нижніх кінцівок є найбільш простими та безболісними.

Ультразвукова доплерографія судин нижніх кінцівок – це неінвазивний метод діагностики на основі ультразвукових хвиль.

Цей метод дозволяє безболісно і за короткий проміжок часу визначити відхилення в структурі стінок поверхневих та глибоких вен, визначити швидкість кровотоку та стан венозних клапанів [19].

Магнітно-резонансна ангіографія – проводиться за допомогою магніто-резонансного томографа. Електромагнітні хвилі в магнітному полі допомагають виявити аневризми, стенози, атеросклероз. Контрастні речовини при цьому виді діагностики не потрібні. Метод дозволяє оцінювати як анатомічні, так і функціональні особливості кровоточу [20].

Сфігмографія – неінвазивний механокардіографічний метод, спрямований на дослідження коливань артеріальної стінки, зумовлених викидом ударного об'єму крові в артеріальне русло. З кожним скороченням серця збільшується тиск в артеріях і відбувається спочатку приріст їх поперечного перерізу, а потім відновлення вихідного стану.

Плетизмографія – спосіб реєстрації змін об'єму тіла або частини його, пов'язаних з динамікою кровонаповнення. Загальна плетизмографія використовується для дослідження функцій зовнішнього дихання і хвилинного об'єму кровообігу. За допомогою плетизмографії можна оцінити судинний тонус і при використанні різних проб скласти уявлення про органічну або функціональної природі судинних змін [21].

Реографія (електроплетизмографія або імпедансна плетизмографія) – це безкровний метод оцінки динамічних характеристик кровообігу, який засновано на графічній реєстрації зміни електричного опору живих тканин під час проходження через них змінного струму високої частоти (від 30 до 150 кГц) і відображає зміни пульсового кровонаповнення досліджуваної області тіла протягом серцевого циклу, функціональний стан судин, їх тонус [2].

Реографія судин нижніх кінцівок (реовазографія) використовується як для первинного дослідження судинних патологій, так і при спостереженні за розвитком захворювання.

Методика проведення абсолютно безпечна і безболісна, може проводитися людям з імплантованим кардіостимулятором, металом в організмі і інших станах, які зазвичай перешкоджають багатьом дослідженням. Єдине обмеження – реографію небажано проходити вагітним жінкам в першому триместрі, коли відбувається формування плоду і органів дитини [21].

1.4 Імпедансна плетизмографія

Плетизмографія – спосіб реєстрації змін об'єму тіла або його частини, пов'язаних з динамікою кровонаповнення. Загальна плетизмографія використовується для дослідження функцій зовнішнього дихання і хвилинного об'єму кровообігу. За допомогою плетизмографії можна оцінити судинний тонус і при використанні різних проб скласти уявлення про органічну або функціональну природу судинних змін [7].

Імпедансна плетизмографія (реографія) використовується для діагностики різного роду органічних і функціональних судинних змін як в артеріальному, так і в венозній руслах; для вивчення особливостей колатерального кровообігу, дії лікарських речовин, механізму екстремальних впливів на організм і ін. З цією метою в медицині використовуються різновиди реографії, наприклад, реографія головного мозку

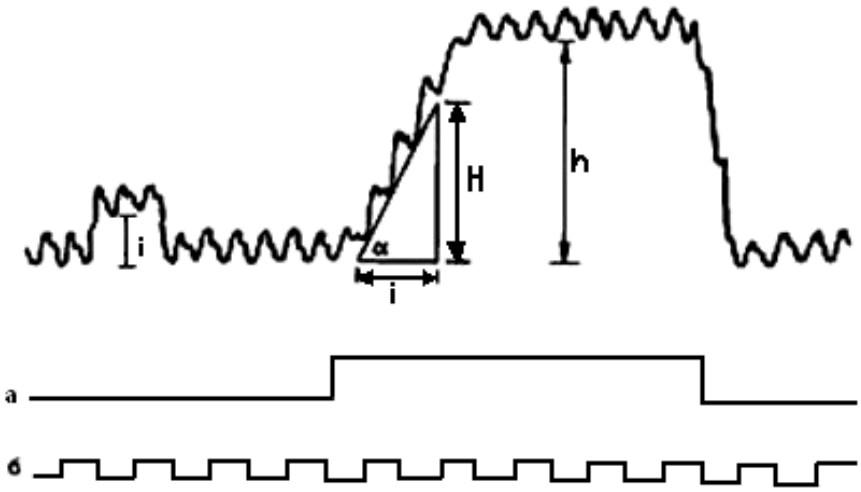
(реоенцефалографія), реографія легких (реопульмонографія), реографія серця (реокардіографія), реографія печінки (реогепатографія), реографія очей (реоофтальмографія), реографія нижніх і верхніх кінцівок (реовазографія) тощо [8].

Метод засновано на залежності електропровідності тканини від кровонаповнення. Так як компоненти тканини (кров, тканинна рідина, клітини та ін.) мають різну електропровідність, то зміни в їх співвідношенні приведуть до зміни сумарної електропровідності [1].

Плетизмографічний сигнал являє собою зміну в часі тиску в компресійній манжетці, що охоплює досліджувану кровоносну судину (наприклад, плечова оклюзійна манжетка). Для реєстрації плетизмографічного сигналу в компресійній манжетці створюється оклюзійний тиск повітря. Величина сигналу вимірюється за допомогою датчика тиску повітря, що підключається до манжетки. Амплітуда зміни сигналу при використанні сучасних тензометричних датчиків тиску становить близько 0,1 мВ. Частотний діапазон становить 0,3 ... 70 Гц [9].

Метод плетизмографії використовується при побудові приладів вимірювання артеріального тиску крові, а так само при дослідженні еластичних властивостей судин [6].

Реєстрація плетизмограмою (рис. 1.4) проводиться спеціальними приладами – плетизмографами, які бувають різної конструкції (водяні, електро-, фотоплетизмографи). Кожен з них має плетизмографічний рецептор і датчик вимірювального пристрою.



а – відмітка тиску – 20 мм.рт.ст. в оклюзійній манжетці; б – відмітка часу; I – висота підйому кривої (мм) при калібрування обсягу V = 10 мм 3; h – висота плато; H – приріст обсягу за час t; кут α - крутизна підйому кривої на висоту H

Рисунок 1.4 – Плетизмограма пальця

Залежно від характеру сигналу, який виходить при зміні кровонаповнення, розрізняють механічну плетизмографію, при якій частина тіла, яку досліджують, укладається в герметичну посудину з твердими стінками, а коливання обсягу реєструються завдяки повітряної або водяний передачі, електроплетизмографію, яка відображатиме динаміку електропровідності в залежності від ступеня кровонаповнення (вона називається також імпедансна плетизмографія, реографія), фотоелектричну плетизмографію, або денсографію, в основі якої лежить оцінка світлопроникності органів або частини тіла в залежності від ступеня кровонаповнення. Останній метод не отримав широкого застосування, так як не є кількісним.

Плетизмографічні показники прийнято відносити до 100 $см^3$ тканини. У здорових людей оклюзійний приріст обсягу пальця (h) коливається в межах 20 – 60 $мм^3$ (або 0,3 – 0,4 $см^3$/100 $см^3$ тканини) [7].

1.4.1 Імпеданс живої тканини

Різні органи або ділянки живого тіла мають відносно постійну величину електропровідності, і тільки ділянки тіла зі змінним об'ємом або складом середовища можуть мати змінну величину опору. Певна кількість крові (ударний об'єм) при кожній систолі виштовхується з серця в артеріальну систему, причому під час систоли збільшується не тільки кількість, але і швидкість кровотоку в артеріях. По мірі поширення від серця до периферії ця хвиля призводить до послідовної зміни об'єму різних органів або ділянок тіла. Це відбувається в результаті здатності артеріальних судин розширюватися під впливом маси крові, яка збільшується, а потім знову скорочуватися, повертаючись до вихідного рівня.

У момент систолічного підйому пульсової хвилі реограми реєструє збільшення електропровідності, а в момент діастолічного спуску – її зменшення. Ці зрушення обумовлені тим, що кров має значно більш високу електропровідність, ніж інші тканини, тому пульсовий приріст кровонаповнення призводить до падіння імпедансу в даній ділянці тіла, а зменшення кровонаповнення – до збільшення електричного опору.

Електропровідність живої тканини визначається, головним чином, перенесенням заряду іонами розчинених солей, тому її розглядають, переважно, як іонний провідник [2].

Імпеданс має дві складові – омічну та ємнісну. Індуктивна складова при частотах $<<10^{10}$ Гц не враховується. Для послідовного з’єднання ємності C та омічного опору R імпеданс визначається за формулою:

$$Z = \sqrt{R^2 + \frac{1}{\omega^2 C^2}}, \qquad (1.1)$$

Для біологічного об'єкта імпеданс має складовий (комплексний) характер Z=(R, X). Імпеданс біологічних тканин залежить від частоти

змінного струму. Для живих тканин зі збільшенням частоти відбувається зменшення імпедансу.

Залежність повного опору від частоти називається дисперсією імпедансу (рис. 1.5).

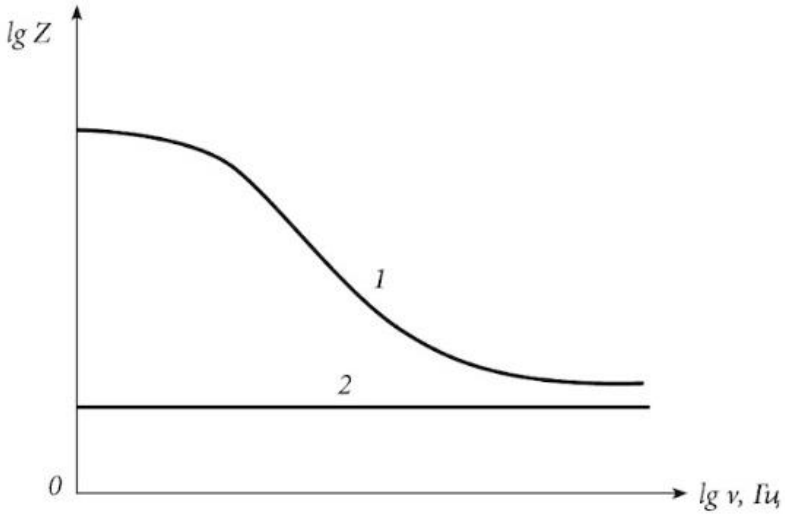


Рисунок 1.5 – Частотна залежність імпедансу живої (1) та мертвої (2) тканин

При підключенні живої тканини в електричне коло та пропущення через неї постійного електричного струму спочатку відбувається стрибок струму до величини:

$$I_0 = \frac{U}{R_e}, \qquad (1.2)$$

де U – величина струму, що прикладається від джерела, напруги, R_e – еквівалентний опір ланцюга електрод – об'єкт

Такий характер струму пояснюється виникненням поляризаційної ємності, поява якої пов'язана з наявністю зустрічної ЕРС – ЕРС поляризації, яка породжується біооб’єктом у відповідь на протікання через нього струму зовнішнього джерела [21].

За кривою дисперсії імпедансу можна аналізувати рівень обміну речовин та його відхилення від норми. Застосовується такий метод дисперсії

імпедансу для оцінки життєдіяльності органів і тканин: вимірюється два значення Z – на низькій $\nu_Н \approx 10^2$ та $\nu_В \approx 10^6$ частотах.

Відношення цих величин носить назву коефіцієнта поляризації $К_П$:

$$К_П \frac{Z_{н.н.}}{Z_{в.н.}}, \quad (1.3)$$

Життєдіяльна тканина має $К_П > 1$, причому значення коефіцієнта поляризації тим більше, чим вищий рівень обміну речовин у даній тканині і чим краще збережена її структурна цілісність. При відмиранні тканини $К_П \rightarrow 1$ [5].

Вимірювання імпедансу використовується для характеристики фізичних властивостей об'єкта, для вивчення змін, пов'язаних з функціональним станом [23].

Частотна залежність імпедансу дозволяє оцінити життєздатність тканин організму, що важливо знати для пересадки (трансплантації) тканин і органів. Різниця в частотних залежностях імпедансу виходить і в випадках здорової і хворої тканини.

Імпеданс тканин і органів залежить також і від їх фізіологічного стану. Так, при кровонаповненні судин імпеданс змінюється в залежності від стану серцево-судинної діяльності [24].

1.5 Схеми вимірювання імпедансу

При проведенні досліджень передбачається, що питома електропровідність біологічного об'єкта в даних умовах – величина постійна. Крім того, дані, отримані при вивченні імпедансу біологічного середовища дозволяють судити про її структуру, а метод дослідження електричного імпедансу дозволяє вивчати структуру живої речовини, не пошкоджуючи її [23].

На сьогодні в реографії використовують такі системи відведень:

- біполярну, при якій "струмові" електроди сполучені з "потенційними" (заснований на застосуванні моста Уітстона);
- тетраполярну, при якій за допомогою "струмових" електродів (позначаються символом I) ділянку тіла підключають до джерела струму високої частоти, а за допомогою "потенційних" (U) визначають зміни напруги, пропорційне, зміни опору досліджуваного ділянки.

Крім того, є модифікація тетраполярної реографії – метод фокусуючої реографії, яка дає можливість отримати дані про кровоток в глибоко розташованих органах і тканинах.

Біполярний метод (рис. 1.6) вимагає високої якості підготовки шкірних покривів до дослідження, вельми чутливий до електрохімічним явища на електродах. Схему біполярного метода зображено на рисунку 1.7.

Загальним недоліком біполярного реографа є те, що в вимірювальну схему реографа включається не тільки імпеданс досліджуваного органу, а й перехідний опір між електродом і внутрішніми тканинами. Це призводить до того, що імпеданс, який вимірюється реографом, фактично вище, ніж імпеданс власне досліджуваного органу, а, отже, при розрахунках кількісних показників кровонаповнення має місце помилка, яку важко врахувати. При біполярній реографії до початку вимірювань потрібно збалансувати міст, компенсуючи базовий імпеданс змінним опором, потім пульсові коливання опору викликають появу різниці потенціалів між плечима моста.

Чотириелектродний (тетраполярний) метод реєстрації реограми (рис. 1.8) майже повністю виключає вплив перехідного опору на точність вимірювань, забезпечує рівномірний розподіл струму в тканинах, значно більш стійкий до рухів.

Тетраполярний метод має мало вимог до електродів і особливостям їх фіксації, його результати більш стабільні. Схему метода зображено на рисунку 1.9.

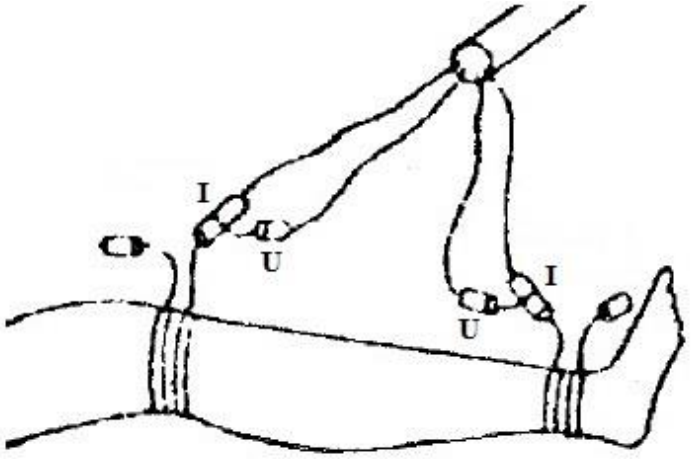


Рисунок 1.6 – Біполярний метод визначення імпедансу

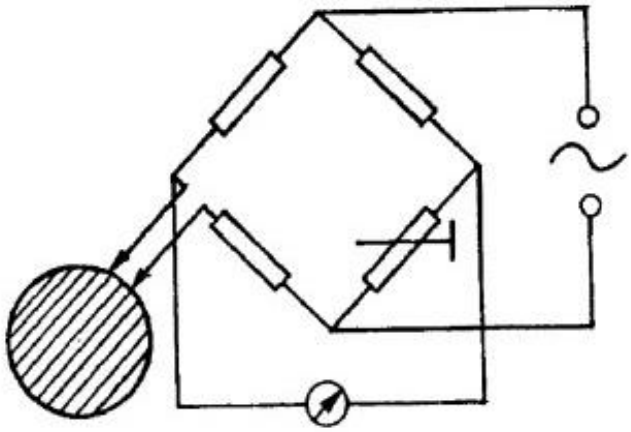


Рисунок 1.7 – Схема визначення імпедансу біполярним методом

При збільшенні відстані між струмовими і вимірювальними електродами глибина дослідження збільшується. За допомогою цього методу можна оцінити ударний об'єм серця, кількість рідини в досліджуваній області та об'єм циркулюючої крові.

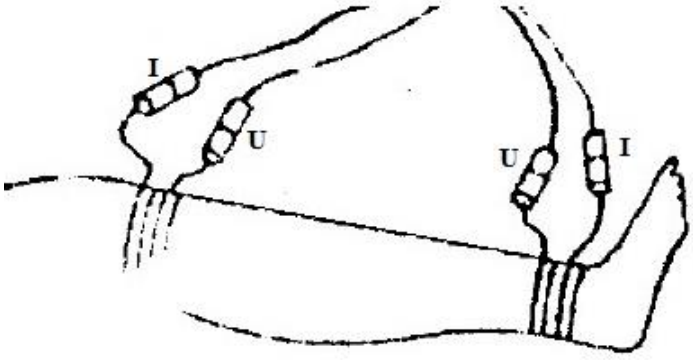


Рисунок 1.8 – Тетраполярний метод реографії

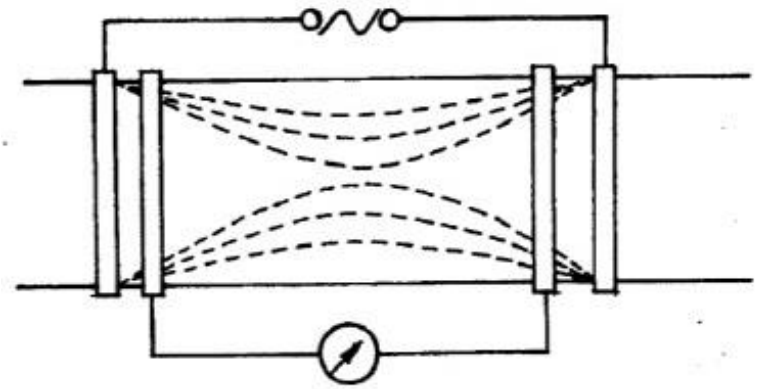


Рисунок 1.9 – Схема визначення імпедансу чотирьохелектродним методом

У той же час найбільш суттєвим недоліком чотириелектродної схеми в порівнянні з біполярною є неможливість чіткого поділу змін імпедансу двох симетричних областей, особливо при дослідженні церебральних судин. Крім того, через необхідність накладення на одну ділянку відразу чотирьох електродів такий метод можна застосувати не до кожної зоні дослідження.

Компромісом може бути фокусуючий метод. Використовується дві пари електродів, кожна з яких складається з внутрішнього (вимірювального) і зовнішнього (що фокусує) контурів. Потенційні електроди мають вигляд невеликих кілець, а струмові розміщуються в їх центрі, тоді електричне поле проникає в глибину досліджуваної області.

Фокусування електричного поля дозволяє створити в між електродній ділянці однорідне поле високочастотного струму. Завдяки цьому перехідна зона (електрод-тканина) практично не впливає на величину вимірюваного опору. Схема дозволяє контролювати шляху проходження високочастотного струму і виділити імпедансні коливання, обумовлені кровопостачанням досліджуваного органу [2].

1.6 Вимірювальні перетворювачі електричних параметрів

Апаратура для імпедансних і електроємнісних вимірів орієнтована на одержання специфічної інформації про фізіологічні процеси електричних параметрів, що виражаються у величинах біотканин. Ці виміри залежно від мети розв'язуваного завдання проводять у різних частотних діапазонах. Постійний струм та інфранизькочастотний діапазон (до 10 Гц) найчастіше використовують при визначенні стану шкіряного покриву, включаючи рефлекторні зони людини.

Низькі й середні частоти знаходять застосування переважно при дослідженні функції легень і параметрів серцево-судинної системи. Наприклад, відомі прилади для трансторокальної реоплетизмографії, реоенцефалографії й визначення венозного кровотоку, що працюють на частотах 4 кГц і 50 кГц. На високих частотах (до 0,5 МГц) проводять дослідження дихальної функції легенів, а при оцінці змін діелектричних властивостей тканин з появою новоутворень використовують частоти до 100 МГц. Відомі також методики, за реалізації яких зондування ділянки, що цікавить, здійснюється послідовно на декількох частотах. Здійснити вимір електричних параметрів дозволяють вимірювальні перетворювачі електричних параметрів (ВПЕП).

Відома велика кількість варіантів вимірювальних перетворювачів цього типу. Їх можна класифікувати за способами підключення до об'єкта дослідження, електричним параметром, який перетворюється в ВПЕП, параметром вихідного сигналу, який використовують для передачі інформації про вимірювану електричну властивість, схемотехнічним рішенням тощо [24].

Біологічні об'єкти є ємнісно-омічними системами, в яких ємність в основному не статична, а поляризаційна. Відомо, що в системі зі статичної ємністю зі збільшенням частоти відбувається збільшення провідності і, отже, кута зсуву фаз. В системі з поляризаційною ємністю співвідношення струму,

що протікає через ємність і через омічний опір, залишається постійним в деяких межах частот.

Для моделювання проведення струму живими клітинами вдаються до еквівалентних схем, тобто до таких комбінацій омічного опору і ємності, які в першому наближенні можуть моделювати електричні параметри досліджуваного об'єкта. Використовуються послідовні, паралельні і послідовно-паралельні схеми заміщення біологічних тканин.

Фріке і Морзе, вимірюючи опір червоних кров'яних кульок, отримали рівняння, яким відповідає схема, зображена на рисунку 1.10.

R_0 – опір міжклітинної рідини;

R – опір вмісту клітини;

C - ємність мембрани

Рисунок 1.10 – Схема Фріке і Морзе

Більш складну схему запропонував Шванн (рисунок 1.11).

Ці схеми певною мірою можуть слугувати моделями проведення струму живими тканинами. Однак, жодна з них не може в точності відтворювати закономірності, притаманні складним біологічним системам.

Частотні властивості імпедансу в основному відображаються двома способами. Як приклад – модель Фріке-Морзе (рисунок 1.11).

R_0 – опір міжклітинної рідини; R – опір вмісту клітини; R_m-опір мембрани; C – ємність мембрани

Рисунок 1.11 – Схема Шванна

Імпеданс такої схеми є комплексною величиною і може бути записаний у вигляді:

$$Z = R_{eq} + jX_{eq}, \quad (2.4)$$

де R_{eq}, X_{eq} – еквівалентні активна і реактивна складові імпедансу, j – уявна одиниця.

Інший варіант подання імпедансу

$$Z = Z\, e^{j\varphi}, \quad (2.5)$$

де Z і φ – відповідно, модуль, і фазовий кут імпедансу. Величини R_{eq}, X_{eq}, Z, φ залежать від частоти.

Графіки відповідних залежностей наведені на рисунку 1.13 (в даному прикладі $R_e = R_i = 400$ Ом, $C_m = 4$ нФ). По горизонтальній осі відкладені значення десяткового логарифма частоти, яка змінюється від 1 Гц до 108 Гц. Величини X_{eq} і φ насправді від'ємні, і на графіках показані їх абсолютні величини. Варто зазначити, що вплив ємності, що характеризується величинами X_{eq} і φ, прямує до нуля, як на низьких, так і на високих частотах.

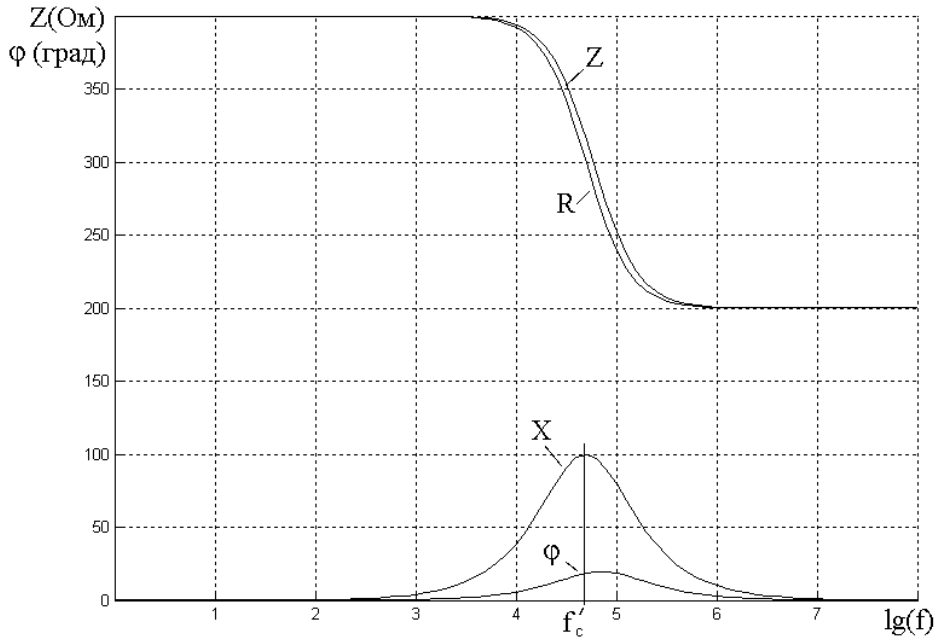


Рисунок 1.12 – Частотні залежності параметрів імпедансу моделі Фріке-Морзе

Інший спосіб відображення частотних властивостей імпедансу – діаграма Весселя, звана також графіком Найквіста й імпедансним локусом, на якій відображаються пари значень R_{eq}, X_{eq}, отримані при різних частотах. Для моделі Фріке-Морзе при зміні частоти від нуля до нескінченності діаграма Весселя має вигляд півкола (рисунок 1.13).

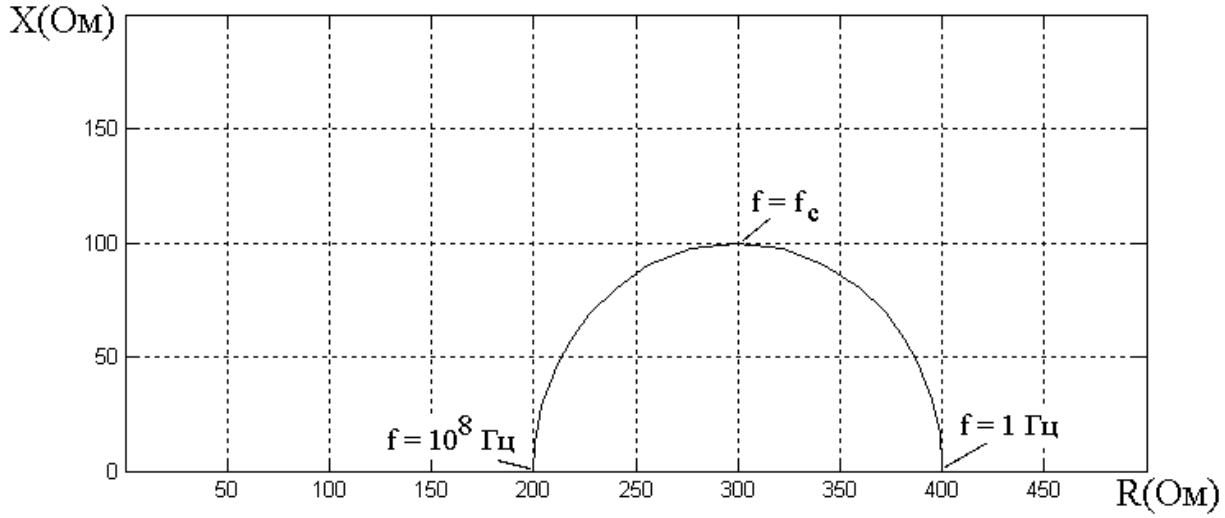


Рисунок 1.13 – Діаграма Весселя для моделі Фріке-Морзе

Варіант еквівалентної схеми електродної пари, що відображає електрохімічні явища, які відбуваються в системі двох металевих електродів, накладених на біооб’єкт через електропровідне середовище, наведено на рисунку 1.14 [23].

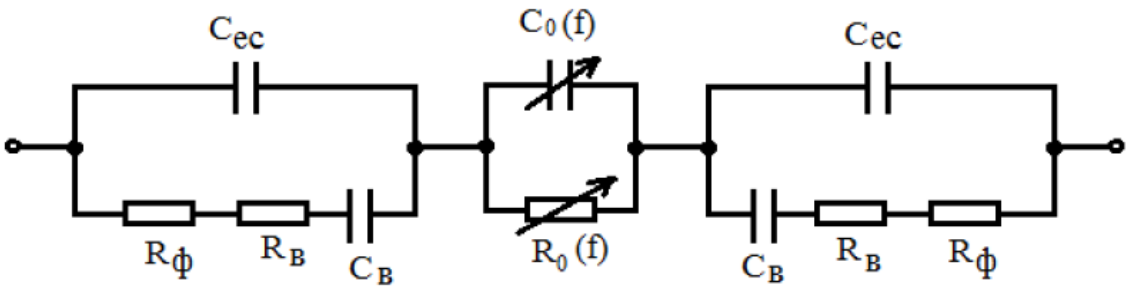


Рисунок 1.14 – Еквівалентна схема, що відображає електрохімічні процеси при контакті електрод-шкіра

Таким чином, для визначення складових електричного імпедансу біологічних тканин в широкому діапазоні частот, вимірювальний перетворювач повинен відповідати таким вимогам:

- забезпечувати вимір складових електричного імпедансу в діапазоні частот від 0,1 до 108 Гц;

- тривалість процесу вимірювання (тобто впливу на біологічний об'єкт) має бути мінімальною [24].

1.6 Методика проведення дослідження

Дослідження електричних властивостей неоднорідних провідників найчастіше проводиться при пропущенні електричного струму через об'єкт дослідження. Дана методика широко використовується в біології та медицині для визначення структурного складу і фізіологічних показників біологічних тканин.

У цьому випадку в якості чутливого елемента вимірювального перетворювача використовуються контактні електроди. Як пристрій представлення вимірюваної величини використовуються перетворювачі вимірюваного параметра в струм або напругу. В якості вихідного перетворювача електричного сигналу використовується пристрій перетворення аналогового сигналу в цифровий вигляд. У різних областях біології і медицини використовується інформація про електричні властивості живих тканин у вигляді складових електричного імпедансу [10].

У тому випадку, якщо вимірювальний перетворювач електричного імпедансу має кілька пар електродів, причому вимірювальне вплив здійснюється по черзі з кожної пари електродів, а вимір імпедансу - на інших парах електродів, тоді на підставі отриманих вимірювань може бути складена діаграма розподілу електричного імпедансу тканини, що розташовується під електродами.

За допомогою тестуючого впливу на тканину, розрахунків та алгоритму реконструкції розподілу імпедансу складається імпедансна томографічна картина ділянки тканини, яка досліджується [11].

Вибір електродів для отримання реографічної інформації, їх форма, розміри і матеріал залежать від конкретних цілей дослідження і особливостей досліджуваної судинної зони. Метал, з якого роблять електроди, може бути різноманітним: свинець, срібло, "харчове" олово, латунь, алюмінієва фольга і ін. Бажано, щоб електроди мали трохи шорстку поверхню, так як в цьому випадку істотно знижуються перешкоди, пов'язані з рухами пацієнта.

Площа електродів також має значення, особливо при біполярному способі реєстрації реограм і струмі частотою менше 80 кГц. У цьому випадку щільність струму в безпосередній близькості від електродів буде значно більше, ніж на відстані від них, зміни імпедансу поруч з електродами будуть більш виражені і глибока реєстрація кровонаповнення буде ускладнена. При застосуванні струму з частотою понад 100 кГц величина електродів не має

істотного значення, так як явища поляризації в цьому випадку практично відсутні.

Сухий епідерміс має більший електричний опір, тому для отримання якісних реограм необхідно проводити обробку шкіри для установки електродів. Для зменшення перехідного опору на межі електрод-шкіра рекомендується знежирювати шкірні покриви під електродами спиртом, змащувати нижні поверхні електродів електродної пастою або розміщувати під електроди одношарові фланелеві прокладки, змочені 20% розчином хлориду натрію.

При тетраполярному способі можна працювати з "сухими" електродами, які необхідно витримувати на шкірі не менше 10 хвилин, так як за цей час відбувається стабілізація перехідного опору на межі електрод-шкіра. При тривалих дослідженнях доцільно між електродами і поверхнею тіла розташовувати прокладки з багатошарової марлі або фланелі, що мають форму електродів і змочені розчином хлориду натрію.

В процесі динамічних досліджень електроди повинні бути розташовані в одних і тих же місцях, при цьому вони не повинні замикатися, тому що це сприяє зменшенню амплітуди реограми.

Після кожного дослідження електроди повинні бути ретельно вимиті або протерті спиртом, особливо після застосування електродної пасти, так як залишки пасти і шкірних виділень можуть змінювати характеристики електродів і, відповідно сприяти неправильним результатам досліджень [2].

2 Дослідження та розробка мікроелектронного пристрою для вимірювання кровонаповнення судин методом імпедансної плетизмографії

2.1 Блок-схема приладу для вимірювання кровонаповнення судин

Мостові схеми використовують як базові для вимірювання різних електричних властивостей об'єкта дослідження. Наприклад, при вимірюванні активного опору (імпедансу) органа або тканини ділянка, яку досліджують, біооб’єкту включається замість одного з резисторів у чотирьох резисторний міст. В іншому варіанті мостової схеми, принаймні, один із резисторів має бути змінним. Міст із його допомогою балансує, потім замість одного підключається невідомий опір і міст балансує знову. Відлік величини невідомого опору можна одержати за зміни опору змінного резистора [24].

Блок-схема приладу для вимірювання кровонаповнення судин реографічним методом складається з:

- Генератора високої частоти (ВЧ генератор).
- Електродів.
- Вимірювального моста (міст Уітстона).
- Підсилювачів низької (НЧ) та високої (ВЧ) частоти.
- Детектора.
- Диференціатора.
- Реєстратора.

Блок-схема зображена на рисунку 2.1.

Об’єкт дослідження (кінцівку), за допомогою електродів підключають до одного з плечей вимірювального моста. Живлення подається від генератора змінного струму (10 мА) високої частоти (50 кГц).

Вимірювальний міст при цьому збалансовано так, щоб напруга на генераторі була мінімальною.

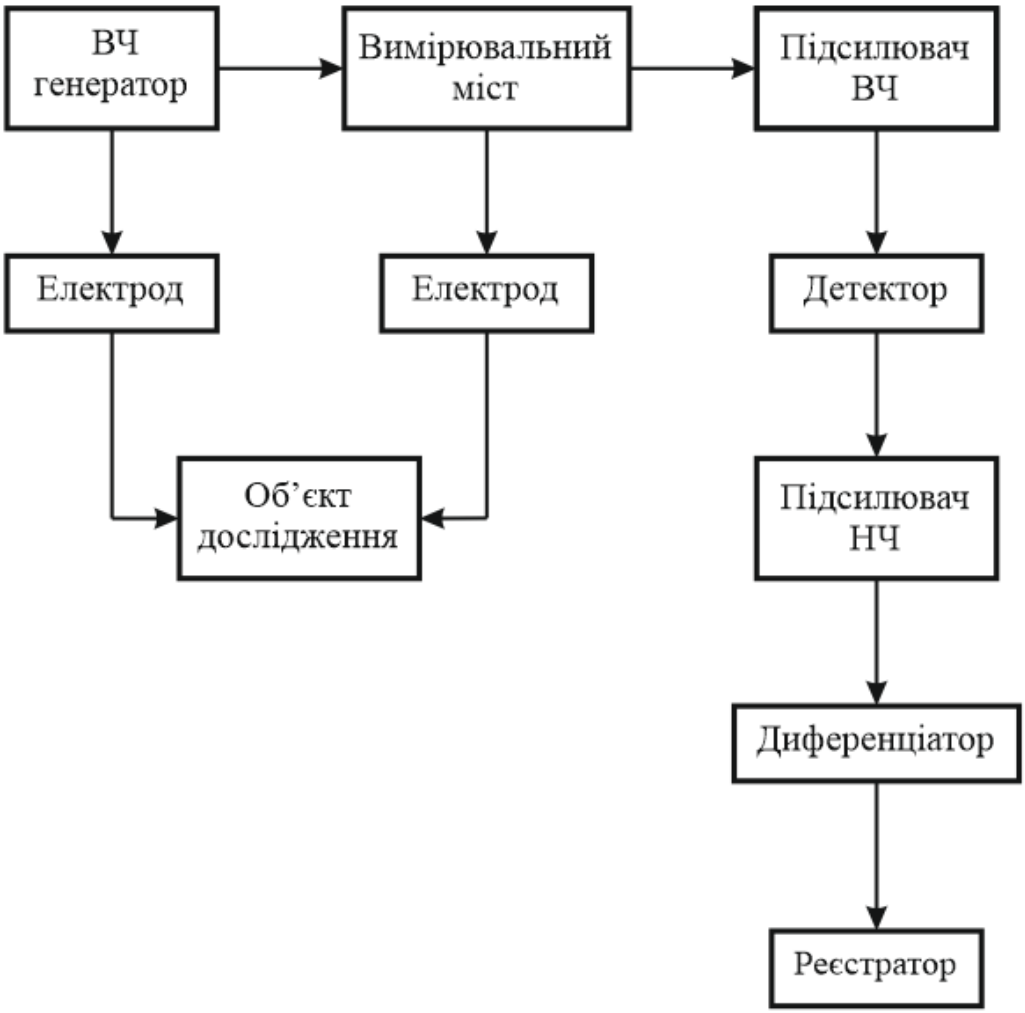


Рисунок 2.1 – Блок-схема приладу

Зміни напруги на об'єкті призводять до появи низькочастотного сигналу на виході, який далі підсилюється та детектується. У результаті детектування виділяється корисний сигнал, що подається на пристрій, який його реєструє.

2.6 Моделювання генератора високої частоти

Генератором називається пристрій, в якому енергія одного або декількох зовнішніх джерел перетворюється в енергію високочастотних

коливань. Генератор завжди включає в себе нелінійний генераторний прилад, в якому і відбувається це перетворення, зовнішні електричні ланцюги джерела живлення.

За частотним діапазоном генератори діляться на низькочастотні (до 20 кГц) та високочастотні (від 20 кГц). Частоти до 10 – 20 кГц при дослідженнях викликають неприємні відчуття. Крім того, в цьому діапазоні значень частот проявляється поляризація електродів. При частотах понад 250 кГц різниця в опорі між рідкими середовищами та іншими компонентами тканин відсутнє. Це і обумовлює застосування в реографії частот від 30 до 150 кГц, причому для дослідження кінцівок (реовазографія) рекомендують частоти від 30 до 50 кГц, а для більш глибоких структур (нирок, головного мозку) – понад 80 кГц.

Використання постійного струму виключено, оскільки відбувається утворення токсичних речовин під електродами (електроліз) [25].

2.6.1 Дослідження моделі генератора високої частоти

Модель генератора в середовищі Electronic Workbench (EWB) зображено на рис. 2.2 Напруга живлення генератора 12 В.

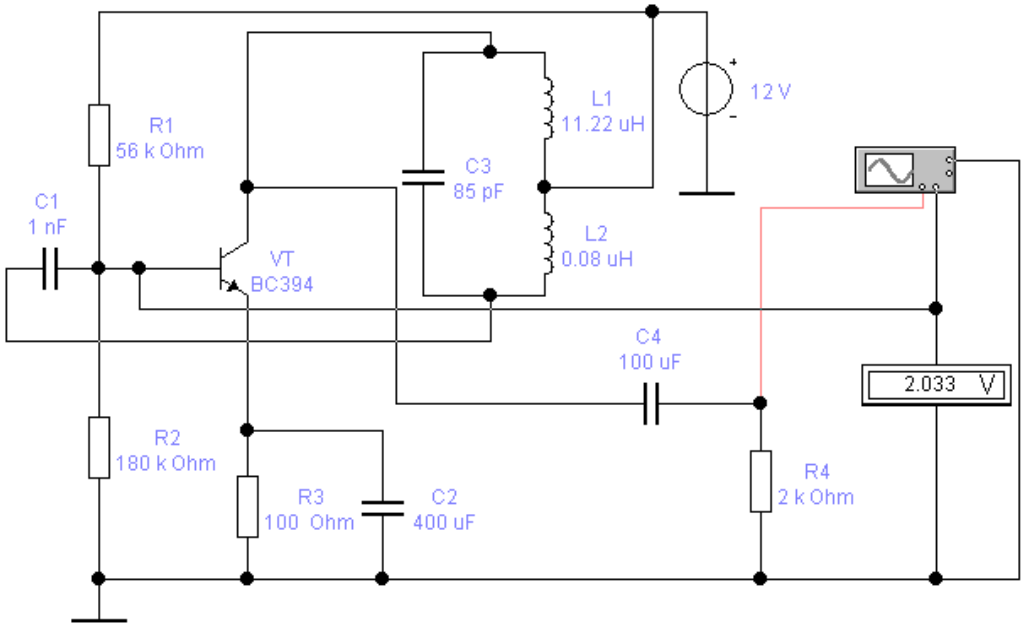


Рисунок 2.2 – Електрична модель ВЧ генератора в середовищі Electronic Workbench

Вихідний сигнал зображено на рис. 2.3 у вигляді осцилограми.

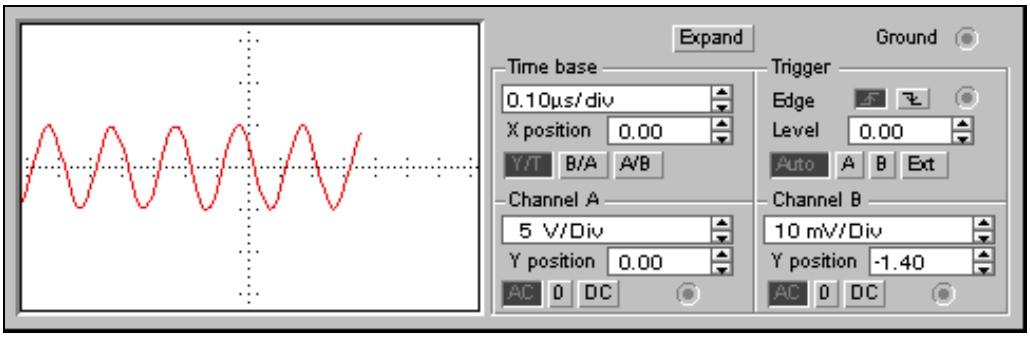


Рисунок 2.3 – Осцилограма вихідного сигналу ВЧ генератора

Резистори R1, R2, R3 і Конденсатор C2 призначені для забезпечення необхідного режиму по струму і його термостабілізації. За допомогою конденсатора C1 ємнісний опір, якого на високій частоті незначний, заземлюється один кінець базової обмотки. У момент включення джерела живлення в колекторному ланцюзі транзистора VT з'являється струм I_K, що заряджає конденсатор C3 коливального контуру. Так як до конденсатору підключена котушка L1, то після заряду він починає розряджатися на котушку. В результаті обміну енергією між конденсатором і котушкою в контурі виникають вільні затухаючі коливання, частота яких визначається параметрами контуру.

Отже, для дослідження судин кінцівок потрібен генератор високої частоти (ВЧ генератор) зі змінним струмом частотою 50 кГц та напругою на електродах не більше 2,5 В.

2.7 Моделювання вимірювальної мостової схеми

Вимірювальний міст – електрична схема для вимірювання опору. Вимірювальні перетворювачі зазвичай приєднуються до систем автоматичного контролю за допомогою мостових схем [26].

Стандартна мостова схема, яку часто називають мостом Уітстона, зображена на рисунку 2.16.

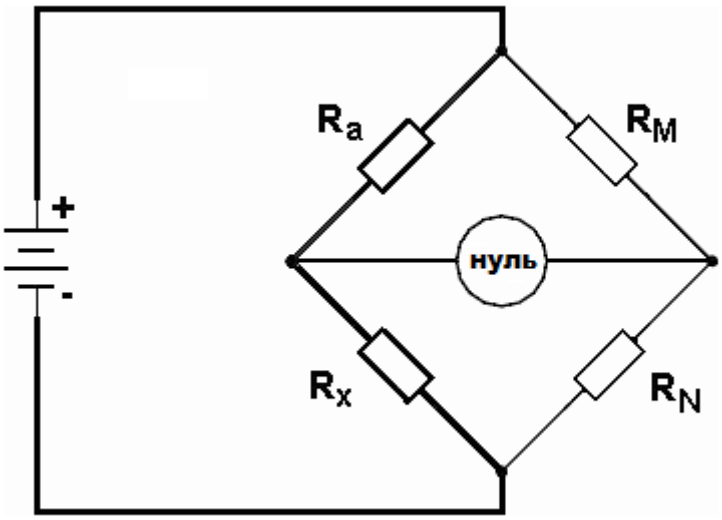


Рисунок 2.16 – Мостова схема Уітстона

Моделювання проводиться в пакеті програми Electronic Workbench. За допомогою подачі на вхід коливань з частотою 50 кГц і амплітудою 1 В через трансформатор Т1, у режимі балансу моста напруга в плечах зняття буде рівною 0, що зображено на рис. 2.17.

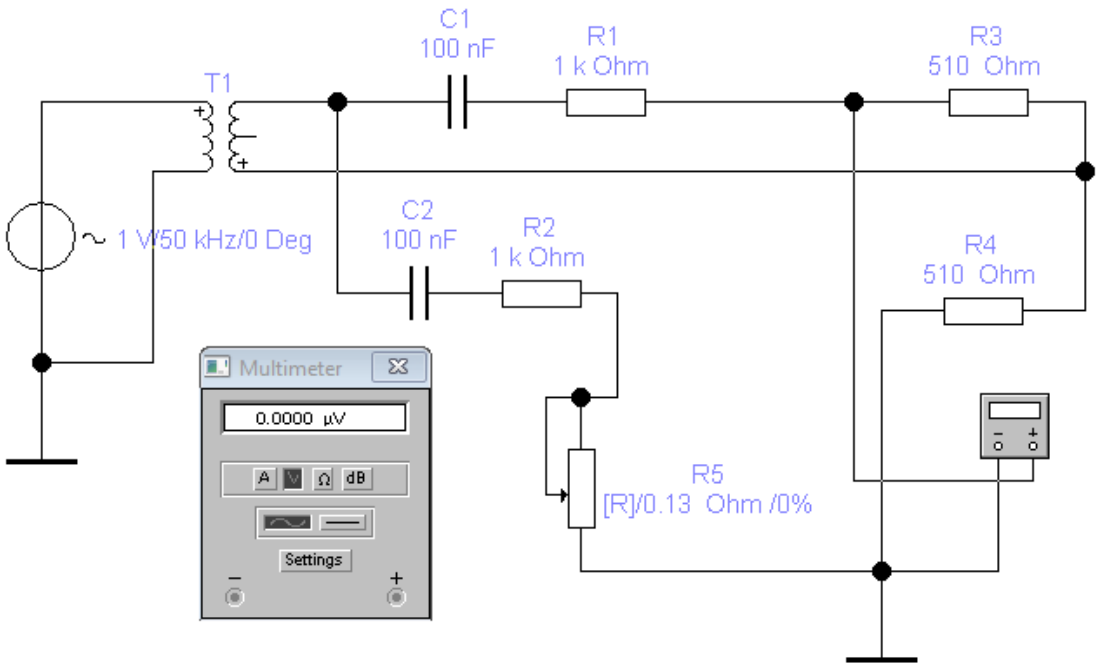


Рисунок 2.17 – Дослідження вимірювального моста у режимі балансу

При зміні опору резистора R5, який є аналогом опору судини, спостерігається розбалансування моста і поява в плечах напруги (рис. 2.18), яка реєструється за допомогою мультиметра.

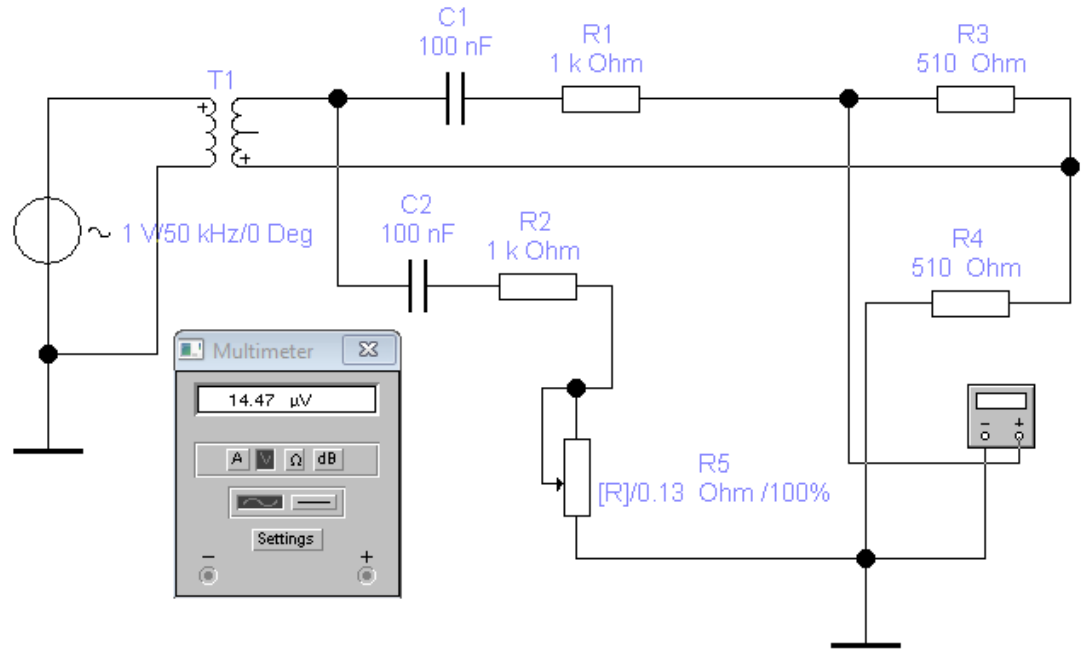


Рисунок 2.18 – Дослідження вимірювального моста у режимі розбалансування

Чим більше надходження крові в тканині, органі або судині, тим менший їх опір. В нормі опір для різних частин кінцівок становить від 0,035 до 0,28 Ом. Детально показано в таблиці 2.1 [2].

Таблиця 2.1 – Реографічні показники опорів кінцівок у нормі

Опір верхніх кінцівок, Ом		Опір нижніх кінцівок, Ом	
пальці	0,18 – 0,28	пальці	0,16 – 0,26
кисть	0,11 – 0,15	стопа	0,10 – 0,15
передпліччя	0,07– 0,12	гомілка	0,08 – 0,12
плече	0,035 – 0,055	стегно	0,05 – 0,06

На основі даних з табл. 2.1 можна визначити напруги судин різних кінцівок за допомогою вимірювального моста. Результати вимірювань наведені в таблиці 2.2.

Таблиця 2.2 – Результати вимірювання напруги в програмі EWB

R5, Ом	U, мкВ
0	0
0,03	3,33
0,05	5,58
0,07	7,78
0,09	10
0,11	12,21
0,13	14,46
0,15	16,69
0,17	18,94
0,19	21,15
0,21	23,33
0,23	25,57
0,25	27,83

Виходячи з результатів вимірювань (табл. 2.1) зміна опору призводить до зміни напруги в плечах вимірювального моста. Ця залежність має практично лінійний характер (рис. 2.19).

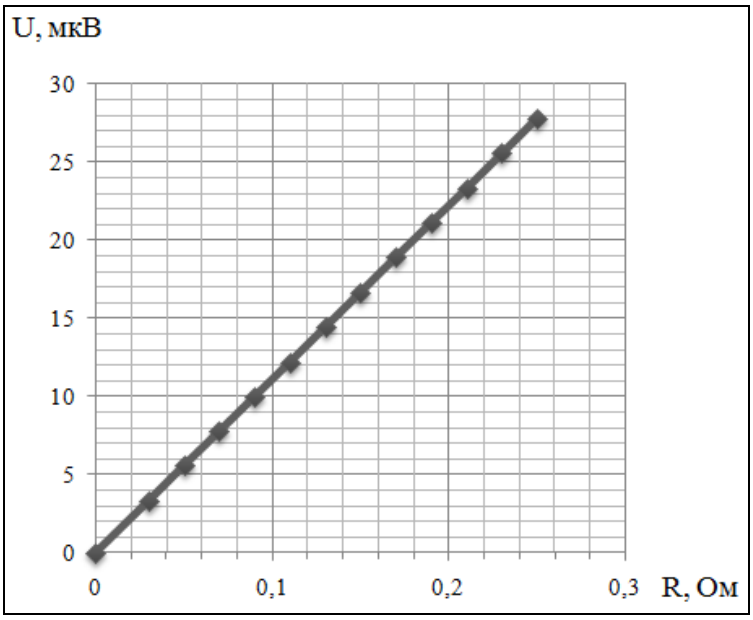


Рисунок 2.19 – Залежність виміряної напруги від опору R5

Отже, на виході схеми спостерігається зміна напруги пропорційно зміні опору судин кінцівки.

2.8 Моделювання схеми підсилювача

Підсилювач – пристрій, в якому здійснюється збільшення потужності вхідного сигналу без зміни виду його величини за рахунок енергії допоміжного джерела живлення.

За характером вхідного сигналу підсилювачі діляться на: підсилювачі постійного та змінного струму. Вони в свою чергу, поділяються на підсилювачі:

- низької частоти або звукової частоти (ПНЧ, ПЗЧ) (діапазон частот від 10 Гц до 20 кГц);
- високої частоти (ПВЧ) (діапазон частот від 20 кГц до 100 Мгц);

- ультра високої частоти (більше 100 МГц);

За характером підсилення поділяються на: широкосмугові, резонансні, диференціальні, операційні, селективні [27].

До основних показників підсилювача відносяться: коефіцієнт підсилення, амплітудна, частотна, фазова і перехідна характеристики підсилювача, допустимий рівень лінійних і нелінійних спотворень сигналу, рівень власних шумів підсилювача, його коефіцієнт корисної дії, необхідний рівень напруги вихідного сигналу на заданому навантаженні, динамічний діапазон зміни вхідного і вихідного сигналів [28].

Вибір підсилювача для вимірювання кровонаповнення судин полягає у виборі пристрою, який дозволить збільшити сигнал до необхідного рівня. Виходячи з табл. 2.2 напруга об'єкта при розбалансуванні вимірювального моста складає в нормі від 3,33 мкВ. Тому, для підсилення напруги та реєстрації сигналу за допомогою реєстратора потрібно щоб напруга складала приблизно 1 В. Таким чином потрібно змоделювати підсилювач з коефіцієнтом передачі 100.

Для того, аби визначити необхідну кількість каскадів підсилювача, коефіцієнт підсилення треба перевести в децибели (100 раз = 40 dB) і визначити кількість каскадів n підсилювача за формулою:

$$n = \frac{K, dB}{20 dB} = \frac{40\ dB}{20\ dB} = 2 \qquad (2.6)$$

Приймається кількість каскадів рівна двом.

Користуючись формулою (2.2), можна розрахувати перший каскад з підсиленням $K_п$ =10:

$$K_п = 1 + \frac{R2}{R1} \qquad (2.7)$$

Значення R2 = 100 кОм, тоді:

$$R1 = \frac{R2}{K_п - 1} = \frac{100 \times 10^3}{10 - 1} = 11 \times 10^3 \approx 10\ кОм$$

Значення резистора прийнято 10 кОм.

Значення резистора R3 розраховується по формулі:

$$R3 = \frac{R1 \times R2}{R1 + R2} = \frac{100 \times 10^3 \times 10 \times 10^3}{(100 + 10) \times 10^3} = 9{,}9 \text{ кОм}$$

Отже, резистор R3 = 10 кОм.

Другий каскад підсилювача буде аналогічним першому з коефіцієнтом підсилення 10. Спільний коефіцієнт передавання складатиме 100.

Модель підсилювача зображено на рисунку 2.20.

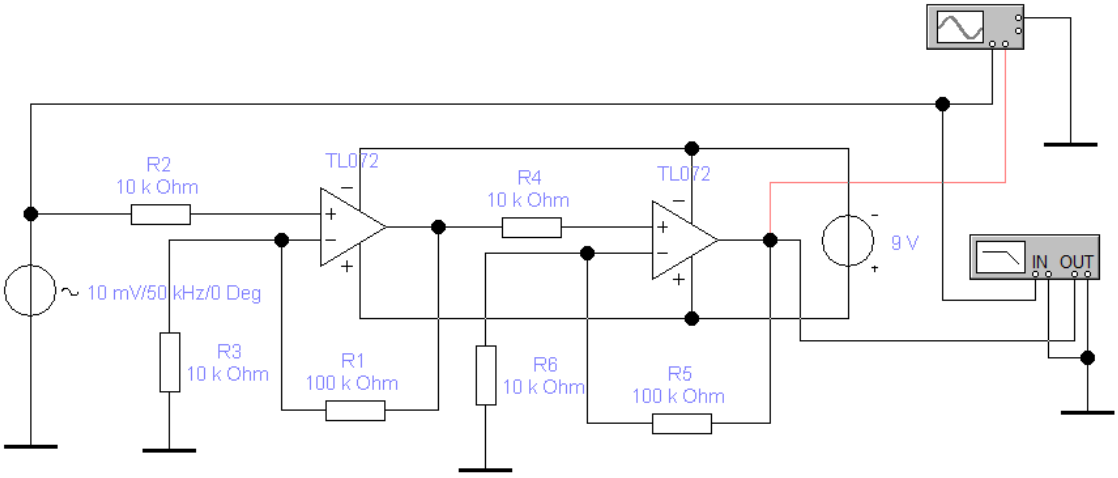
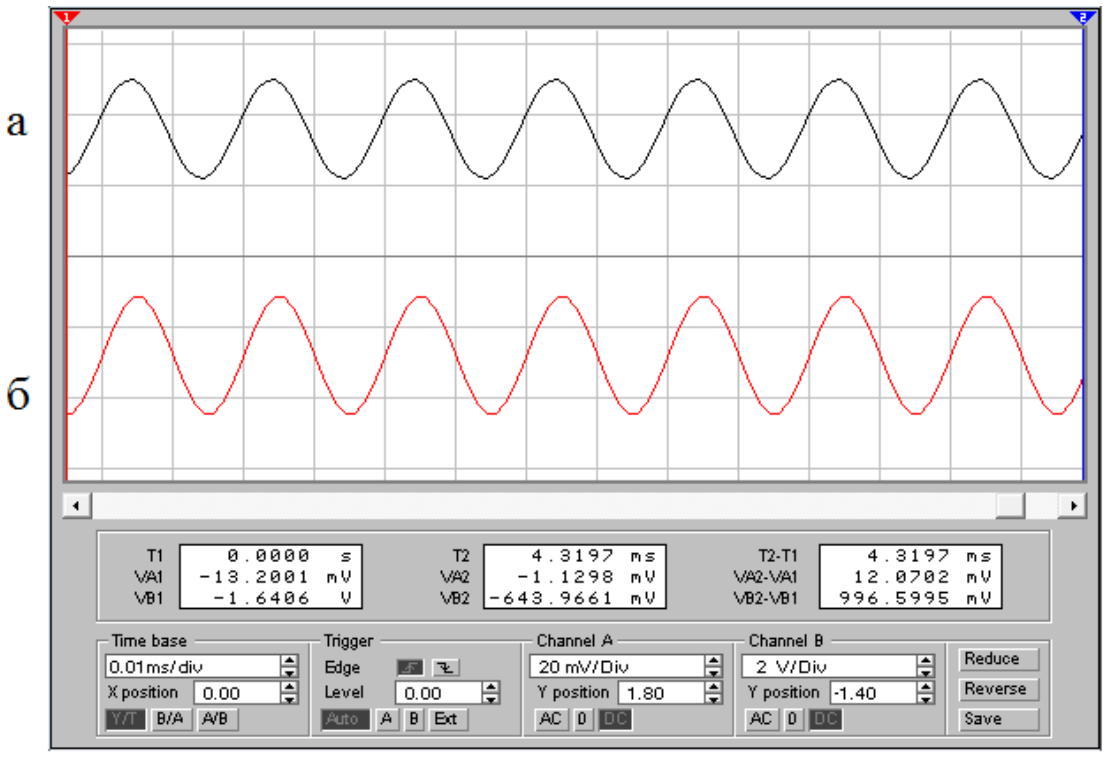


Рисунок 2.20 – Модель підсилювача з коефіцієнтом передавання 100

На вхід підсилювача подається напруга амплітудою 10 мВ і частотою 50кГц. Вхідний та вихідний сигнали, представлені на рис. 2.21 у вигляді осцилограми.



а – вхідний сигнал; б – вихідний сигнал

Рисунок 2.21 – Осцилограма сигналів підсилювача

Із рис. 2.21 видно, що вхідний сигнал підсилюється у 100 разів.

Також одними з важливих характеристик є амплітудо-частотна (АЧХ) та фазочастотна (ФЧХ), які зображено на рис. 2.22 та 2.23 відповідно.

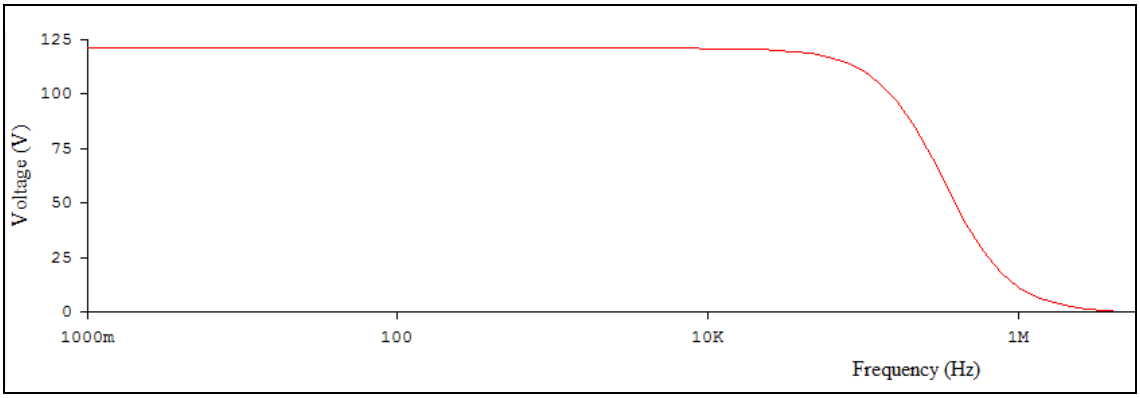


Рисунок 2.22 – АЧХ підсилювача

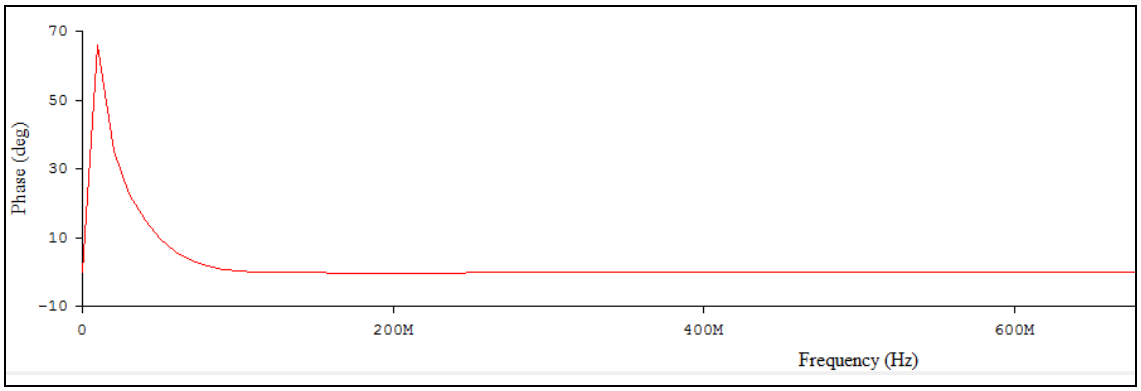


Рисунок 2.23 – ФЧХ підсилювача

Побудовано підсилювач з коефіцієнтом передавання 100, який задовільно працює на робочій частоті 50 кГц, що видно на рис. 2.22.

2.9 Моделювання детектора

Детектор — пристрій, який служить для перетворення електричних коливань, в результаті якого з них виділяються складові низької частоти (детектування електричних коливань).

Відповідно до видів модуляції коливань розрізняють амплітудні, частотні і фазові детектори. Вказані детектори мають вихідний змінний аналоговий сигнал. Різновид детектора – дискримінатор, який застосовують для автоматичного регулювання амплітуди, частоти, фази коливань. Амплітудні, частотні та фазові дискримінатори (в залежності від їх виконання та виду вхідних сигналів) можуть мати аналоговий або дискретний вид вихідного сигналу. Відмінність дискримінаторів полягає полягає у відтворенні разом із вихідним змінним сигналом також і його постійної складової [29].

Модель детектора зображено на рис. 2.24. Сигнал показано у вигляді осцилограми на рис. 2.25.

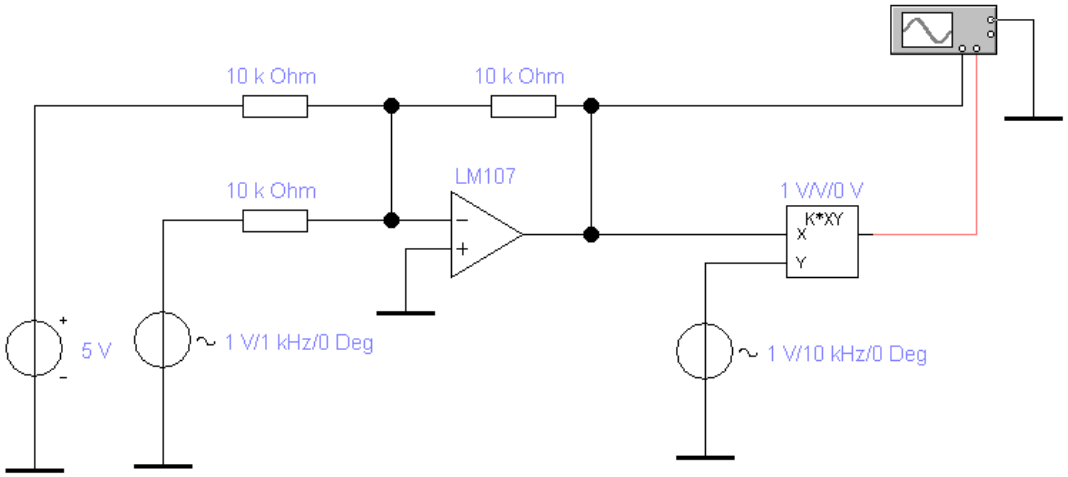


Рисунок 2.24 – Модель детектора в в середовищі Electronic Workbench

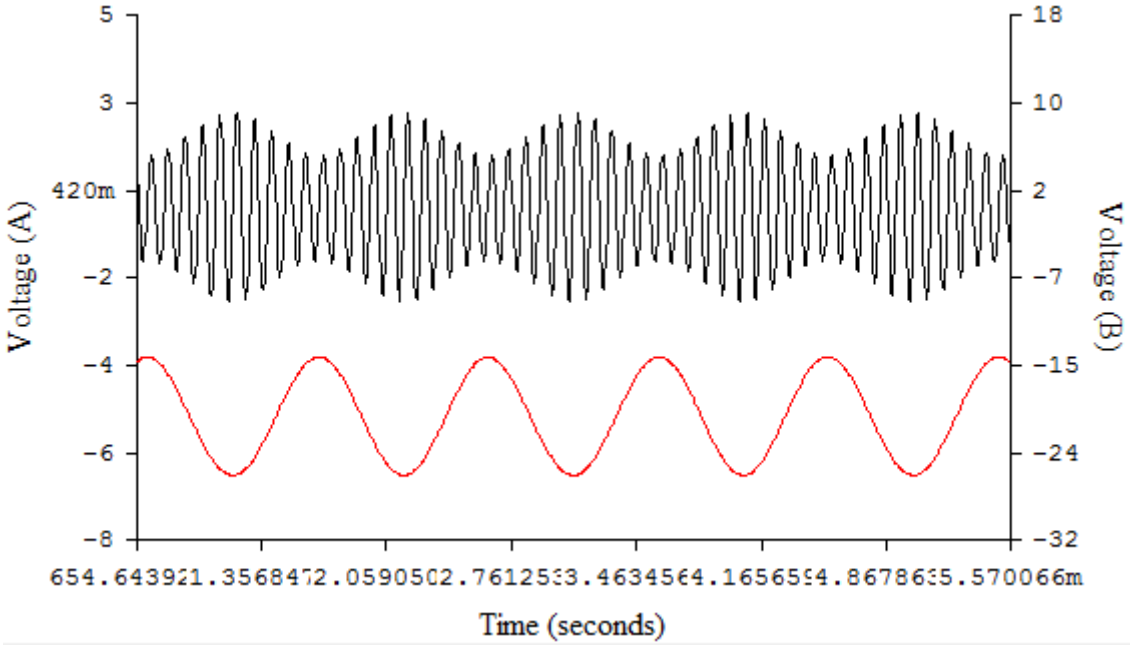


Рисунок 2.25 – Сигнал детектора на осцилографі

3 Техніко-економічне обґрунтування розробки вимірювача артеріального тиску методом імпедансної плетизмографії

3.1 Обґрунтування вибору технології виготовлення вимірювача

Топологічний аналіз показує, що пристрій може бути реалізований у вигляді малогабаритного мікромодуля і виконаний за сучасною маловитратною технологією тонкоплівкових гібридних мікрозборок, або за технологією печатних плат на фольгованому текстоліті. Обидві технології передбачають, що всі елементи будуть навісними, а напиленням на підкладці, або травленням поверхні виконується лише струмопровідний шар.

Для вибору технології виготовлення вимірювача артеріального тиску методом імпедансної плетизмографії проаналізуємо ієрархії чотирьох варіантів (табл. 3.1), враховуючи шкалу відносної важливості (табл. 3.2) [20].

Таблиця 3.1 - Можливі варіанти технологій виробництва пристрою

Технологія		Короткий опис
А	Технологія печатних плат на фольгованому текстоліті	Активні та пасивні елементи схеми навісні, а струмопровідний шар виконано травленням фольгованого текстоліту.
В	Толстоплівкових гібридних інтегральних схем	Всі елементи та між елементні з’єднання виконані у вигляді товстих композитних плівок.
С	Тонкоплівкових гібридних інтегральних схем	Всі елементи та між елементні з’єднання виконані у вигляді тонких плівок провідних та резистивних матеріалів.
	Тонкоплівкових гібридних	Активні та пасивні елементи схеми навісні, а струмопровідний шар

D	мікрозборок	виконано у вигляді тонких плівок.

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 (табл. 3.3) [20].

У матриці прийняті наступні позначення: *i* – номер критерію; при порівнянні 6-ох критеріїв (табл. 3.3) *i* = 1, 2, 3, 4, 5, 6; X_i - локальний пріоритет, тобто відносна вага і-го критерію в глобальному критерії:

Таблиця 3.3 – Попарне порівняння критеріїв

Критерій	1	2	3	4	5	6	$\sqrt[6]{\prod_{i=1}^{6}\omega_i}$	X_i
1. Швидкодія	1	1/3	3	1/7	1/5	3	0,664	0,073
2. Завадостійкість	3	1	3	1/3	1/7	3	1,042	0,116
3. Споживання	1/3	1/3	1	1/5	1/7	3	0,460	0,051
4. Площа	7	3	5	1	1/5	7	2,297	0,254
5. Сумісність	5	7	7	5	1	5	4,277	0,473
6. Вартість	1/3	1/5	1/3	1/7	1/5	1	0,293	0,033
∑							9,033	1,00

Далі аналогічно складаємо 6 матриць попарних порівнянь альтернатив стосовно кожного критерію (табл. 3.4 - 3.9). Оскільки тепер порівнюються 4 технології по одному критерію , то і = 1, 2, 3, 4.

$$X_i = \frac{\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4} \omega_i}}{\sum_{i=1}^{4} \sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4} \omega_i}},$$

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

Таблиця 3.4 - Порівняння альтернатив стосовно критерію «швидкодія»

Технологія	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4} \omega_i}$	X_i
A	3	1/5	1	3	1,16	0,19
B	5	1	7	7	3,96	0,65
C	1/3	1/7	1	1/2	0,39	0,07
D	1/3	1/7	2	1	0,56	0,09
$\sum$					6,07	1,00

Таблиця 3.5 - Порівняння альтернатив стосовно критерію «завадостійкість»

Технологія	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4} \omega_i}$	X_i
A	1	5	1	1/3	1,14	0,21
B	1/5	1	1/5	1/7	0,48	0,09
C	1	5	1	1/3	1,56	0,29
D	3	7	3	1	2,20	0,41
$\sum$					5,37	1,00

Таблиця 3.6 - Порівняння альтернатив стосовно критерію «споживання»

Технологія	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4} \omega_i}$	X_i
A	1	5	1/5	1/7	0,61	0,09
B	1/5	1	1/7	1/9	0,24	0,04
C	5	7	1	1/3	1,85	0,29
D	7	9	3	1	3,71	0,58
$\sum$					6,41	1,00

Таблиця 3.7 - Порівняння альтернатив стосовно критерію «площа»

Технологія	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}$	X_i
A	1	5	3	5	0,99	0,21
B	1/5	1	1/3	1/2	0,24	0,05
C	1/3	3	1	3	2,03	0,43
D	1/5	2	1/3	1	1,47	0,31
∑					4,73	1,00

Таблиця 3.8 - Порівняння альтернатив стосовно критерію «сумісність»

Технологія	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}$	X_i
A	1	5	1/3	1/5	0,76	0,13
B	1/5	1	1/7	1/9	0,24	0,04
C	5	7	1	1/2	2,41	0,41
D	3	9	2	1	2,47	0,42
∑					5,88	1,00

Таблиця 3.9 - Порівняння альтернатив стосовно критерію «вартість»

Технологія	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}$	X_i
A	1	3	5	6	3,08	0,56
B	1/3	1	3	4	1,41	0,26
C	1/5	1/3	1	2	0,60	0,11
D	1/6	1/4	1/2	1	0,38	0,07
∑					5,47	1,00

Глобальний пріоритет для кожної альтернативи обчислюється як сума добутків кожного локального пріоритету на його ваговий коефіцієнт (табл.. 3.10) [20].

З порівняння глобальних пріоритетів різних технологій видно, що найбільшим є пріоритет у варіанта реалізації вимірювача артеріального тиску методом імпедансної плетизмографії з використанням технології тонкоплівкових гібридних мікрозборок.

Таблиця 3.10 - Глобальний пріоритет для кожної альтернативи

Пріоритети	№1	№2	№3	№4	№5	№6	Глобальний
Вага	0,073	0,116	0,051	0,254	0,473	0,033	
Печатних плат на фольгованому текстоліті	0,07	0,29	0,29	0,43	0,41	0,11	0,360
Толстоплівкових гібридних інтегральних схем	0,65	0,09	0,04	0,05	0,04	0,26	0,100
Тонкоплівкових гібридних інтегральних схем	0,19	0,21	0,09	0,21	0,13	0,56	0,176
Тонкоплівкових гібридних мікрозборок	0,09	0,41	0,58	0,31	0,42	0,07	0,364

За допомогою методу аналізу ієрархій проведене порівняння чотирьох типів технологій реалізації вимірювача артеріального тиску методом імпедансної плетизмографії за наступними критеріями: 1) швидкодія; 2) завадостійкість; 3) споживана потужність; 4) площа, займана на кристалі; 5) сумісність; 6) вартість. Найбільший локальний пріоритет у критерії «площа на кристалі та вартість» має технологія тонкоплівкових гібридних мікрозборок. Локальний пріоритет за критеріями «швидкодія, сумісність» є найвищим для технології тонкоплівкових гібридних мікрозборок. Саме технологія тонкоплівкових гібридних мікрозборок й буде використовуватися для виготовлення вимірювача артеріального тиску методом імпедансної плетизмографії.

3.2 Розрахунок витрат на виробництво вимірювача

Витрати на матеріали і напівфабрикати вказані в таблицях 3.11, 3.12. Витрати на матеріали і напівфабрикати склали 97,34 грн.

Таблиця 3.11 – Розрахунок вартості матеріалів на виробництво схеми асинхронного електрокардіостимулятора

Матеріали	Одиниця виміру	Кількість	Ціна за одиницю, грн.	Усього витрат, грн.
Мікросхема HD74HC02P	шт.	1	10,80	10,80
Мікросхема KS56C820-06	шт	1	25	25
Мікросхема K8C3198-GR	шт	1	20	20
Резистори	шт.	10	0,90	9,00
Ситал СТ-501, біологично неактивний	пластина	1	5,06	5,06
Резистивний матеріал кермет R-50c	кг	0,01	5	0,05
Провід НВ-1-02	м	0,25	1,5	0,375
Силіконова резина мед. призначення, тверда	кг	0,03	25	0,75
Алюміній	кг	0,2	3	0,6
Фоторезист ФП 383 В4-65	кг	0,1	8	0,8
Всього				72,44

Таблиця 3.12 – Розрахунок вартості напівфабрикатів

Матеріали	Одиниця виміру	Кількість	Ціна за одиницю, грн.	Усього Витрат, грн.
Сода кальцинірована	кг	0,2	2	0,4
Бязь	$м^2$	0,5	1,28	0,64
Вода	л	2	2,5	5
Спирт	л	0,1	10	1
Припой	кг	0,1	1,2	0,12
Всього				24,90

4 Охорона праці та техногенна безпека

4.1 Характеристика потенційно небезпечних виробничих факторів

При виготовленні приладу для контролю переміщення можуть виникнути наступні, потенційно небезпечні та шкідливі виробничі фактори:

- пожежна безпека;
- освітленість робочого місця;
- травмування під час пайки.

Пожежна безпека – у випадку виникнення пожежі на виробництві зменшується продуктивність або повністю припиняється робота підприємства, можливі втрати робочого устаткування, завдання шкоди навколишньому середовищу або здоров’ю працівників.

Освітлення – недостатнє освітлення викликає зменшення продуктивності праці, підсилює стомлюваність, збільшує кількість помилкових дій, що можуть привести до браку або нещасному випадку, також може розвитися короткозорість.

Виділення шкідливих речовин – під час пайки олов'яно-свинцевими припоями виникає небезпека забруднення свинцем шкіри рук і одягу працівника. Концентрація свинцю в повітрі на робочих місцях, зайнятих паянням, може досягати 0,1 мг/м^3. Тому в цехах з великим обсягом пайки необхідно проводити профілактичні заходи. Для ділянок пайки і монтажу, що супроводжується пайкою, слід відводити окремі приміщення. Робочі поверхні обладнання необхідно покривати матеріалами, що легко чистити, стаціонарні місця пайки обладнати місцевими витяжними пристроями, що забезпечують швидкість витяжки повітря безпосередньо на місці пайки не

менше 0,6 м/сек. Приміщення, в яких проводиться паяння, повинні забезпечуватися припливним повітрям, що подається в верхню зону, в кількості приблизно 90% обсягу повітря, що видаляється.

Для попередження вибухів при виконанні паяльних робіт забороняється виробляти пайку посудин, що знаходяться під тиском, а також ємностей з-під легкозаймистих матеріалів без попередньої обробки [30].

4.2 Заходи пожежної безпеки

Протипожежний захист підприємства може включати наступну систему заходів, направлених на попередження виникнення пожеж:

- розроблення комплексних заходів забезпечення пожежної безпеки підприємства;
- організація і проведення протипожежних інструктажів, проведення спеціального навчання з посадовими особами та працівниками підприємства. Допуск до роботи осіб, які не пройшли навчання, протипожежного інструктажу і перевірки знань з питань пожежної безпеки, забороняється;
- встановлення можливості паління, застосування відкритого вогню, побутових нагрівальних приладів;
- проведення вогнезахисної обробки дерев'яних конструкцій будівель на об'єктах підприємства згідно з вимогами та рекомендаціями;
- розміщення на території і об'єктах підприємства відповідних знаків безпеки;
- створення та організація роботи пожежно-технічної комісії підприємства;
- інструктаж керівниками робіт, про заходи пожежної безпеки перед початком робіт на об'єктах підприємства;

- забезпечення засобами пожежогасіння території та об’єктів підприємства;
- обладнання автоматичними установками пожежогасіння та пожежної сигналізації об’єктів підприємства;
- створення нормативного запасу води для зовнішнього пожежогасіння [31, 32].

4.3 Заходи освітленості робочого місця

Освітлення виробничих приміщень характеризується кількісними та якісними показниками. До основних кількісних показників відносяться: світловий потік, сила світла, яскравість і освітленість. До основних якісних показників зорових умов роботи можна віднести: фон, контраст між об'єктом і фоном, видимість.

Для створення сприятливих умов зорової роботи, які б виключали швидку втомлюваність очей, виникнення професійних захворювань – і сприяли підвищенню продуктивності праці та якості продукції, виробниче освітлення повинно відповідати наступним вимогам:

- створювати на робочій поверхні освітленість, що відповідає характеру зорової роботи і не є нижчою за встановлені норми;
- не повинно бути завеликої кількості світла, як від самих джерел освітлення, так і від інших предметів, що знаходяться в полі зору;
- забезпечити достатню рівномірність та постійність рівня освітленості у виробничих приміщеннях, щоб уникнути частої адаптації органів зору;
- не створювати на робочій поверхні різких та глибоких тіней (особливо рухомих);
- повинен бути достатній, для розрізнення деталей, контраст поверхонь, що освітлюються;

- не створювати небезпечних та шкідливих виробничих факторів (шум, теплові випромінювання, небезпечне ураження струмом, пожежо- та вибухонебезпека світильників);

Залежно від джерела світла виробниче освітлення може бути природним, штучним і суміщеним, при якому недостатнє за нормами природне освітлення доповнюється штучним.

Природне освітлення має важливе фізіолого-гігієнічне значення для працівника. Воно сприятливо впливає на органи зору, стимулює фізіологічні процеси, підвищує обмін речовин та покращує розвиток організму в цілому. Окрім того, природне світло має і психологічну дію, створюючи в приміщенні для працівників відчуття безпосереднього зв'язку з довкіллям.

Природному освітленню властиві і недоліки:

- воно непостійне в різні періоди доби та року, в різну погоду;
- нерівномірно розподіляється по площі виробничого приміщення;
- при незадовільній його організації може викликати засліплення органів зору.

На рівень освітленості приміщення при природному освітленні впливають наступні чинники: світловий клімат, площа та орієнтація світлових отворів, ступінь чистоти скла в світлових отворах, пофарбування стін та стелі приміщення, глибина приміщення, наявність предметів що перешкоджають проходженню світла через вікно.

Штучне освітлення передбачається у всіх виробничих та побутових приміщеннях, де недостатньо природного світла, а також для освітлення приміщень в темний період доби. При організації штучного освітлення необхідно забезпечити сприятливі гігієнічні умови для зорової роботи і одночасно враховувати економічні показники [32].

4.4 Загальні вимоги охорони праці при пайці

Перед початком роботи необхідно:

- оглянути робоче місце, привести його в порядок, звільнити проходи і не захаращувати їх;
- оглянути, привести в порядок і надіти засоби індивідуального захисту;
- при використанні паяльника перевірити:

- його на відповідність класу захисту від ураження електричним струмом;
- зовнішнім оглядом технічний стан кабелю та штепсельної вилки, цілісність захисного кожуха та ізоляції рукоятки;
- на працездатність вбудованих в його конструкцію відсмоктувачів;
- на працездатність механізовану подачу припою у випадках її встановлення в паяльнику.

- включити і перевірити роботу вентиляції;
- перевірити наявність та справність:

- огорож та запобіжних пристроїв;
- струмоведучих частин електричної апаратури (пускачів, трансформаторів, кнопок і інших частин);
- заземлюючих пристроїв;
- засобів пожежогасіння.

- перевірити освітленість робочого місця. Напруга для місцевого освітлення не повинна перевищувати 50 В.

По закінченні роботи необхідно:

- відключити від електромережі паяльник, освітлення;
- вимкнути місцеву витяжну вентиляцію;
- невитрачені флюси прибрати в витяжні шафи або в спеціально призначені для зберігання комори;
- привести в порядок робоче місце, скласти інструменти і пристрої в інструментальний ящик;

- зняти спецодяг та інші засоби індивідуального захисту і повісити їх у спеціально призначене місце;
- вимити руки і обличчя теплою водою з милом [32].

4.5 Техногенна безпека

Приміщення, де проводиться травлення друкованих плат, відносять до вибухонебезпечних, тому що водень, що виділяється при травленні утворює вибухонебезпечну суміш із атмосферним киснем. Однак це може відбутися лише при відключенні вентиляції, тобто при аваріях. По ступеню пожежної небезпеки дане виробництво може бути віднесене до категорії Д, тому що характеризується наявністю тільки неспаленних речовин і матеріалів у холодному стані.

Причинами пожежі в цеху можуть стати:

- коротке замикання в ланцюгах харчування електроустаткування;
- значні перевантаження проводки;
- погані контакти в місцях з'єднання провідників, що приводять до збільшення перехідного опору, на якому виділяється велика кількість тепла;
- недбале поводження з вогнем;
- удари блискавки та інше.

Так як на виробничій ділянці є велика кількість електроустаткування, а також кислота, використання води для гасіння пожежі є небезпечним. Тому передбачається використовувати установку газового об'ємного пожежогасіння, У якості речовини для гасіння використовується комбінований вуглекислотно-хладоновий склад (85% двуокис вуглецю, 15% хладону 111В2) [33].

Розрахуємо необхідну масу речовини для гасіння. Виробнича ділянка – приміщення розміром 5 на 10 метрів, висота стель – 3м.

Необхідна маса комбінованого вуглекислотно-хладонового складу md, для об'ємного пожежогасіння визначається по формулі:

$$md = k_б \cdot q \cdot n \cdot v, \quad (4.1)$$

де: k_6 – коефіцієнт компенсації невраховуваних втрат вуглекислотно-хладонового складу, прирівнюється до 1,2;

q·n – нормативна масова концентрація речовини вуглекислотно-хладонового складу, що дорівнює 0,27 кг/м^3 при часі заповнення приміщення, рівним 30 сек;

V – обсяг приміщення, що захищається, м^3.

$$md = 1{,}2 \cdot 0{,}27 \cdot 10 \cdot 5 \cdot 3 = 48{,}6 \text{ кг} \quad (4.2)$$

Кількість ξ_1 балонів визначається з розрахунку місткості в 40-літровий балон 25 кг вуглекислотно-хладонового складу.

$$\xi 1 = md/25 = 48{,}6/25 = 2 \text{ повних балона} \quad (4.3)$$

Внутрішній діаметр магістрального трубопроводу d_i, визначається по формулі

$$d_i = d_i \sqrt{\xi_2}, \quad (4.4)$$

де: d_i – діаметр сифонної трубки балона (30 мм);

ξ_2 – число одночасних балонів, що розряджаються.

$$d_i = 30 \sqrt{2} = 42{,}4 = 43 \text{ мм} \quad (4.5)$$

Еквівалентна довжина магістрального трубопроводу l_2, визначається по формулі:

$$l_2 = k_7 \cdot l, \quad (4.6)$$

де: k_7 – коефіцієнт збільшення довжини трубопроводу для компенсації невраховуваних місцевих втрат (ухвалюється рівним 1,1):

l – довжина трубопроводу по проекту, м (ухвалюється рівної 30 м).

$$l_2 = 1{,}1 \cdot 30 = 33 \text{ м} \quad (4.7)$$

Площа перетину вихідного отвору зрошувача $A_з$, визначається по формулі

$$A_з = S/\xi_1, \quad (4.8)$$

де: S – площа перетину магістрального трубопроводу, мм^2;

ξ_1 – число зрошувачів (що дорівнюється 8).

$$A_з = 3{,}1415 \cdot 2 \cdot 33/8 = 26 \text{ мм}^2 \quad (4.9)$$

Витрата вуглекислотно-хладонового складу Q, залежно від еквівалентної довжини й діаметра трубопроводу.

$$Q=5,6 \text{ кг/з} \tag{4.10}$$

Розрахунковий час подачі вуглекислотно-хладонового складу t, визначається по формулі:

$$t = md/60 \cdot Q, \tag{4.11}$$

де: md – розрахункова маса вуглекислотно-хладонового складу, кг;

Q – витрата вуглекислотно-хладонового складу, кг/с.

$$t = 48,6/5,6 = 8,7 \text{ с} \tag{4.12}$$

Маса основного запасу вуглекислотно-хладонового складу m, визначається по формулі:

$$m = 1,1md(1 + k8/k6), \tag{4.13}$$

де: k_8 – коефіцієнт, що враховує залишок вуглекислотно-хладоновогоскладу в балонах і трубопроводах, рівний 0,2;

$$m = 1,1 \cdot 48,6 \cdot (1 + 0,2/1,2) = 62,4 \text{ кг} \tag{4.14}$$

Насадки розташовані на стелі у два ряди по чотири штуки в ряді на відстані 1,5м від стін і 2м одна від іншої. Вони з'єднані послідовно магістральною трубою діаметром 33мм, балони з газом розташовані в сусідньому приміщенні [32].

Висновки та рекомендації

1. Проведений аналіз методів виміру провідності, що використовуються в медичних і біологічних дослідженнях показує актуальність розробки приладів які можуть вирішувати основну задачу сучасних систем виміру - надання достовірних даних про вимірюваний об'єкт.

2. Для розробки безконтактного вимірювача біотканини обраний метод дослідження загального і регіонарного кровообігу, заснований на графічній реєстрації змін електричного опору тканин, які виникають при проходженні по ним пульсової хвилі.

3. Розроблена структурна схема пристрою безманжетного контролю і моніторування артеріального тиску і пульсу на основі імпедансно-плетизмографічного методу у фаланзі пальця людини.

4. Як датчик опору крові людини в пальцьовій фаланзі запропоновано використовувати електродно-рідинний датчик.

5. Проведено схемне і конструктивне моделювання мікрозборки вимірника артеріального тиску методом імпедансної плетизмографії на сучасній елементній базі.

Рекомендується результати досліджень застосувати в учбовому практикумі кафедри МЕІС, з метою подальшої модернізації датчиків, схеми електричної принципової і подальшого впровадження у виробництво медичної техніки підприємствами електронної техніки України.

Перелік посилань

1. Смирнов В.П. Кровообращение: учебное пособие / В.П. Смирнов, С.В. Копылова. – Нижний Новгород: Нижегородский госуниверситет, 2016. – 253 с.

2. Полухина Е.В. Реографические методы исследования сосудистой системы: учебное пособие / Е.В. Полухина, Л.О. Глазун. – Хабаровск, 2006. – 97 с.

3. Гомонай В. І. Фізична та колоїдна хімія: підручник [Текст] / В. І. Гомонай. – Вид. 3-тє. – Вінниця: Нова Книга, 2014. – 496 с.

4. Гайворонский И. В. Анатомия и физиология человека: учеб. для студ. учреждений сред. проф. образования / И. В. Гайворонский, Г. И. Ничипорук, А. И. Гайворонский. – 6-е изд., перераб. и доп. – М.: Издательский центр «Академия», 2011. – 496 с.

5. Осипов А. П. Основы физиологии человека: Краткий курс лекций / А. П. Осипов. – М-во с.-х. РФ, ФГОУ ВПО «Пермская ГСХА» – Пермь: Изд-во ФГОУ ВПО «Пермская ГСХА», 2010. – 78 с.

6. Здоровье сердечно-сосудистой системы / ред. Г. А. Непокойчицкий. – М. : АНС, 2003. – 384 с.: ил. – (Домашняя медицинская энциклопедия).

7. Кровообіг [Електронний ресурс]: Вікіпедія – вільна енциклопедія – Режим доступу: https://uk.wikipedia.org/wiki/Кровообіг. – Дата доступу 20.09.2019. – Назва з екрана

8. Алекберзаде А.В., Липницкий Е.М. Варикозная болезнь нижних конечностей: Учеб-но-методическое пособие для студентов медицинских вузов / А.В. Алекберзаде, Е.М. Липницкий. – М.: Изд-во ФГБОУ ВО Первый Московский государственный университет имени И.М. Сеченова, 2017. – 25 с.

9. Серцево-судинні захворювання [Електронний ресурс]: Вікіпедія – вільна енциклопедія – Режим доступу: https://uk.wikipedia.org/wiki/Серцево-судинні_захворювання. – Дата доступу 30.09.2019. – Назва з екрана

10. Эндартериит [Електронний ресурс]: Вікіпедія – вільна енциклопедія – Режим доступу: https://ru.wikipedia.org/wiki/Эндартериит. – Дата доступу 14.10.2019. – Назва з екрана

11. Прохоров, А. В. Облитерирующий эндартериит (этиология, патогенез, клиника, диагностика, лечение): учеб.-метод. пособие / А. В. Прохоров. – Минск: БГМУ, 2008. – 23 с.

12. Атаман О. В. Патофізіологія: підручник [електронне видання] : в 2 т. Т. 2. Патофізіологія органів і систем / О. В. Атаман. – Вінниця : Нова Книга, 2015. – 528 с.

13. Фармакотерапія: підручник / [за ред.. О. В. Крайдашенка, І. Г. Купновицької, І. М. Кліща, В. Г. Лизогуба]. – Вид. 2. – Вінниця : Нова Книга, 2013. – 644 с.

14. Атеросклероз: иммуногенетические и метаболические аспекты патогенеза : монография / Е.П. Турмова, Е.В. Маркелова, Е.А. Чагина и др. – [Под ред. Е.В. Маркеловой]. – Владивосток : Медицина ДВ, 2017. – 172 с.

15. Внутрішня медицина : підучник / [К. О. Бобкович, Є. І. Дзісь, В. М. Жебель та ін.]; ред.. вид. М. С. Расін. – Вінниця : Нова Книга, 2015. – 328 с.

16. Трухан Д. И., Филимонов С. Н. Болезни сердечно-сосудистой системы: клиника, диагностика и лечение : учеб. пособие / Д. И. Трухан, С. Н. Филимонов. – Санкт-Петербург: СпецЛит, 2016. — 319 с.

17. Современные методы диагностики и малоинвазивного оперативного лечения заболеваний сердца : для иностр. студ. IV курса мед. и стомат. фак-тов / сост. В.И. Лупальцов, А.И. Ягнюк, И.Д. Дехтярук и др. – Харьков: ХНМУ, 2010.-20 с.

18. Особенности диагностики состояния сосудов головы, шеи, сердца и нижних конечностей [Електронний ресурс]: kp.ru – Режим доступу:

https://www.kp.ru/guide/diagnostika-i-obsledovanie-sosudov.html . – Дата доступу 16.11.2019. – Назва з екрана

19. Доплерографія судин верхніх та нижніх кінцівок [Електронний ресурс]: Medicover – Режим доступу: https://medicover.ua/uk/services/uzd/uzd-doppler. – Дата доступу 18.11.2019. – Назва з екрана

20. Диагностика сосудов нижних конечностей [Електронний ресурс]: German Klinik – Режим доступу: https://www.germanklinik.de/diagnostika_sosudov_nog/. – Дата доступу 18.11.2019. – Назва з екрана

21. Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Вагарин А.Ю., Рытик А.П. Методы и аппаратура для диагностики состояния сердечно-сосудистой системы по характеристикам пульсовой волны.– Саратов: Изд-во Сарат. ун-та, 2009. – 96 с.

22. Електронні методи і засоби біомедичних вимірювань: навчальний посібник / С.К. Мещанінов, В.М. Співак, А.Т. Орлов . – К.; Кафедра, 2015. – 211 с.

23. Біофізика. Фізичні методи аналізу та метрологія: підручник [Текст] / Е. І. Личковський, В. О. Тіманюк, О. В. Чалий та ін. ; за ред. Е. І. Личковського, В. О. Тіманюка. – Вінниця: Нова Книга, 2014. – 464 с.

24. Федотов А. А., Акулов С. А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга [Текст]/ А. А. Федотов, С. А. Акулов. – М.: Радио и связь, 2013. – 250 с.

25. Принципы проектирования БТС для реографии [Електронний ресурс]: Studme.org – Режим доступу: https://studme.org/189447/tehnika/printsipy_proektirovaniya_reografii. – Дата доступу 20.11.2019. – Назва з екрана

26. Міст вимірювальний [Електронний ресурс]: Вікіпедія – вільна енциклопедія – Режим доступу: https://uk.wikipedia.org/wiki/Міст_вимірювальний. – Дата доступу 25.11.2019. – Назва з екрана

27. Підсилювач [Електронний ресурс]: Вікіпедія – вільна енциклопедія – Режим доступу: https://uk.wikipedia.org/wiki/Підсилювач. – Дата доступу 23.11.2019. – Назва з екрана

28. Аналогова схемотехніка: методичні вказівки до виконання курсового проекту для студентів ЗДІА спеціальності 6.050801 «Мікро- та наноелектроніка» денної та заочної форм навчання / Є.Я. Швець, А.В. Юдачов, Л.Л. Верьовкін. –Запоріжжя, ЗДІА,2011. –68с.

29. Детектор (радіотехніка) [Електронний ресурс]: Вікіпедія – вільна енциклопедія – Режим доступу: https://uk.wikipedia.org/wiki/Детектор_(радіотехніка). – Дата доступу 23.11.2019. – Назва з екрана

30. Геврик Є.О. Охорона праці [Текст]/ Є.О. Геврик. – К.: Ельга Ніка-Центр, 2004.- 280 с.

31. Щербина Я.Я., Щербина И.Я. Основы противопожарной защиты [Текст]/ Я.Я. Щербина, И.Я. Щербина. – К.: Вища школа, 1985. –255с.

32. Кобевник В.Ф. Охрана труда [Текст]/ В.Ф. Кобевник. – К.: Вища школа, 1990. – 284 с.

33. Інструкція з охорони праці при виконанні паяльних робіт за допомогою паяльника [Електронний ресурс]: Охорона праці – 2014 – Режим доступу: http://www.охорона-праці.in.ua/instrukciya-z-oxoroni-praci-pri-vikonanni-payalnix-robit-za-dopomogoyu-payalnika/ – Дата доступу: 23.11. 2019. – Назва з екрана.

34. Кожемякін Г.Б. Рижков В.Г., Бєлоконь К.В. Охорона праці та техногенна безпека: методичні вказівки до виконання розділу магістерських робіт для студентів ЗДІА всіх спеціальностей денної та заочної форм навчання. Запоріжжя : ЗДІА, 2012. 48 с.

35. Горобец А.И., Степаненко А.И. Охрана труда в радиоэлектронной промышленности. К. : Техника, 1987. 345 с.

36. Ткачук К.Н. Охрана труда и окружающей среды в радиоэлектронной промышленности. К. : Вища шк., 1988. 240 с.

Додаток А

МАТЕРІАЛИ
XXIV НАУКОВО-ТЕХНІЧНОЇ
КОНФЕРЕНЦІЇ
СТУДЕНТІВ, МАГІСТРАНТІВ,
АСПІРАНТІВ І ВИКЛАДАЧІВ
ІНЖЕНЕРНОГО ІНСТИТУТУ
ЗНУ

Секція мікроелектронних
інформаційних систем

29 листопада 2019 р.

УДК 621.3/612.141

Проценко Вікторія ст. гр. МН-18-1мд, ФЕЕІТ
Хрипко С.Л., професор, доктор технічних наук – науковий керівник

СХЕМА ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ КРОВОНАПОВНЕННЯ СУДИН МЕТОДОМ ІМПЕДАНСНОЇ ПЛЕТИЗМОГРАФІЇ

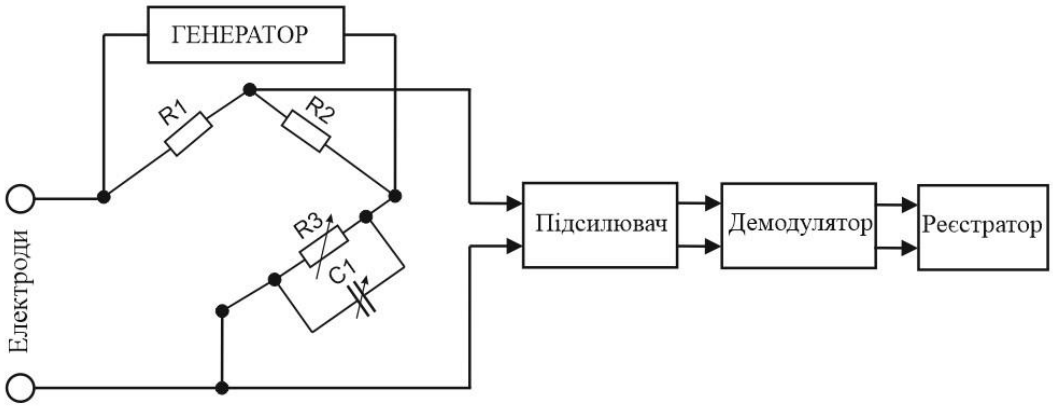
Інженерний інститут Запорізького національного університету, кафедра МЕІС

Одним з актуальних завдань сучасної біомедицини є детальне дослідження і розуміння анатомо-фізіологічних і регуляторних процесів в серцево-судинній системі [1].

Нажаль, в наш час поширені випадки захворювань судин, у тому числі й верхніх та нижніх кінцівок. Причини для проведення досліджень можуть бути такі: варикозне розширення вен, атеросклероз, цукровий діабет, хвороба Рейно, емболія, а також хвороби венозного русла. Тому в медицині використовуються різні методики фізичного впливу на організм людини з метою діагностування захворювань та подальшого їх лікування.

Перевагу надають неінвазивним методам діагностики стану серцево-судинної системи, одним з яких є імпедансна плетизмографія (реографія). В основі методу лежить аналіз зміни опору біологічної тканини під час її кровонаповнення [2].

Коливання електричного опору реєструються апаратом – реографом, який зображено на рис. 1.



1 – електроди; 2 – вимірювальний міст; 3 – підсилювач; 4 – демодулятор; 5 – ВЧ генератор; реєстратор сигналу та виведення його на екран монітора

Рисунок 1– Блок-схема мостового реографа

Зміни кровонаповнення в органі, який досліджують, призводять до змін його імпедансу і до пропорційних змін амплітуди високочастотної напруги. Після посилення за допомогою детектора і фільтрів виділяється низькочастотна складова, що представляє собою реографічний сигнал (реограму) [3].

Побудована схема реографа дає змогу виміряти кровонаповнення судин та виявити порушення в серцево-судинній системі. Результати можна побачити на реограмі.

Література

30. Смирнов В.П. Кровообращение [Текст] / В.П. Смирнов, С.В. Копылова. – Нижний Новгород: Нижегородский госуниверситет, 2016. – 253 с.
31. Полухина Е.В. Реографические методы исследования сосудистой системы [Текст] / Е.В. Полухина, Л.О. Глазун. – Хабаровск, 2006. – 97 с.

Руководство к лабораторным работам по медицинской и биологической физике [Текст]/О.Д. Барцева, Г.Я. Вяткина, О.П. Квашнина, и др.– Красноярск: Красноярская государственная медицинская академия, 2004. – 227 с.

ЗАПОРІЗЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
МІНІСТЕРСТВА ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

Науково-дослідна частина ЗНУ
Наукове товариство студентів, аспірантів,
докторантів і молодих вчених ЗНУ

15-17 квітня 2019року

XII університетська науково-практична конференція
студентів, аспірантів і молодих вчених

«МОЛОДА НАУКА-2019»

Запоріжжя, 2019

Проценко Вікторія
студентка освітнього рівня магістр 1 курсу ФЕЕІТ
Наук. кер.: професор, доктор технічних наук Хрипко С.Л.

ЗАСТОСУВАННЯ ФОТОЕЛЕМЕНТІВ В ЕЛЕКТРОНІЦІ

Джерела енергії, такі, як газ, вугілля і нафта є вичерпними та з кожним роком зростають в ціні. На сьогодні є актуальними альтернативні джерела енергії. Альтернативне джерело енергії є невичерпним ресурсом, яке замінює традиційні джерела енергії, які при згорянні виділяють в атмосферу вуглекислий газ, що сприяє зростанню парникового ефекту і є причиною глобального потепління. Прикладами альтернативних джерел є використання кінетичної енергії вітру, енергії морів, річок (гідроелектростанції) та сонячної енергії.

В електроніці використовують прилади, які здатні сприймати енергію сонця та перетворювати її в електричну. Ці прилади називають фотоелементами. В основі цього перетворення лежить явище фотоефекту. Принцип роботи сучасних фотоелементів базується на напівпровідниковому p-n переході. При поглинанні фотона в області, яка прилягає до p-n переходу, створюється пара носіїв заряду: електрон і дірка. Дірка є неосновним носієм заряду, а отже, проникає крізь перехід. У результаті створені завдяки поглинанню енергії фотона заряди поділяються в просторі та не можуть рекомбінувати. Внаслідок цього порушується рівновага густини зарядів. Дія приладу заснована на фотоелектронній емісії або внутрішньому фотоефекті. Поділяються на електровакуумні й напівпровідникові фотоелементи[1].

Сьогодні фотоелементи можна побачити у вигляді сонячних батарей (сукупність електрично з'єднаних фотоелементів) для перетворення енергії сонячного світла безпосередньо в електричну енергію[2].

Література

1) Игнатов А. И. Оптоэлектронные приборы и устройства: учеб. пос. Москва: Эко-Трендз, 2006. 272с.
2) Пасынков В. В., Чиркин Л. К. Полупроводниковые приборы: Учебник для вузов. 6-е изд., стер. СПб.: Издательство «Лань», 2002. 480 с.