

Міністерство освіти і науки України  
Харківський національний університет радіоелектроніки

Факультет електронної та біомедичної інженерії  
(повна назва)

Кафедра біомедичної інженерії  
(повна назва)

АТЕСТАЦІЙНА РОБОТА  
Пояснювальна записка

другий (магістерський)  
(рівень вищої освіти)

ГЮИК 941118.002 ПЗ  
(позначення документа)

**Аналітичний модуль біотехнічної системи**  
**прогнозування епілептичних нападів**

Виконав: студент 2 курсу, групи БМІми-18-2  
спеціальності 163 біомедична інженерія

\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_  
(код і повна назва напрямку)

Бані Халаф Н. І.  
(прізвище, ініціали)

Керівник зав. каф. БМІ Аврунін О.Г.  
(посада, прізвище, ініціали)

Допускається до захисту

Зав. кафедри \_\_\_\_\_  
(підпис)

Аврунін О.Г.  
(прізвище, ініціали)

2019 р.

Харківський національний університет радіоелектроніки

Факультет \_\_\_\_\_ електронної та біомедичної інженерії \_\_\_\_\_

Кафедра \_\_\_\_\_ біомедичної інженерії \_\_\_\_\_

Рівень вищої освіти \_\_\_\_\_ другий (магістерський) \_\_\_\_\_

Спеціальність \_\_\_\_\_ 163 біомедична інженерія \_\_\_\_\_  
(код і повна назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ:

Зав. кафедри \_\_\_\_\_  
(підпис)

« \_\_\_\_\_ » \_\_\_\_\_ 2019 р.

**ЗАВДАННЯ**  
НА АТЕСТАЦІЙНУ РОБОТУ

студентові \_\_\_\_\_ *Бані Халаф Насір Ібрахім* \_\_\_\_\_  
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи *Аналітичний модуль біотехнічної системи прогнозування епілептичних нападів*

затверджена наказом по університету від 16 Грудень 2019 р. № 614 Ст

2. Термін подання студентом роботи до екзаменаційної комісії 20 Грудень 2019 р.

3. Вихідні дані до роботи \_\_\_\_\_

3.1 Методи: пульсоксиметрія, акселерометрія

3.2 Операційна система Windows 7.

3.3 Програмний пакет MatLab.

3.4 компоненти електроніки: PIC 16F877A, червоний світлодіод Kingbright L-53HD, інфрачервоний світлодіод SFH 4860 Osram, LDR фотоприймач BPV10NF, датчик прискорення ADXL330

3.5 плата ПК Arduino UNO, імпульсна оксиметрія MAX30105 MH-ET LIVE, датчик тиску FSR 402 і модуль активного зумер для Arduino KY-012

4. Перелік питань, що потрібно опрацювати в роботі \_\_\_\_\_

4.1 Медико-технічне обґрунтування роботи.

4.2 Аналітичний огляд методів і засобів виявлення, прогнозування та лікування епілепсії.

4.3 Розробка структурної схеми біотехнічної системи прогнозування епілептичних нападів.

4.4 Розробка аналітичного модуля біотехнічної системи прогнозування епілептичних нападів.

5. Перелік графічного матеріалу із зазначенням креслеників, схем, плакатів, комп'ютерних ілюстрацій (слайдів) \_\_\_\_\_

5.1 Медико-технічне обґрунтування (плакат, арк. А4).

5.2 Біотехнічна система прогнозування епілептичних нападів. Схема структурна (кресл., арк. А4).

5.3 Метод прогнозування епілептичних нападів. Схема структурна (кресл., арк. А4).

5.4 Прогнозування епілептичних нападів. Схема програми (кресл., арк. А4).

6. Консультанти розділів роботи (п.6 включається до завдання за наявності консультантів згідно з наказом, зазначеним у п.1 )

Найменування розділу	Консультант (посада, прізвище, ім'я, по батькові)	Позначка консультанта про виконання розділу	
		підпис	дата
Основна частина	Професор Аврунін О.Г.		

### КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№	Назва етапів роботи	Терміни виконання етапів роботи	Примітка
1.	<i>Огляд та аналіз літературних джерел</i>	<i>28.02 – 30.03</i>	
2.	<i>Розробка структурної схеми біотехнічної системи прогнозування епілептичних нападів</i>	<i>31.03 – 03.04</i>	
3.	<i>Розробка аналітичного модуля прогнозування епілептичних нападів</i>	<i>04.04 – 10.05</i>	
4.	<i>Оформлення пояснювальної записки та графічного матеріалу</i>	<i>11.05 – 13.06</i>	
5.	<i>Рецензування</i>	<i>10.09 – 17.10</i>	
6.	<i>Підготовка до захисту</i>	<i>16.12 – 21.12</i>	

Дата видачі завдання 28.10.2019 р.

Студент \_\_\_\_\_  
(підпис)

Керівник роботи \_\_\_\_\_ зав. каф. БМІ Аврунін С.  
(підпис) (посада, прізвище, ініціали)

## РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка атестаційної роботи: 87 стор., 55 рис., 2 табл., 25 джерела, 3 додаток.

БАЗА ДАНИХ, ЕПІЛЕПСІЯ, ЗБЕРІГАННЯ ДАНИХ, ПРОГНОЗУВАННЯ, СИСТЕМА ІНФОРМАЦІЙНА, СУДОМИ.

Об'єктом дослідження є процес прогнозування судом у хворих на епілепсію.

Мета атестаційної роботи – розробка модуля аналізу даних біотехнічної системи для прогнозування епілепсії.

Методами дослідження є комп'ютерне моделювання, системний аналіз.

Було розглянуто медичне та біологічне обґрунтування роботи. Проаналізовано основні методи та інструменти прогнозування епілепсії. Запропоновано блок-схему біотехнічної системи для прогнозування епілепсії. Розроблено апаратне та програмне забезпечення модуля аналізу даних.

Отримані результати можна використовувати в медичних установах різного профілю для прогнозування судом у хворих на епілепсію.

## ABSTRACT

Explanatory note to the certification work: 87 p., 55 fig ., 2 table., 25 sources, 3app.

### DATABASE, DATA STORAGE, DIABETES MELLITUS, FORECASTING, HYPERTENSION ARTERIAL, SYSTEM INFORMATION

The object of the study is the process of prognosis seizures of patients epilepsy.

The purpose of the performance appraisal is to develop a module for the detection, analysis, store, displays, and warning alarm if the needs of biotechnical system data for the prediction of epilepsy seizures. Research methods are detection and system analysis.

Medical and biological substantiation of the work was considered. The basic methods and tools for the prediction of epilepsy are analyzed. A block diagram of a biotechnological system for the prediction of epilepsy is proposed. The hardware and software of the data analysis module have been developed.

The results obtained can be used in medical institutions of different profiles for predicting seizures in patients with epilepsy..

## ЗМІСТ

ВСТУП.....	9
МЕДИЧНЕ ОБГРУНТУВАННЯ.....	10
1.1 Епілепсія та судом.....	10
1.2 Причини епілепсії.....	12
1.3 Симптоми епілепсії.....	12
1.4 Види епілепсії.....	14
1.5 Діагностування епілепсії.....	16
1.6 Лікування епілепсії.....	16
2 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД МЕТОДІВ І ЗАСОБІВ ВИЯВЛЕННЯ, ПРОГНОЗУВАННЯ ТА ЛІКУВАННЯ ЕПІЛЕПСІЇ.....	20
2.1 Діагностичне обладнання.....	20
2.1.1 електроенцефалографія (ЕЕГ).....	20
2.1.2 Комп'ютерна комп'ютерна томографія (КТ).....	21
2.1.3 Магнітно-резонансна томографія (МРТ).....	22
2.1.4 Позитронно-емісійна томографія (ПЕТ).....	22
2.2 Лікувальне обладнання.....	22
2.2.1 Глибока стимуляція мозку.....	22
2.2.2 Чуйна нейростимуляція.....	22
2.2.3 Малоінвазивна хірургія.....	22
2.2.4 Стереотаксична лазерна абляція або радіохірургія.....	23
2.2.5 Вагусові нерви.....	23
2.3 Обладнання для прогнозування.....	26
2.3.1 Монітор PulseGuard.....	26
2.3.2 Розумні годинники.....	26
2.3.3 Інтелектуальний монітор активності для фізичних осіб.....	27
2.3.4 Системи виявлення судом.....	28
2.3.5 Аналітичний модуль біотехнічної системи.....	29
прогнозування епілептичних нападів.....	29
3 РОЗРОБКА СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ БІОТЕХНІЧНОЇ СИСТЕМИ ПРОГНОЗУВАННЯ ЕПІЛЕПТИЧНИХ НАПАДІВ.....	31
3.1 Аналіз результатів визначення скорочення м'язів.....	31
3.2 Аналіз результатів пульсоксиметрії.....	35
3.3 Аналіз результатів визначення частоти серцебиття.....	38
3.4 Модуль аналітичної обробки інформації.....	40
3.5 Модуль аналізу аналітичних даних.....	40
4 ВЗАЄМОДІЯ МІЖ АНАЛІТИЧНИМ МОДУЛЕМ БІОТЕХНІЧНОЇ СИСТЕМИ ПРОГНОЗУВАННЯ ЕПІЛЕПТИЧНИХ НАПАДІВ ТА ОРГАНАМИ ЛЮДИНИ.....	42

4.1 Використання сенсора-акселерометра для виявлення скорочення скелетних м'язів. ....	42
4.2 Використання пульсоксиметра для визначення концентрації кисню всередині крові .....	45
4.3 Використання плетизмографії для визначення частоти серцевих скорочень .....	48
5 ПРОЕКТУВАННЯ АНАЛІТИЧНОГО МОДУЛЯ БІОТЕХНІЧНОЇ СИСТЕМИ ПРОГНОЗУВАННЯ ЕПІЛЕПТИЧНИХ НАПАДІВ.....	52
5.1 Розробка програмного забезпечення аналітичного модуля біотехнічної системи прогнозування епілептичних нападів за допомогою системи MATLAB .....	52
5.2 Розробка апаратного забезпечення аналітичного модуля біотехнічної системи прогнозування епілептичних нападів.....	54
5.3 Розробка програмного та апаратного забезпечення для аналітичного модуля біотехнічної системи прогнозування епілептичних нападів за допомогою Arduino .....	71
5.4 Модуль обробки інформації.....	80
5.5 Модуль аналізу даних .....	81
ВИСНОВКИ.....	84
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ.....	86
ДОДАТКИ.....	88
ДОДАТОК А. Медико-біологічне обґрунтування. Плакат.....	88
ДОДАТОК Б. Біотехнічна система прогнозування епілептичних нападів. Схема структурна .....	89
ДОДАТОК В. Метод прогнозування епілептичних нападів. Схема структурна.....	90
ДОДАТОК Д. Програмне забезпечення (коди) для аналітичного модуля біомеханічної системи для прогнозування епілептичних нападів.....	91

## ВСТУП

Епілепсія – це смертельна хвороба, яка виникає внаслідок дисбалансу нервової системи, це одне з найпоширеніших неврологічних розладів з поширеністю близько 1% населення або 50 мільйонів осіб у всьому світі. Багато людей, які страждають на епілепсію, мають нормальний або вище середнього рівня інтелекту.

Основними загальними симптомами епілепсії є раптова зміна частоти серцебиття (ЧСС), мимовільне скорочення м'язів (судоми) та зниження концентрації кисню в крові. Оскільки судоми епілепсії непередбачувані, пацієнти, які страждають на епілепсію, та їхні родини часто висловлюють страх перед ними, особливо коли пацієнт один або спить. Історія хвороби пацієнта розглядається як основний інструмент точної діагностики типів нападів, що дає лікарям найкращу можливість знайти ефективне лікування.

Тому метою цього проекту є створення корисного портативного медичного пристрою з системою тривоги для виявлення, попередження та зберігання нападів за допомогою трьох датчиків: напруження м'язів, рівня кисню в крові та частоти серцевих скорочень, щоб виявити аномальну активність мозку пацієнта під час нападу, а також виявити та вивчити аномальну активність мозку пацієнта під час судом.

Ці датчики працюють разом у серії та дозволяють спрогнозувати наближення епілептичного нападу у разі фіксації конкретного діапазону значень, заснованого на медичних дослідженнях міжнародних епілепсійних організацій: напруга, що призводить до скорочення м'язів від -40 до + 50Mv, частота серцевих скорочень на 15% більше норми, насичення киснем крові менше 70 мм рт. Якщо всі значення одночасно виходить за межі, мікропроцесор фіксує наближення нападу епілепсії, попереджає про це та зберігати його.

## 1 МЕДИКО-ТЕХНІЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ

Епілепсія – смертельне захворювання, викликане дисбалансом в нервовій системі як показано на рис.1.1. Воно характеризується неконтрольованою діяльністю мозку. Це один з найпоширеніших неврологічних розладів, яким страждають близько 1% населення або 50 мільйонів чоловік у всьому світі. Рівень інтелекту більшості людей з епілепсією нормальний або вище середнього. Епілепсією страждають багато відомих людей, наприклад Альфред Нобель, який заснував Нобелівську премію.



Рисунок 1.1 – Дисбаланс в нервовій системі

### 1.1 Епілепсія та судоми

Найчастіше видимі причини для нападів відсутні. Аномальні вибухи електричної активності в головному мозку відбуваються з невідомої причини. Незрозуміло, чому вони починаються або продовжують відбуватися. Спадкові (генетичні) чинники можуть грати певну роль в деяких

випадках. Люди з ідіопатичною епілепсією зазвичай не мають іншого мозкового (неврологічного) стану.

## 1.2 Причини епілепсії

У багатьох випадках причини судоми не знайти. Аномальні вибухи електричної активності в мозку відбуваються без відомих причин. Незрозуміло, чому вони починаються чи продовжуються. Спадкові (генетичні) фактори можуть грати роль у деяких випадках. У людей з ідіопатичною епілепсією зазвичай немає іншого мозку (неврологічного) стану [1].

## 1.3 Симптоми. Епілепсії

Найпоширеніші симптоми епілепсії включають раптові коливання ЧСС як показано на рис. 1.2. Збільшення ЧСС спостерігалось в більшості клінічно описаних випадках епілептичних нападів. Дослідники також помітили, що зміни ЧСС під час і після нападу у одного і того ж пацієнта були помітно схожі. Повідомляється, що 93% з 106 окремих і генералізованих нападів (у 45 пацієнтів, які пройшли 24-годинне амбулаторне моніторування ЕЕГ-ЕКГ), щонайменше 30-секундної тривалості, були пов'язані з тахікардією, що перевищує 100 ударів в хвилину [1].

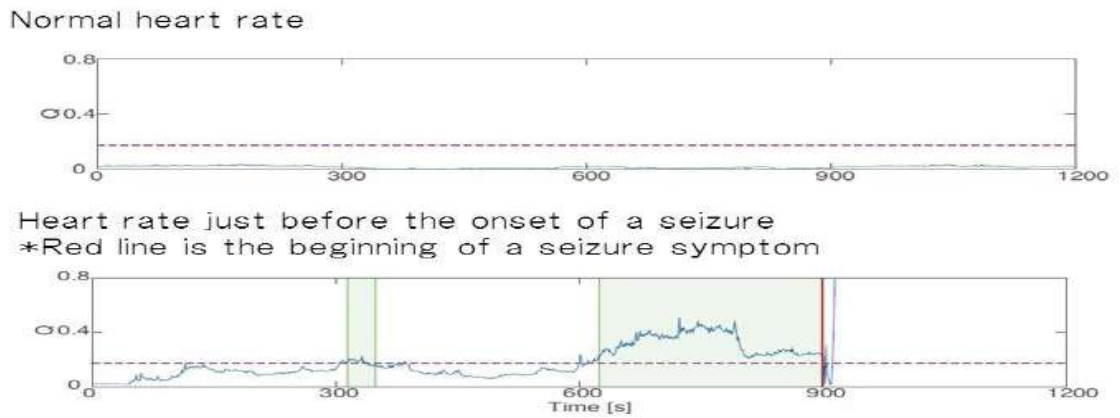


Рисунок 1.2 – Зміна ЧСС під час нападу

Мимовільні м'язові скорочення (судоми) бувають декількох типів. Нервові пошкодження - це мимовільне рух, коли пацієнт рухає своє тіло неконтрольованим способом. Ці рухи можуть бути практично в будь-якій частині тіла, включаючи шию, обличчя і кінцівки. Ці рухи є постійною проблемою і можуть погіршуватися з плином часу як показано на рис. 1.3 [2].

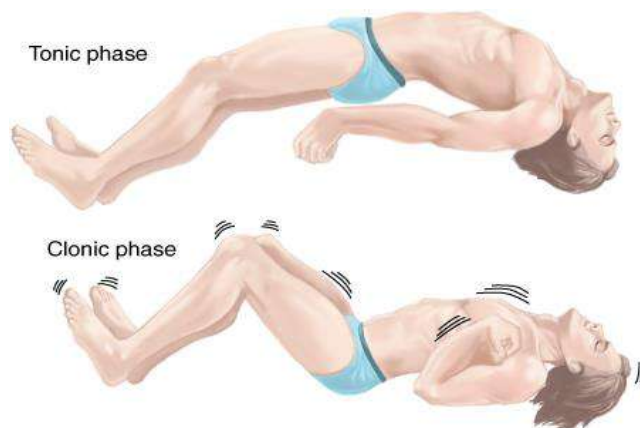


Рисунок 1.3 – Мимовільні м'язові рухи

Зниження  $O_2$  у м'язах під час скорочення як показано на рис. 1.4 скорочуючись, м'язові клітини споживають все більше і більше енергії, що призводить до зниження поживних речовин і збільшення таких молекул, як

вуглекислий газ. Це може призвести до розширення судин, оскільки м'язи, які ви вправляєте, потребують більше поживних речовин та кисню.

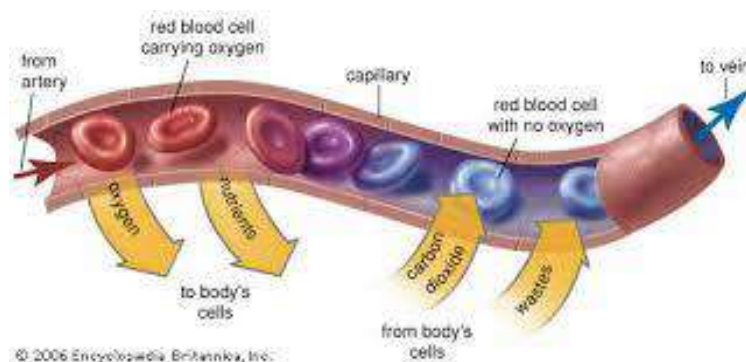


Рисунок 1.4 – Перенесення гемоглобіну кров'ю

Епілепсія - це розлад мозку, яке викликає у людей періодичні напади. Симптоми також включають нудоту, запаморочення і втрату свідомості. Напади трапляються, коли група нервових клітин в мозку посилає неправильні сигнали. У людей можуть бути дивні відчуття і емоції або дивну поведінку. У них можуть бути сильні м'язові спазми аж до втрати свідомості.

#### 1.4 Види епілепсії

Існує багато різних типів епілепсії, і при кожному типі епілепсії існують різні симптоми. Більшість форм епілепсії називаються в залежності від області мозку, на яку вони впливають. Більшість форм епілепсії зазвичай виникають в підлітковому або навіть в ранньому віці. Є й інші, які починаються в дорослому віці і навіть у старості. Найбільш поширеними формами епілепсії є: епілепсія лобової частки, епілепсія потиличної частки, епілепсія приповерхностной частки і епілепсія темпоральної частки, яка є найбільш поширеною формою епілепсії і найбільш поширеною причиною часткових нападів.

Епілепсія – це захворювання, яке викликає напади, що впливають на різні психічні та фізичні функції. Це також називається приступом. Коли у людини було два або більше неспровокованих нападу, вважається, що він страждає на епілепсію.

Напади відбуваються, коли коротка сильна хвиля електричної активності впливає на частину або весь мозок. Кожен десятий дорослий має хоча б один напад протягом свого життя як показано на рис. 1.5. Судоми можуть тривати від кількох секунд до кількох хвилин. Напади можуть мати багато симптомів, від судом і втрати свідомості до тих, які не завжди розпізнаються як симптоми нападу як людиною, яка має їх, так і фахівцями охорони здоров'я: порожній погляд, синіючі губи, удари пальцями або сипання рухів рук і ніг. Під час нападу частота нервових імпульсів, які впливають на м'язи, відчуття, поведінку, емоції, свідомість, може досягати 500 раз в секунду, що набагато швидше, ніж зазвичай. У деяких людей це трапляється тільки зрідка, для інших це може статися до сотень раз в день.



Рисунок 1.5 – Хворий під час нападу

Типові синдроми часто включають в себе різні види судом таким чином, характеристики нападів у кожної людини дуже індивідуальні і

повинні враховуватися при розробці технології прогнозування і попередження нападів. Приступ - тимчасова втрата контролю, яка часто, але не завжди, супроводжується судомами, втратою свідомості або і тим, і іншим. Напади епілепсії викликані раптовим аномальним електричним розрядом в мозку. Неепілептичеській напад може нагадувати епілептичний напад зовнішнього вигляду, але не супроводжується аномальною електричною активністю або будь-який інший основний фізичної причиною.

Історія хвороби пацієнта є основним інструментом діагностики епілепсії. Лікарю потрібно якомога більше інформації про нападах (більше одного), про те, як вони виглядали і що сталося незадовго до їх початку. Спостереження інших людей важливі, так як пацієнт взагалі не пам'ятає напади. Крім того, важлива загальна інформація про сьогоднішня і попередньому стані пацієнта.

### 1.5 Діагностована епілепсія

Щоб дізнатися етіологію епілепсії, тобто дізнатися, в якій області мозку виникає аномальне нервове збудження, а також класифікувати синдром і визначити причини судом, лікаря можуть знадобитися додаткове опитування пацієнта вивчення історії хвороби та проведення додаткових клініко-діагностичних досліджень:

– неврологічний іспит. лікар може перевірити поведінку пацієнта, рухові здібності, розумову функцію і інші області, щоб діагностувати його стан і визначити тип епілепсії, яку він може мати;

– аналіз крові. лікар може взяти зразок крові, щоб перевірити ознаки інфекції, генетичні стану або інші стани, які можуть бути пов'язані з судомами.

Також ЕЕГ, МРТ, ОФЕКТ, ПЕТ і магнітоенцефалографія.

## 1.6 Лікування епілепсії

Точна діагностика типу судом і початок судом дозволяє лікарю призначити ефективне лікування.

Більшість людей з епілепсією можуть жити без нападів, за умови прийому необхідного антиепілептичного препарату як показано на рис. 1.6. Іншим пацієнтам можна лише зменшити частоту і інтенсивність нападів, використовуючи комбінацію ліків.

Пошук правильного ліки і дозування може бути складним. Ваш лікар розгляне ваш стан, частоту нападів, вік та інші фактори при виборі ліків для призначення. Ваш лікар також розгляне будь-які інші ліки, які ви можете приймати, щоб протиепілептичні препарати не взаємодіяли з ними.

Ваш лікар, ймовірно, спочатку призначить одні ліки при відносно низькій дозуванні і може поступово збільшувати дозування, поки ваші спазми не будуть добре контролюватися.

Препарати проти судом можуть мати деякі побічні ефекти. М'які побічні ефекти включають: втома, запаморочення, збільшення ваги, втрату щільності кісткової тканини, проблеми мови та проблеми пам'яті і мислення

По крайній мере, половина людей, вперше діагностованих з епілепсією, стануть без нападу зі своїми першими ліками. Якщо антиепілептичні препарати не дають задовільних результатів, ваш лікар може запропонувати операцію або іншу терапію. У вас будуть регулярні наступні зустрічі з вашим лікарем, щоб оцінити ваш стан і ліки.

# Antiseizure Drugs

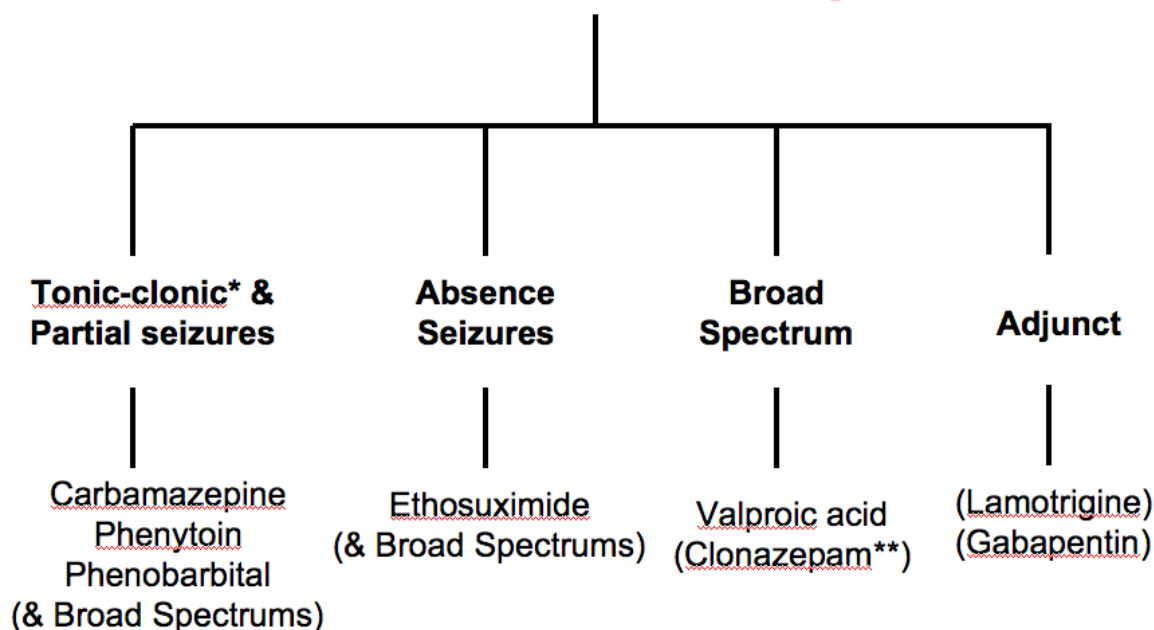


Рисунок 1.6 – Антиепілептичні препарати

Приблизно 60-70% людей з епілепсією матимуть свої вилучення, контрольовані медикаментами. Але навіть якщо епілептичні напади контролюються ліками, що вживаються препарати можуть мати неприємні небажані побічні ефекти, але у нас все ще є 30-40% стійкість до лікарських засобів і залишатиметься погано контрольованим, для цього потрібно альтернативне рішення, найбільше співробітництво такого роду виявило, що хоча епілепсія має багато форм, причин і симптомів, робить її дуже важким умовою для лікування, існує безліч форм епілепсії які володіють подібними нейроанатоміческіе [4].

Коли ліки не можуть забезпечити адекватний контроль над судомами, операція може бути варіантом як показано на рис.1.7. З хірургією епілепсії хірург видаляє область вашого мозку, яка викликає судоми. Хоча багато людей як і раніше потребують деяких ліках, щоб допомогти запобігти напади після успішної операції, ви можете приймати менше ліків і зменшувати дози.



© MAYO FOUNDATION FOR MEDICAL EDUCATION AND RESEARCH. ALL RIGHTS RESERVED.

Рисунок 1.7 – Операція при епілепсії

У невеликому числі випадків операція по епілепсії може викликати ускладнення, такі як постійна зміна ваших розумових здібностей (когнітивних). Поговоріть зі своїм хірургом про його або її досвіді, успіхи і частотах ускладнень з процедурою, яку ви розглядаєте.

Багато пристроїв з різних компаній, які працюють в цій галузі, створюють діагностичні пристрої і намагаються поліпшити свій продукт іншими для лікування епілепсії за допомогою невеликого генератора, імплантують під шкіру під лівою ключицею як показано на рис.1.8.

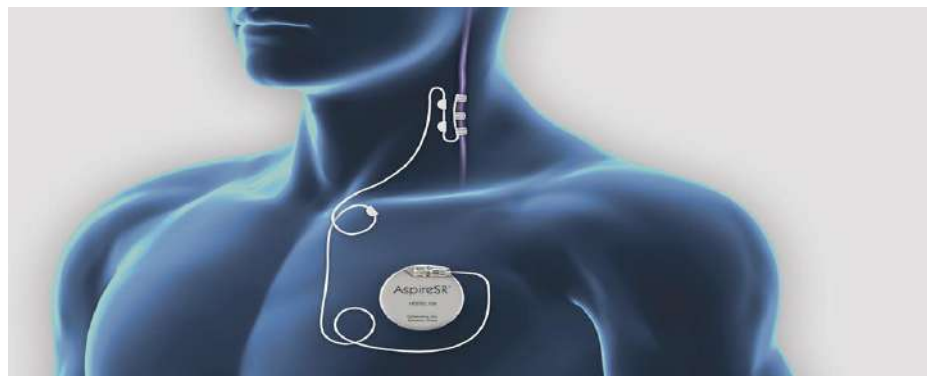


Рисунок 1.8 – Лікування епілепсії

Блукаючий нерв стимулюється для зменшення частоти та інтенсивності судом. Це може бути відповідним для деяких людей з судомами, які важко контролювати за допомогою ліків або шляхом відправки регулярних, м'яких імпульсів електричної енергії в мозок через блукаючий нерв.

Висновок.

Епілепсія - це медичний стан, який викликає судоми, що впливають на різні психічні та фізичні функції, супроводжуючі симптоми, але є загальні симптоми епілепсії, включаючи різкі коливання частоти серцебиття (ЧСС), мимовільні м'язові рухи, зниження кисню в крові. Діагностувати епілепсію можна за допомогою різного обладнання, такого як ЕЕГ, МРТ, СПЕКТ, ПЕТ та магнітоенцефалографія, але все-таки історія хвороби є основним інструментом діагностики епілепсії. Лікаря потрібно якомога більше інформації про судоми (більше ніж одна), як вони виглядали і що сталося безпосередньо перед їх початком. Спостереження інших людей важливі, оскільки пацієнт може взагалі не пам'ятати про судоми.

Приблизно у 60-70% людей, які страждають на епілепсію, напади будуть контролюватися за допомогою медикаментів. Але навіть коли епілептичні випадки контролюються медикаментами, застосовувані препарати можуть мати неприємні, небажані побічні ефекти, але ми все ще маємо 30-40% випадків. Стійкість до медикаментозних препаратів залишається погано контрольованою.

## 2 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД МЕТОДІВ І ЗАСОБІВ ВИЯВЛЕННЯ, ПРОГНОЗУВАННЯ ТА ЛІКУВАННЯ ЕПІЛЕПСІЇ

### 2.1 Діагностичне обладнання

#### 2.1.1 Електроенцефалографія (ЕЕГ)

Діагностичний пристрій за допомогою електроенцефалографії (ЕЕГ) як показано на рис 2.1 знаходить проблему, пов'язану з електричною активністю мозку, відстежує і фіксує мозкові хвилі. Маленький металевий диск з тонким дротом (електродами) поміщається на скальп і посилає сигнал на комп'ютер для запису результатів. Він реєструє інформацію про електричну активність мозку.

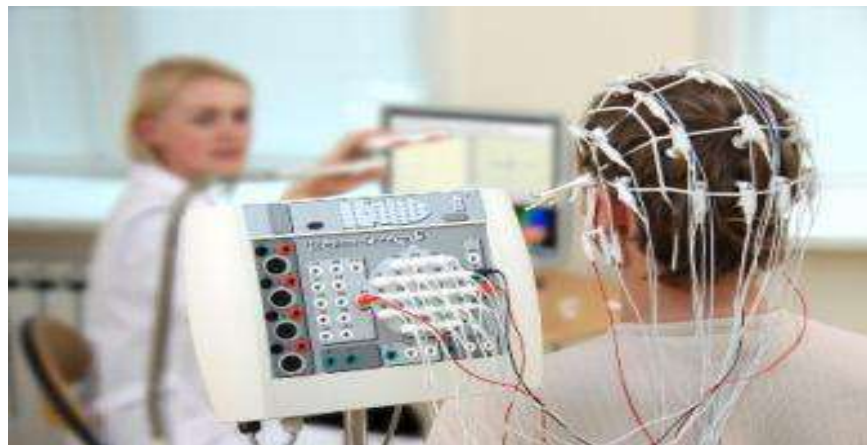


Рисунок 2.1 – Електроенцефалографія (ЕЕГ)

#### 2.1.2 Сканування комп'ютерної томографії (КТ)

Сканування комп'ютерної томографії (КТ) як показано на рис 2.2. КТ-сканування використовує рентгенівські промені для отримання поперечних зображень вашого мозку. КТ-сканування може виявити порушення в вашому мозку, які можуть викликати напади, такі як пухлини, кровотеча і кісти [16].

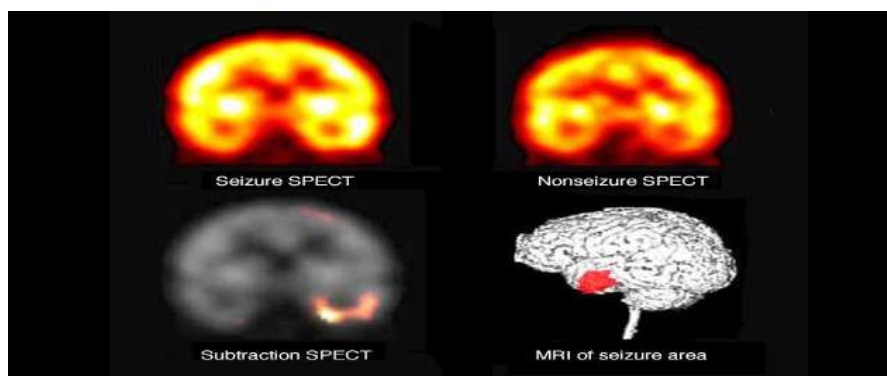


Рисунок 2.2 – Сканування комп'ютерної томографії (КТ)

### 2.1.3 Фотографія захоплення мозку МРТ

Магнітно-резонансна томографія (МРТ) як показано на рис 2.3. МРТ використовує потужні магніти і радіохвилі для створення докладного уявлення про вашому мозку. Ваш лікар може виявити пошкодження або аномалії в вашому мозку, які можуть викликати напади.

Функціональна МРТ (МРТ). Функціональна МРТ вимірює зміни кровотоку, що виникають при роботі певних частин вашого мозку. Доктора можуть використовувати МРТ до операції, щоб визначити точне місце розташування критичних функцій, таких як мова і рух, так що хірурги можуть уникнути травмування цих місць під час роботи.



## Рисунок 2.3 – Фотографія захоплення мозку МРТ

### 2.1.4 Позитронно-емісійна томографія (ПЕТ)

ПЕТ-сканування використовує невелику кількість радіоактивного матеріалу з низькою дозою, яке вводиться в вену, щоб візуалізувати активні ділянки мозку і виявляти аномалії.

## 2.2 Лікувальне обладнання

Дослідники вивчають багато потенційних нових методів лікування епілепсії.

### 2.2.1 Глибока стимуляція головного мозку

Глибока стимуляція головного мозку, При глибокої стимуляції мозку хірурги впроваджують електроди в певну частину вашого мозку, як правило, ваш таламус. Електроди з'єднані з генератором, імплантованим в груди або черепом, який посилає електричні імпульси вашому мозку і може зменшити ваші судоми.

### 2.2.2 Реактивна нейростимуляція

Реактивна нейростимуляція, Імплантуються, подібні кардіостимуляторів пристрої, які допомагають запобігти напади, також знаходяться під слідством. Ці чутливі стимуляції або пристрої з замкнутим контуром аналізують мозкові характеристики, щоб виявляти судоми до того, як вони відбудуться, і доставити електричний заряд або ліки, щоб зупинити захоплення.

### 2.2.3 Мінімально інвазивна хірургія

Нові мінімально-інвазивні хірургічні методи, такі як лазерна абляція з магнітно-резонансною томографією, демонструють перспективи скорочення нападів з меншим ризиком, ніж традиційна хірургічна операція на відкритому мозку для епілепсії.

### 2.2.4 Стереотаксична лазерна абляція або радіохірургія

Стереотаксична лазерна абляція або радіохірургія як показано на рис 2.4, Для деяких типів епілепсії стереотаксическая лазерна абляція або стереотаксическая радіохірургія можуть забезпечити ефективне лікування людей, у яких відкрита процедура може бути дуже великий ризик. У цих процедурах лікарі направляють випромінювання в певну область мозку, викликаючи судоми, щоб зруйнувати цю тканину, щоб краще контролювати судоми.

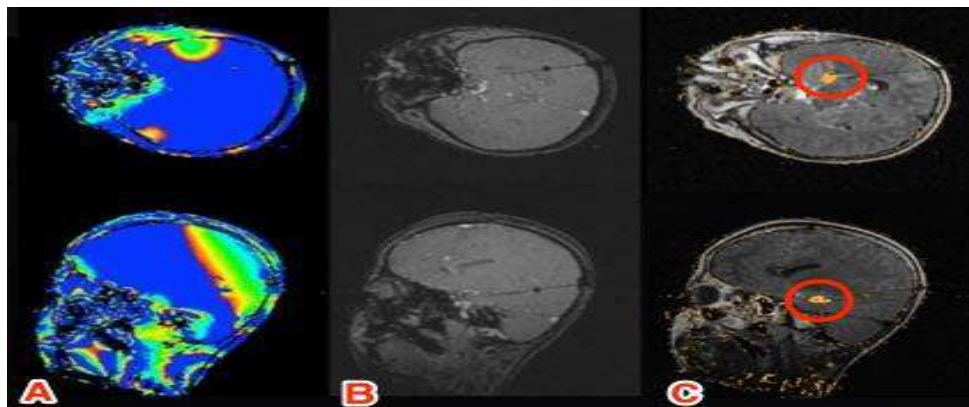


Рисунок 2.4 – Використання інвазивної хірургії з використанням МРТ-лазера

### 2.2.5 Пристрій для лікування блукаючих нервів

Пристрій для лікування блукаючих нервів (яке виробник LivaNova) як показано на рис 2.5, досягнуте стимуляцією нервів, запобігає судом, посилаючи регулярні мідні імпульси електричної енергії в мозок через блукаючий нерв (блукаючі нерви спарені, проте їх зазвичай називають в Єдиний. Це найдовший нерв вегетативної нервової системи в організмі людини), його іноді називають «кардіостимулятором для мозку», що імплантується під шкіру в скрині пристрій стимулятора, дріт з пристроєм рана навколо блукаючого нерва в шиї.

Пристрій складається з генератора розміру сірникової коробка, який імплантується під шкіру нижче ключиці пацієнта. Провідні дроти від генератора туннелюють до шиї пацієнта і обертаються навколо лівого блукаючого нерва в каротидній оболонці, де він подає електричні імпульси до нерву.

Імплантація пристрою зазвичай виконується як амбулаторна процедура. Процедура йде наступним чином: рана зроблена в верхньому лівому скрині, а генератор імплантується в маленький мішок на лівому скрині під ключицею. Друга рана зроблена на шиї, так що хірург може отримати доступ до блукаючому нерву. Потім хірург обгортає висновки навколо лівої гілки блукаючого нерва і з'єднує електроди з генератором.

Після успішної імплантації генератор посилає електричні імпульси в блукаючий нерв через регулярні проміжки часу. Лівий блукаючий нерв стимулюється, а не правий, тому що праве грає роль в серцевої функції, так що стимуляція його може мати негативні серцеві ефекти. Потім повинна бути встановлена «доза», що вводиться пристроєм, яка виконується за допомогою магнітної палички (якщо пацієнт знає, коли відбувається напад, можна протягнути магніт над генератором, щоб відправити додатковий імпульс стимуляції в мозок) відрегульовані параметри включають в себе струм, частоту, ширину імпульсу і робочий цикл.

Але все ж у такого обладнання багато проблем, процедура не виконується хірургом, який спеціально навчений для проведення процедури VNS Therapy. Будь-яка операція має певний тип ризику, такий як інфекція, і найбільш поширені побічні ефекти VNS Therapy включають тимчасові зміни в голосовий тон, кашель, лоскоче відчуття в горлі і задишку. Ці побічні ефекти зазвичай виникають під час нападів стимуляції, і пристрій не допомагає не пов'язане з електричною активністю в мозку і пацієнтом з астмою, проблемою дихання, апное уві сні і проблемами з серцем, багато проблем з дискомфортом в місці, де транспортний пристрій і технічні проблеми [15].

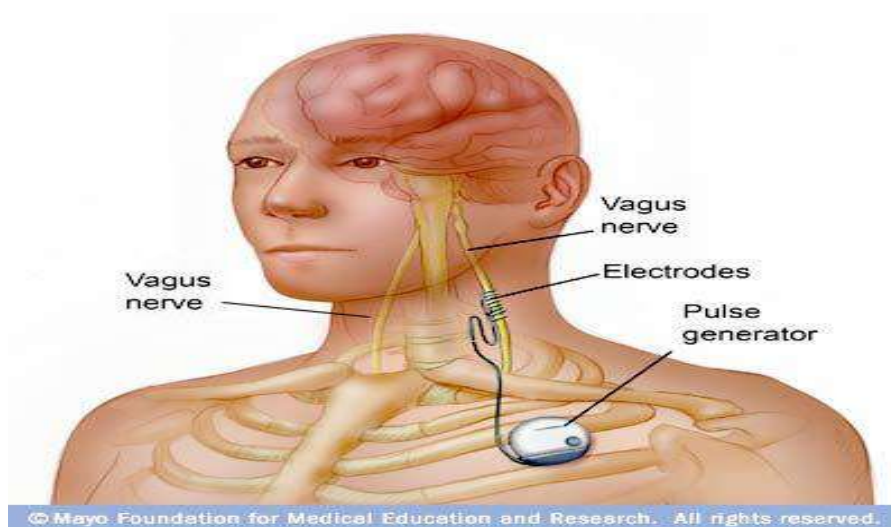


Рисунок 2.5 – Пристрій для блукаючих нервів

## 2.3 Обладнання для прогнозування

### 2.3.1 PulseGuard

PulseGuard™ як показано на рис 2.6 був розроблений для контролю частоти серцевих скорочень людини під час сну, реєстрації активності пульсу і попередження, якщо частота серцевих скорочень зростає / падає вище або нижче певного заздалегідь заданого рівня, щоб допомогти людям з

епілепсією, частота пульсу яких падає або збільшується під час захоплення. Це особливо важливо, якщо вони схильні до ризику мати приступ, коли вони сплять

Система PulseGuard™ складається з двох компонентів: датчика зносу на зап'ясті або щиколотки, який зв'язується через Bluetooth з планшетом PulseGuard™ (спеціально модифікований Apple iPad). Легкий датчик контролю серця можна зручно носити на зап'ясті або щиколотки і не заважати сплячому користувачеві. Датчик постійно контролює імпульс користувача і відправляє дані на планшет PulseGuard™, який знаходиться в одній кімнаті. Планшет обробляє цей постійний потік даних і підніме оповіщення, якщо частота пульсу користувача виходить за межі звичайних параметрів, які можуть бути індивідуально запрограмовані.



Рисунок 2.6 – Пристрій PulseGuard™

### 2.3.2 Планшет PulseGuard.

Планшет PulseGuard™ як показано на рис 2.7 зберігає всі дані, які можуть бути проаналізовані або відправлені фахівця в галузі охорони здоров'я, якщо це необхідно. PulseGuard™ підходить для будь-якого віку, навіть маленьких дітей і немовлят у віці 5 місяців. [17].

SmartWatch - це детектор руху і попереджувальний наручний годинник. Він постійно контролює руху і миттєво сповіщає призначених контактів текстовими і телефонними попередженнями при повторному виявленні нерегулярного тремтіння. Він також записує час, тривалість і місце розташування цих моделей руху. Користувачі і особи, які здійснюють догляд, можуть безпечно отримувати і завантажувати звіти про діяльність

SmartWatch працює з використанням запатентованої мініатюрної технології і складних алгоритмів для аналізу активності поза того, що вона вважає «нормальним спектром».

SmartWatch працює спільно з телефоном Android. У користувачів SmartWatch повинен бути телефон Android з планом даних в межах 15 футів. Коли SmartWatch виявляє надмірну і повторюється рух, він бездротово сигналізує Android-телефон користувача, який потім відправляє текстове і телефонне сповіщення про призначені контактах.

Монітор Smart Activity для фізичних осіб (SAMi™). SAMi (Smart Activity Monitor для фізичних осіб) - це система моніторингу активності сну, яка записує відео і аудіо сплячої людини. Ця система також аналізує відео для фізичної активності, яка зазвичай виникає під час тоніко-клонічні (grand mal) захоплення. Коли виявлено ненормальне рух, він відправляє сигнал тривоги на iPhone або iPod Touch через бездротову мережу

Монітор активності сну SAMi складається з бездротової відеокамери з інфрачервоними світлодіодними освітлювачами і додатки (додатки), яке працює на iPhone або iPod Touch. SAMi доступний з виділенням маршрутизатором Wi-Fi або без нього.

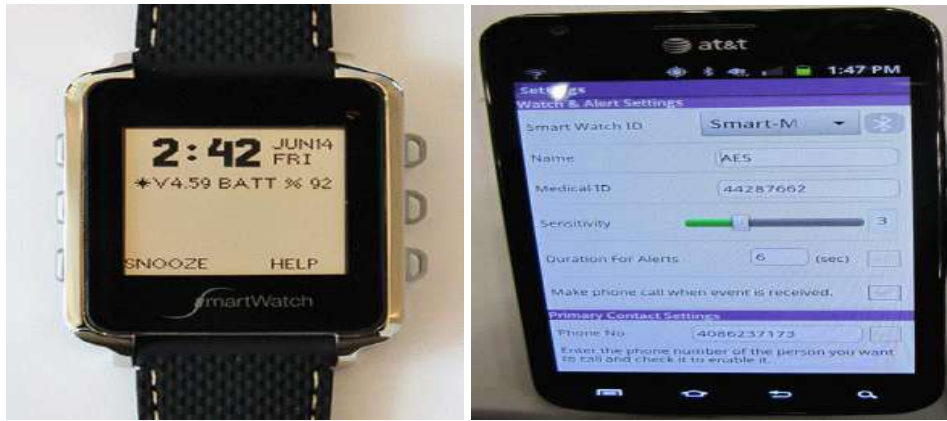


Рисунок 2.7 – SmartWatch

### 2.3.3 Інтелектуальний монітор активності для фізичних осіб (SAMi™)

Додаток SAMi - це настраюється програма як показано на Рис 2.8, яка шукає і аналізує живу відеоінформацію для «кваліфікованих» подій. Якщо відбувається подія, яка відповідає їх параметрами виявлення, на iPhone або iPod Touch звучить сигнал тривоги, і відображається живе відео і аудіо.

Додаток SAMi використовує складні методи виявлення руху. Він використовує тимчасову і просторову фільтрацію для підвищення чутливості і зменшення помилкових тривог для подій, які пов'язані із захопленням - це включає типовий кидок і поворот під час сну.

Записи та час подій зберігаються на пристрої для перегляду. Ця інформація може бути завантажена на комп'ютер. [18]



Рисунок 2.8 – Монітор Smart Activity

#### 2.3.4 Системи виявлення судом

Якщо ви хочете, щоб людина з епілепсією добре спала вночі як показано на Рис 2.9, є система виявлення судом, яка призначена для ліжок. Посилка проста: спеціальний датчик поміщається під простирadlo, яка виявляє вібрацію, сигналізуючи про сильному струшуванні.

Монітор скорочення м'язів попереджається, коли м'язовий ривок триває більше 10 секунд, повідомляючи про близьких опікунів. Тривога епілепсії MedPage пропонує регульовані чутливість, щоб уникнути помилкових тривог, коли пацієнти знову позиціонують себе на матраці. [19]

Епілептичний детектор зап'ястя. У нашому проекті використовується переносний медичний пристрій з системою сигналізації для виявлення і порятунку епілептичних нападів, як і екран попередження про тривогу, щоб дати свідку або пацієнту сім'ю навколо інструкцій пацієнта, щоб допомогти йому зробити першу допомогу пацієнтові



Рисунок 2.9 – Система виявлення судом

Залежно від симптомів епілепсії, яка включає раптові коливання частоти серцевих скорочень (HR), мимовільні м'язові руху (судоми) і

зменшення O<sub>2</sub> в м'язах під час скорочення, система може виявити виникнення захоплення, використовуючи три сигнали від тіла пацієнта (Чутливі біометричні сигнали), це сигнал серцевого ритму, концентрація SPO<sub>2</sub> під час захоплення і прискорення тіла.

При пошуку за все обладнання, яке існує в області обладнання для лікування епілепсії, більша частина обладнання вирішує або фокусується на одному симптом епілепсії і не враховує інші можливості симптомів, як показано на натаблиці нижче Таб 2.1, оскільки вона залежить від фактора від трьох основних чинників, які збільшити можливості помилок

Ці чинники - раптові коливання частоти серцевих скорочень (HR), мимовільні м'язові руху (судоми) і зменшення O<sub>2</sub> в м'язах під час скорочення

Таблиця 2.1 – Порівняння обладнання, доступного на ринку

Симптоми і особливості	Апаратура				
	Pulse Guard™	Smart Watch	(SAMi™)	Bed Seizure	Epilepsy wrist
Детектор серцевого ритму	+	+	-	-	+
Детектор мимовільних м'язових рухів	-	-	+	+	+
Детектор концентрації O <sub>2</sub> в крові	-	-	-	-	+
Збереження інформації	-	+	+	+	+
Попереджувальний сигнал	+	+	+	+	+
Зручність використання	+	+	-	-	+

## Висновок

Зараз на ринку є багато обладнання, яке використовуються для прогнозування симптомів епілепсії та виробляється різними компаніями за різними методами. Однак це обладнання вирішує або зосереджується на

одному-двох симптомах епілепсії та не враховує інших можливостей інших симптомів. Портативний медичний пристрій з системою тривоги дозволяє виявити та зберегти дані про епілептичні випадки, як сигнал тривоги, щоб дати сім'ї пацієнта час, щоб допомогти йому, особливо, коли пацієнт один або пацієнти ще дитина.

### 3 РОЗРОБКА СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ БІОТЕХНІЧНОЇ СИСТЕМИ ПРОГНОЗУВАННЯ ЕПІЛЕПТИЧНИХ НАПАДІВ

Враховуючи результати проведеного аналітичного огляду для прогнозування епілептичних нападів була розроблена біотехнічна система, структурна схема якої наведена у додатку Г, а схема взаємодії основних модулів на рис 3.1, яка включає: 1 – пацієнт; 2 – акселерометр; 3 – плетизмографічний сенсор; 4 – оксиметр; 5 – модуль обробки інформації; 6 – модуль аналізу даних; 7 – модуль збереження даних; 8 – модуль дистанційного зв'язку(звуковий сигнал); 9 – модуль відображення даних/

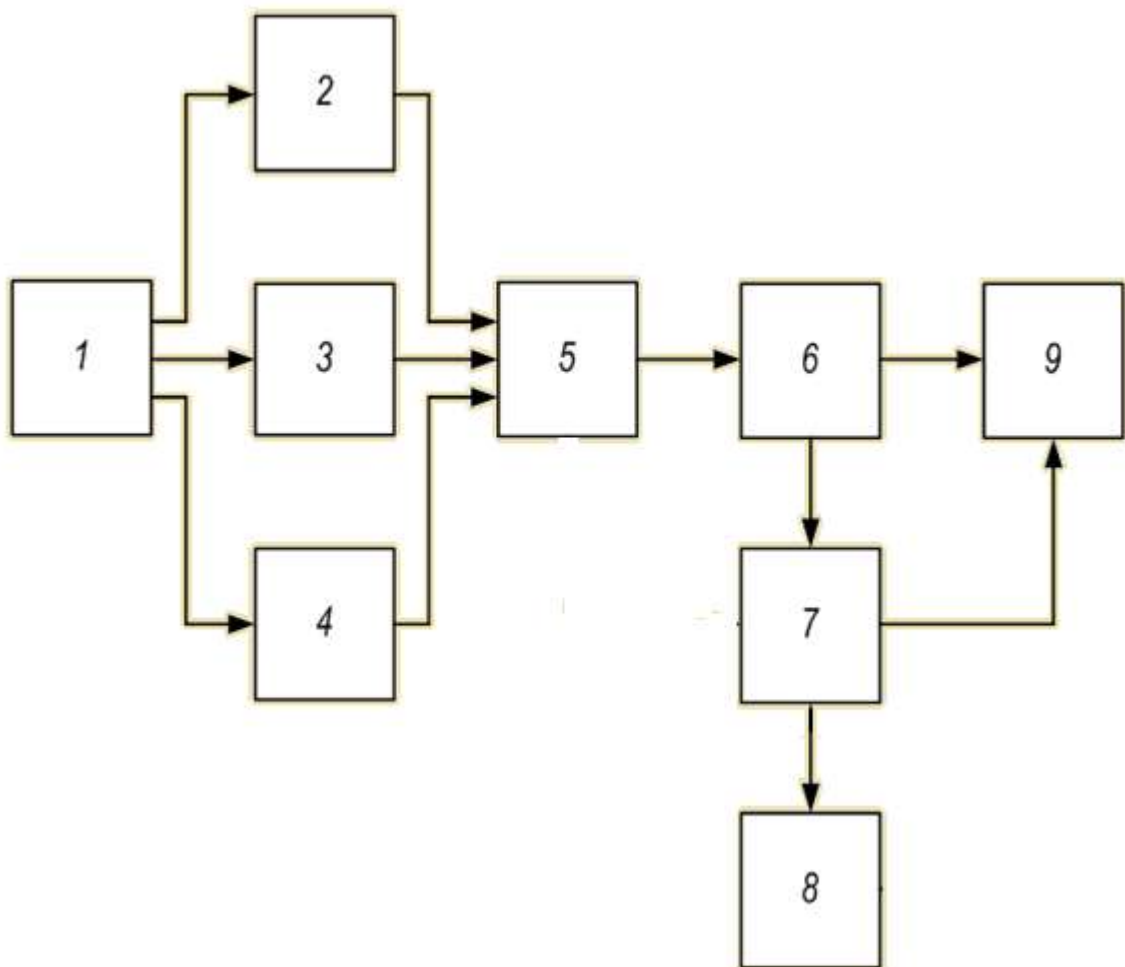


Рисунок 3.1 – Структурна схема біотехнічної системи прогнозування епілептичних нападів

М'язовий спазм - один із поширених симптомів епілепсії, що означає мимовільні рухи м'язів. Прийоми сприймаються за допомогою (електромеханічного датчика).

### 3.1 Резистивний давач тиску (FSR)

Цей FSR змінюватиметься як показано на Рис 3.2, коли опір залежить від того, який тиск чиниться в області зондування. Чим більше сила, тим менший опір. У випадках, коли немає дискомфорту, навіть якщо застосовувати його до FSR, його опір буде більшим, ніж 1 Мега Ом. Цей FSR може відчувати силу, застосовану в будь-якому місці в межах 100 г-10 кг.

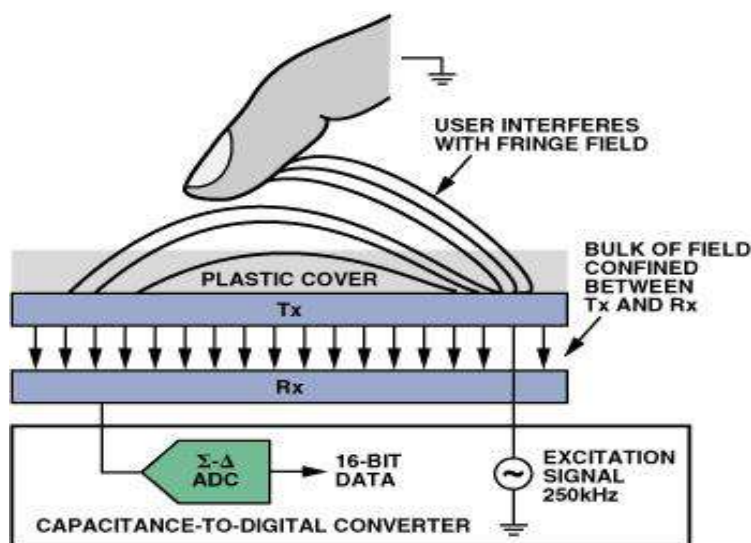


Рисунок 3.2 – резистивний давач тиску (FSR)

Два контакти простягаються від нижньої частини датчика з кроком 0,1", що робить його дошкою. На іншому кінці області виявлення є гачок для лущення та петля з тієї ж сторони з гумою. Для монтажу FSR.

Ці датчики прості в установці та чудові для вимірювання тиску, але вони не неймовірно точні. Використовуйте їх, щоб відчувати їх контрактом, але ви, можливо, не захочете використовувати його як масштаб.

це в основному резистор, який змінює своє резистивне значення (в омах) залежно від того, наскільки він тиснений.

FSR складається з 2 шарів, розділених прокладкою. чим більше тиск, тим більше цих точок активного елемента проникає у напівпровідник, що зменшує опір.

запропонуйте підключити його до резистора 1 Ом, щоб ви могли виявити напругу, щоб ви могли обчислити його опір.

Цей резистор є найважливішою частиною ланцюга, оскільки він буде виявляти щоразу, коли тиск чинить тиск на плоску область датчика. У цьому підручнику я використовую манометр (Flexiforce), але є безліч альтернатив, включаючи створення власного. Коли на датчик мало тиску, то опір буде майже нескінченним. Після того, як ви натиснете деякий тиск, опір падає. Він знизиться до трохи менше 25 К Ом, коли сильний тиск застосовується.

Це те, що буде використовувати

Існує кілька різних принципів, на яких може бути побудований аналоговий акселерометр. Два дуже поширених типів використовують ємнісний сенсор і п'єзоелектричний ефект, щоб відчувати зміщення маси доказів пропорційно застосованому прискоренню, і ми можемо використовувати будь-який тип у нашому проекті.

Акселерометри, що впроваджують ємнісний датчик вихідної напруги, залежать від відстані між двома площинними поверхнями. Одна або обидва ці "плити" заряджені електричним струмом. Зміна розриву між пластинами змінює електричну ємність системи, яка може вимірюватися як вихідна напруга. Цей метод зондування відомий своєю високою точністю і стійкістю. Ємнісні акселерометри також менш схильні до шуму та варіації з температурою, зазвичай розсіюють меншу потужність і можуть мати більшу смугу пропускання через внутрішню схему зворотного зв'язку як показано на рис. 3.3.

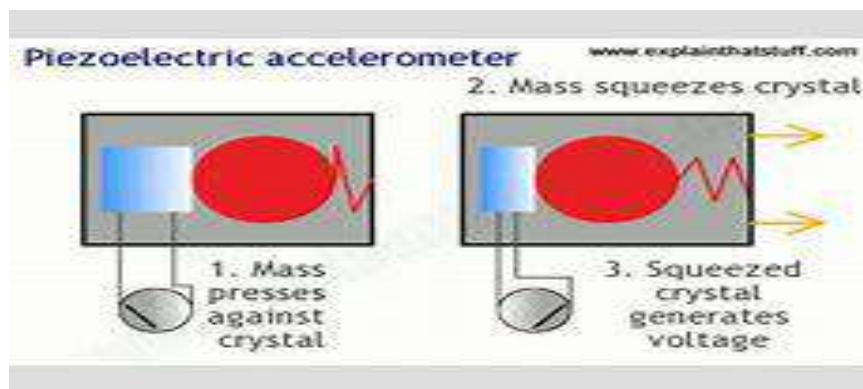


Рисунок 3.3 – Сила Чутливий

Датчик визначає кількість зміни вихідного сигналу для певної зміни прискорення. діапазон акселерометр між найменшим прискорення виявлення і найбільшим до вихідного сигналу може бути досягнуте, зтягніть або не зтягніть до руки кисті.

Принцип дії п'єзоелектричних перетворювачів оснований на використанні прямого або зворотного п'єзоелектричних ефектів. Суть прямого п'єзоелектричного ефекту полягає в поляризації певного класу діелектриків, названих п'єзоелектриками, при механічних напруженнях в їх кристалах. Зворотний п'єзо ефект проявляється в деформації п'єзоелектрика в електричному полі.

П'єзоелектричні перетворювачі застосовуються в якості перетворювачів сил, тиску, прискорень, у яких використовується прямий п'єзо ефект. В останній час широко застосовуються також так звані п'єзорезонансні перетворювачі, тобто перетворювачі, в яких одночасно використовується прямий та зворотній п'єзо ефект, спільний прояв яких при максимальному коефіцієнті перетворення енергії з одного виду в інший спостерігається при резонансній частоті. П'єзорезонатор є двополюсником, виконаним у вигляді конденсатора на рис. 2.3, між обкладками якого розміщений п'єзоелектрик. Прикладена до п'єзоелектрика змінна напруга викликає деформацію та механічне напруження в елементі, котрі дають

зворотню реакцію у вигляді поляризації, тобто появи зарядів на електродах. По мірі наближення частоти збуджувальної напруги до резонансної напруга механічних коливань різко збільшується, внаслідок чого різко збільшується і амплітуда коливань заряду, а отже різко зростає складова змінного струму, яка викликає деформацію п'єзоелемента. Принцип роботи п'єзорезонансних перетворювачів оснований на використанні залежності резонансної частоти п'єзорезонатора від значення вимірюваної величини.

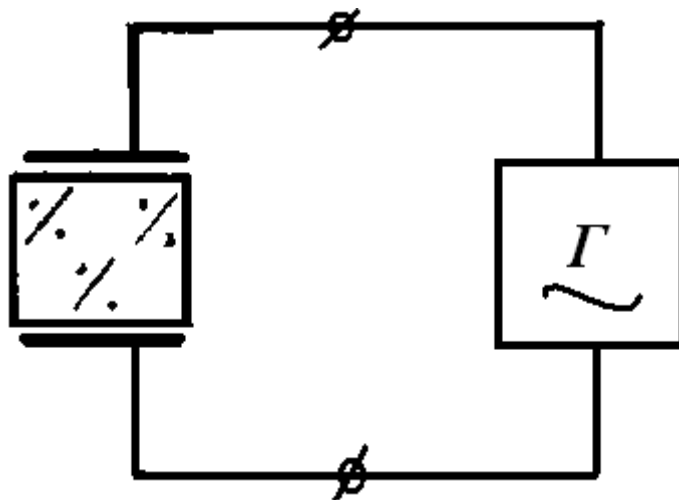


Рисунок 3.3 – Кристал кварцу

### 3.2 Аналітика пульсоксиметрії

Пульсоксиметрія працює на принципах світлового пропускання / поглинання; тому ми потребуємо емітера фотосинтетика (світлодіодні схеми), щоб випромінювати світло через цікаву область (пальці, зап'ястя) та фотоприймач (фототранзистор / фотодіод / LDR), щоб перетворити це передане падаюче світло в електричний сигнал як показано на рис 3.4.

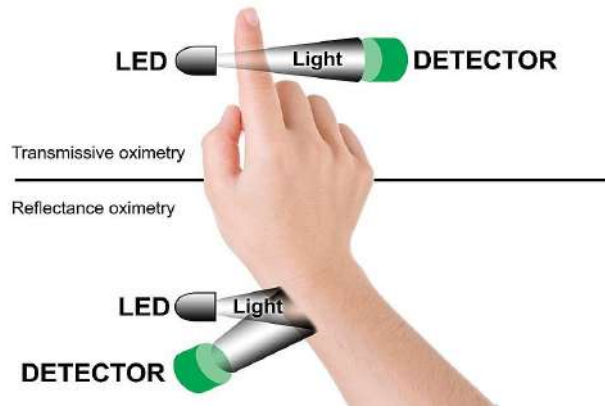


Рисунок 3.4 – Принцип роботи оксиметра

Однак, оскільки ми прагнемо працювати з напругою, а не струму, нам доведеться перетворити цей струм у відповідну напругу. Це легко можна досягти через перетворювач струму на напругу. Цей проект може дати нам вихідний сигнал, який відповідає пульсуючому сигналу, який ми можемо використати для отримання відображення насичення кисню.

Структурна схема імпульсного оксиметра наведена на рис 3.5.

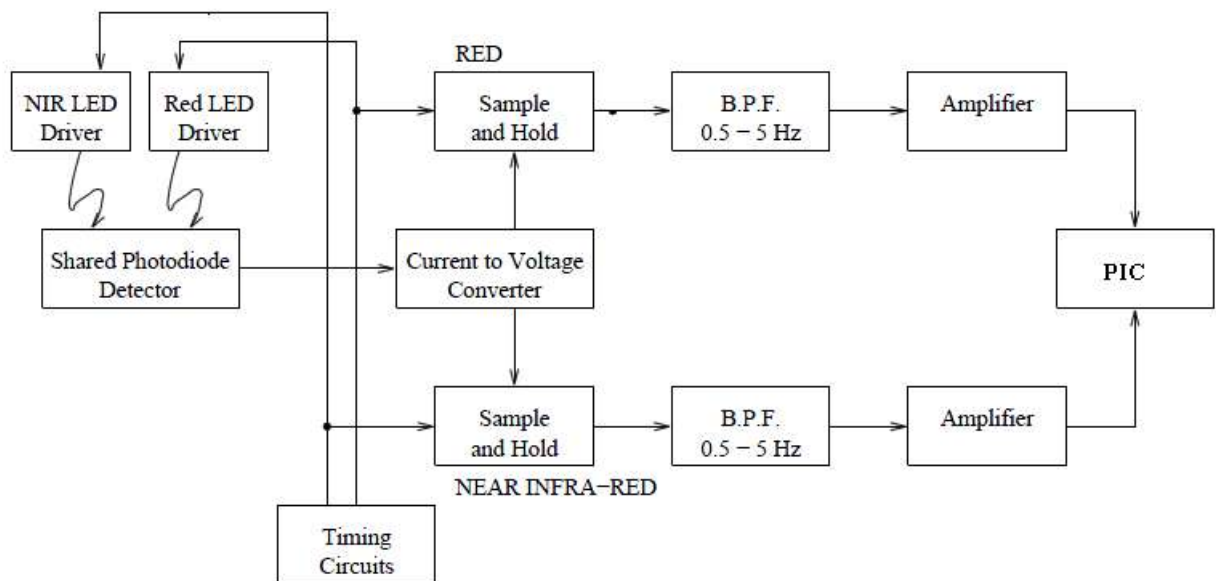


Рисунок 3.5 – Початкова блок-схема імпульсного оксиметра

Коефіцієнти поглинання вимірюються за допомогою двох довжин хвиль 660 нм (спектри червоного світла) та 940 нм (спектри інфрачервоного випромінювання). Деоксигенирований і окислений гемоглобін поглинає різні довжини хвиль. Деоксигенований гемоглобін (Hb) має більш високу абсорбцію при 660 нм, а окислюваний гемоглобін (HbO<sub>2</sub>) має більший поглинання при 940 нм. [11]

### 3.2.1 Фотодетектор

Наступна схема описує фотодетектор і струм-перетворювач напруги, який бере участь у виявленні пропущеного світла через тіло (пальці або зап'ясті) та перетворення цього струму в напругу (зверніть увагу, що для кожної червоної буде дві з цих ланцюгів). Світлодіод та інфрачервоний індикатор). Падаюче світло, що проходить через палець, вражає фотодіод, що викликає струм

### 3.1.2 Диференціальний підсилювач

Після цього етапу ми вставляємо цей вихід з дільником напруги на диференціальний підсилювач, щоб видалити загальний шум, як зазначено нижче. Диференціальний підсилювач — електронний підсилювач з двома входами, вихідний сигнал якого пропорційний різниці вхідних напруг. Застосовується у випадках, коли необхідно підсилити різницю напруг на тлі значної синфазної складової.

Вихідний сигнал диференціального підсилювача може бути як однофазним, так і диференційним. Це визначається схемотехнікою вихідного каскаду.

Транзистори диференціального підсилювача можуть бути біполярними, польовими або балістичними. Найбільш високочастотними (ТГц діапазон) є диференціальні підсилювачі на інтегральній парі балістичних транзисторів

### 3.1.3 Фільтр смугового пропускання

Виходи цієї схеми потім фільтруються фільтром смугового пропускання (з частотами відсіку 0,5 Гц і 5 Гц), щоб видалити в першу чергу компонент постійного струму, а також високочастотний шум і шум, що надходить від дихання "рух артефакт".

### 3.2.4 Ампліфікація

Таким чином, отримані сигнали синхронно синхронної інформації в сигналах, а потім вони підсилюються, перш ніж вони перетворюються в цифровий формат для подальшого аналізу за допомогою, метою етапу підсилення є посилення сигналів, тому що ми виявили сигнал невеликий.

Ця схема використовується для отримання прямокутної хвилі (період вимкнення та вимкнення). Я використовую цю схему з двох причин: перша, якщо ми хочемо зробити нашу схему малим і використовувати єдиний фотодетектор (Shared LDR), який відповідає за дві світлової довжини хвилі (червоний та NIR LED), але якщо ми не використовуємо спільну фотодетекторі ми все ще маємо проблему, яка, можливо, є першою LDR, що впливає на світло, надходить з 2-го етапу і дає нам помилкове читання насичення кисню в крові. Потім ми з'єднали пульсоксиметр з блок-схемою системи, як показано нижче

## 3.3 Аналітика серцебиття

Пульсоксиметрія вимірює серцевий ритм, відчуючи різницю в поглинанні інфрачервоного випромінювання крові при систолічній та діастолічній активності серця. Обсяг крові, що протікає через артерії, коливається під час кожного серцебиття. Отже, якщо на нього потрапляє інфрачервоне випромінювання, поглинання ІЧ також коливається залежно

від серцевого биття. Ці варіації відчуюються за допомогою фотодетектора для визначення серцебиття.

Наступна схема описує фотодетектор і струм-перетворювач напруги, який бере участь у виявленні пропущеного світла через тіло (пальці або зап'ясті) та перетворення цього струму в напругу (зверніть увагу, що для кожної червоної буде дві з цих ланцюгів) Світлодіод та інфрачервоний індикатор) Падаюче світло, що проходить через палець, вражає фотодіод, що викликає струм.

Після цього етапу ми впроваджуємо цей вихід з дільником напруги на диференціальний підсилювач, щоб видалити загальний шум, як зазначено нижче:

Таким чином, отримані сигнали синхронно синхронної інформації в формах сигналу, і вони потім посилюються, перш ніж вони перетворюються в цифровий формат для подальшого аналізу Мікропроцесором. Стадія підсилення представлена як показано на рис 3.6.

Метою стадії підсилення є посилення сигналів, оскільки сигнал, який ми виявили, невеликий. Це досягається за допомогою неінвертованого підсилювача з комбінацією резистора 1МкОм та резистора 3,3 кОм. Це дає нам прирост приблизно 300х посилення. [12]

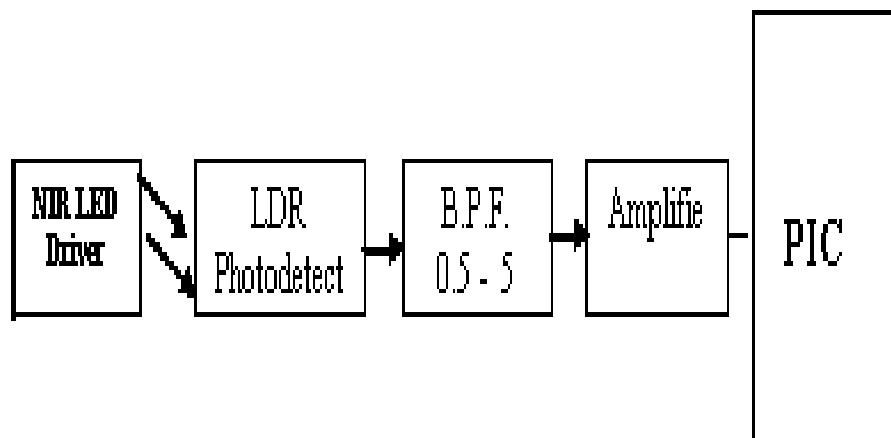


Рисунок 3.6 – Структурна схема плетизмографа.

Ми просто використовуємо одну частину пульс-оксиметрії та підраховуємо кількість імпульсів протягом однієї хвилини, це значення буде значення серцевого ритму.

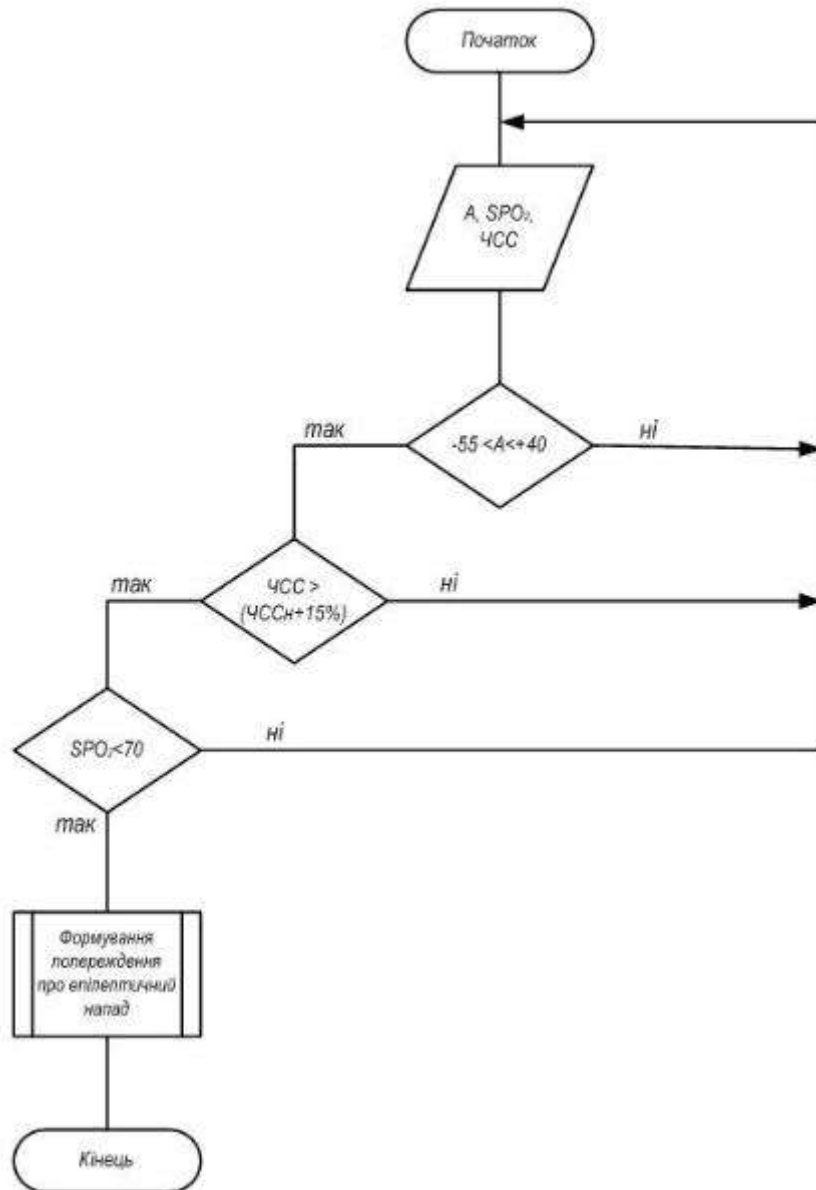


Рисунок 3.7 – Прогнозування епілептичних нападів.

### Схема програми

Модуль аналітичної обробки інформації як показано на рис. 3.7.

Ми будемо використовувати те ж саме для модуля обробки інформації, ввівши інформацію з трьох вхідних сигналів; сигнал датчика тиску, сигнал

імпульсного оксиметра та сигнал плетизмографії до модуля обробки інформації.

Оскільки ці сигнали щоразу мають різну форму, розмір та об'єм, модуль обробки інформації повинен сортувати ці сигнали та перетворювати сигнали з аналогових у цифрові, а потім надсилати їх у модуль аналізу даних.

аналізу даних

— Складання даних: Сирі дані, зібрані в декількох різних форматах з декількох різних датчиків, повинні бути перетворені у форму, відповідну для інструментів аналізу.

— Аналіз даних: це крок, коли кожен сигнал від кожного датчика обмежений певним значенням.

Коли була запущена епілепсія, спостерігається збільшення частоти серцевих скорочень, ніж нормальний діапазон на 10-20 ударів / хв, тоді відбулося задане значення, і датчик тиску повинен опустити опір нижче 25 к Ом (сила, що застосовується до сили килимок опору через скорочення м'язів), тоді як датчик оксиметрії, який вимірює насичення кисню всередині крові, повинен бути менше 70 мм.

Оскільки епілепсія непередбачувана, то наша система працює постійно, не зупиняючись, виявляючи, що можуть виникнути судоми.

— Висновки та складання прогнозів: на цьому етапі, після аналізу даних усіх датчиків, можна зробити висновки з даних та зробити відповідні прогнози, коли всі дані в межах діапазону симптомів епілепсії. то ці висновки та прогнози надсилаються на звуковий сигнал тривоги та екрану.

Висновок

У цій главі ми пропонуємо розробити дизайн моделі.

1. Виявлення симптомів епілепсії складається з трьох датчиків, які включають чутливий датчик, плетизмографічний датчик, оксиметровий датчик. Кожна відповідь датчика справляється з одним симптомом.
2. Оброблена інформація даних збирається від кожного датчика, оскільки дані мають різну форму і розмір, щоб зробити їх читабельною і в однаковій формі перетворювати сигнали з аналогових в цифрові
3. Модуль аналізує дані, сортує сигнали та порівнює із заданим значенням та приймає рішення про те, чи направити їх на модуль зберігання даних або модуль звукової сигналізації, якщо сигнал знаходиться в діапазоні випадків епілепсії або ігнорує його.

## 4 ВЗАЄМОДІЯ МІЖ АНАЛІТИЧНИМ МОДУЛЕМ БІОТЕХНІЧНОЇ СИСТЕМИ ПРОГНОЗУВАННЯ ЕПІЛЕПТИЧНИХ НАПАДІВ ТА ОРГАНАМИ ЛЮДИНИ

### 4.1 Використання сенсора-акселерометра для виявлення скорочення скелетних м'язів

При епілептичному нападі через неконтрольовану діяльність мозку та стимуляцію нервової системи електричними імпульсами, переданими нервами, мотонейрони (моторні нерви), поширюються скорочення до інших м'язових клітин, з якими вони стикаються на рис. 4.1. Весь скелетний м'яз і багато скорочень гладкої мускулатури полегшують нейромедіаторний ацетилхолін.

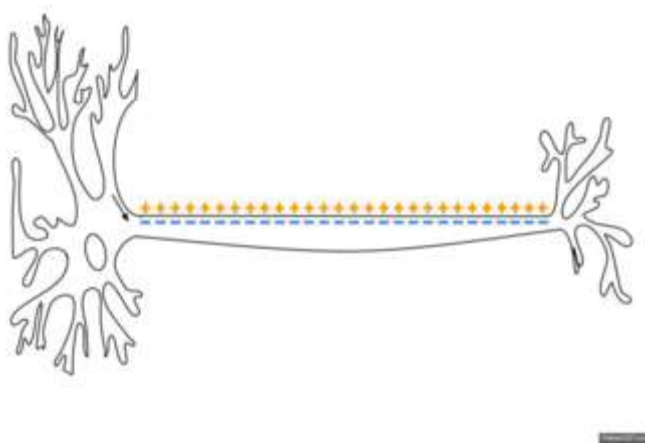


Рисунок 4.1 – Стимуляція електричними імпульсами

Більшість клітин у вищих організмах підтримують внутрішнє середовище, яке є негативно зарядженою відносно зовнішньої клітини. Ця різниця заряду називається мембранним потенціалом клітини. У процесі деполяризації негативний внутрішній заряд клітини тимчасово стає більш позитивним (менш негативним). Цей зсув від негативного до більш позитивного мембранного потенціалу відбувається протягом кількох

процесів, включаючи потенціал дії. Під час дії потенціалу збільшується напруга (від  $-55\text{ mV}$  до  $+40\text{ mV}$ ), деполяризація настільки велика, що різниця потенціалів у клітинній мембрані коротко повертає полярність, при цьому всередині клітини стає позитивно заряджений на рис. 4.2.

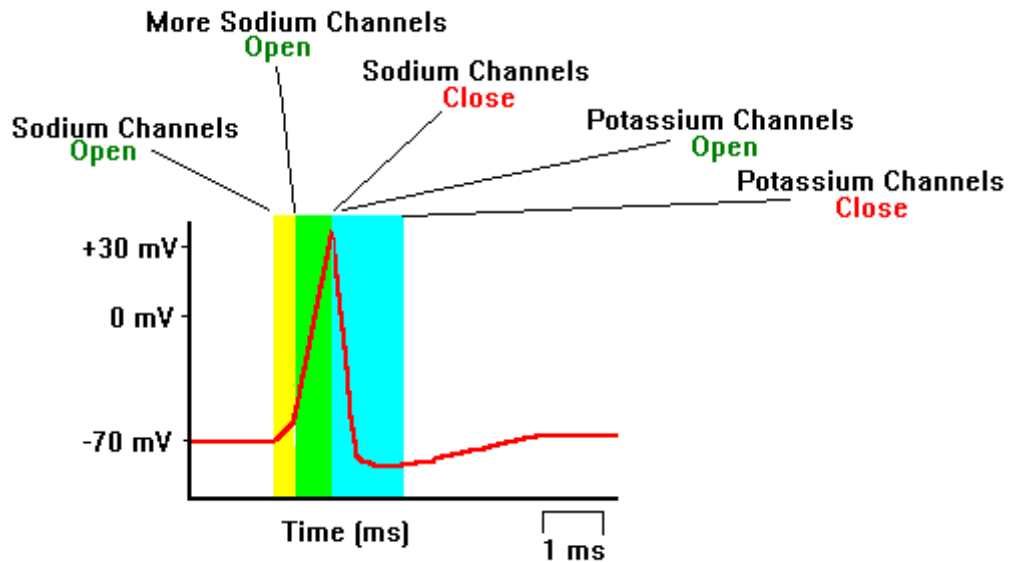


Рисунок 4.2 – Мембранний потенціал

Це змусить м'язову систему рухати цими рухами, що завгодно - від швидкого, потрійного скорочення обличчя до тривалого струсу та спазмів рис. 4.3.

Ці рухи можуть відбуватися в будь-якій частині тіла, включаючи шию, обличчя та кінцівки, викликаючи скорочення м'язів або довжини, або напруги, що змінюють розмір м'язів, ці скорочення можуть бути розцінені детектором прискорення як вібрація або удар (шок) як показано на рис. 4.4. робить рух невеликої маси доказів, вдавнених на поверхні кремнію інтегральної ланцюга в чутливому резисторі розвивається сила, яка витісняє масу або скребок. Пластини вказують пропускну здатність, пов'язану з різними реалізаціями чутливого резистору як пристрою введення.

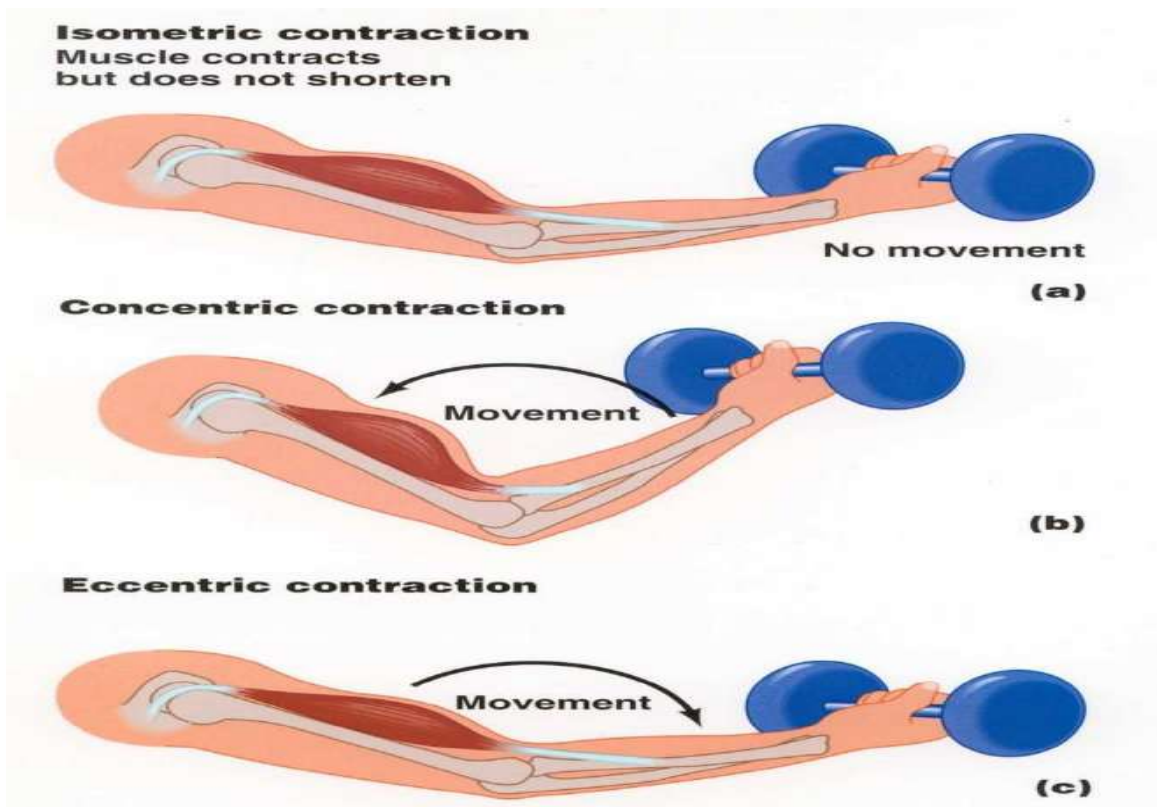


Рисунок 4.3 – Типи м'язових скорочень

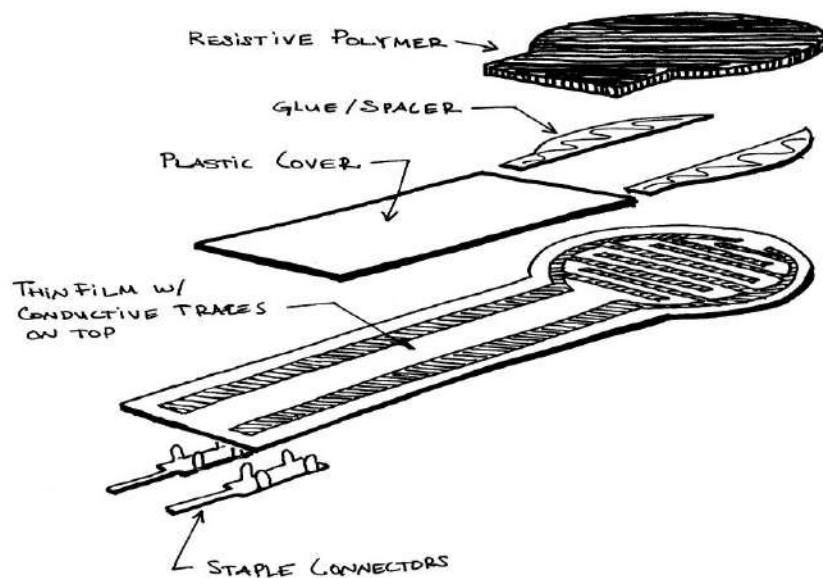


Рисунок 4.4 – Акселерометр з ємнісним датчиком

Коли м'язове скорочення збільшується, розмір м'язів збільшується, що призводить до виявлення цих змін чутливим резистором, змінюючи відстань

між двома ділянками поверхні на рис. 4.5. Потім зміна електричної потужності системи, яка може бути виміряна як вихідна напруга, коли струм проходить через резистор, а потім передає його на ПОС, розцінює це як симптом захоплення. [13]

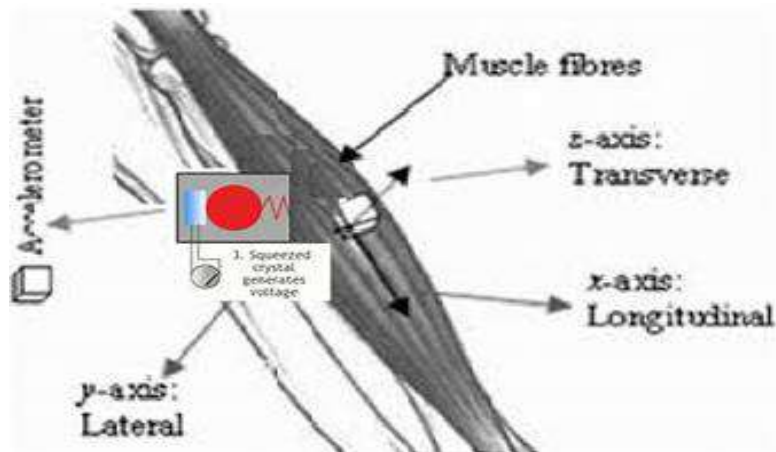


Рисунок 4.5 – Ефект скорочення м'язів до датчика прискорення

4.2 Використання пульсоксиметра для виявлення концентрації кисню всередині крові

Нормальна концентрація артеріального кисню складає приблизно 75-100 міліметрів ртуті (мм рт. ст.). Значення нижче 60 мм рт. ст. зазвичай вказують на необхідність додаткового кисню.

Кисень, який несе гемоглобін, для реакцій оксигенації та дезоксигенації крові, це процес, який відбувається з кожним подихом.

Коли хтось вдихає повітря з атмосфери, близько 20% того, що вони дихають, це кисень. Багате киснем повітря рухається вниз до легенів, де воно обмінюється через мембрану в гемоглобін нижчим рівнем кисню. Оксигенований гемоглобін тече через артеріальну систему до серця, де він поширюється по всьому тілу до тканин. У тканинах кисень вичерпається, а побічний продукт або відходи, двоокис вуглецю, потім переносяться через венозну систему, через серце, а потім назад у легені, де двоокис вуглецю

може бути викинутий з організму видих на рис. 4.6. Цей процес відбувається з кожним подихом.

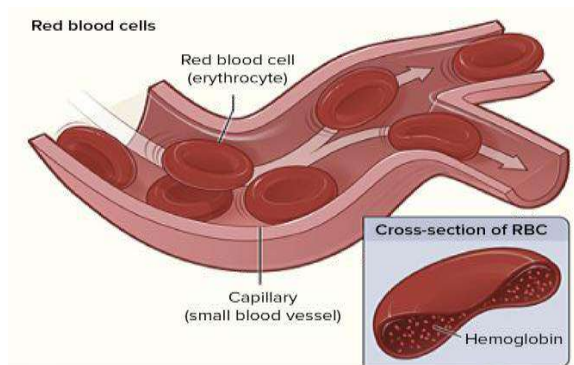


Рисунок 4.6 – Гемоглобін у крові

Ці дані можна отримати, відправляючи два промені різної довжини хвилі світла використовуються для вимірювання фактичної різниці в спектрах поглинання  $\text{HbO}_2$  та  $\text{Hb}$ . На кровоточивість впливає концентрація  $\text{HbO}_2$  і  $\text{Hb}$ . Це можна отримати, виходячи з закону про поглинання Ламберта-Біра, і похідна пульс-оксиметрія. Характер сигналів, виміряних за допомогою пульс-оксиметрії, тобто фотоплетизмограм, також описаний і пов'язаний з різними станами серцево-судинної системи як показано на рис. 4.7.

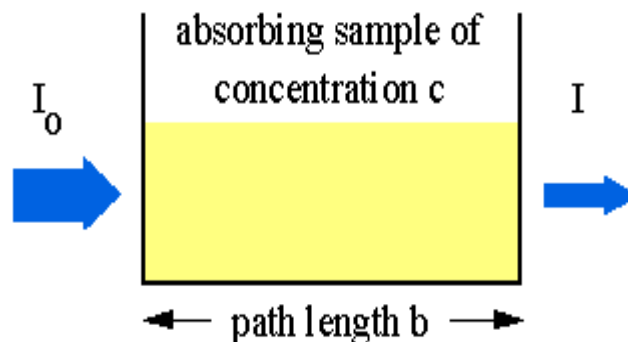


Рисунок 4.7 – Закон про поглинання Ламберта-Бера

Пульсоксиметрія – це метод неінвазивних вимірювань двох важливих величин для опису медичного та фізичного стану людини: насиченість кисню в крові та швидкість серцебиття.

Коефіцієнти поглинання вимірюються за допомогою двох довжин хвиль 660 нм (спектри червоного світла) та 940 нм (спектри інфрачервоного випромінювання). Деоксигенований і окислений гемоглобін поглинає різні довжини хвиль. Деоксигенований гемоглобін (Hb) має більш високу абсорбцію при 660 нм, а окислюваний гемоглобін (HbO<sub>2</sub>) має більш високий поглинання при 940 нм як показано на рис 3.8.

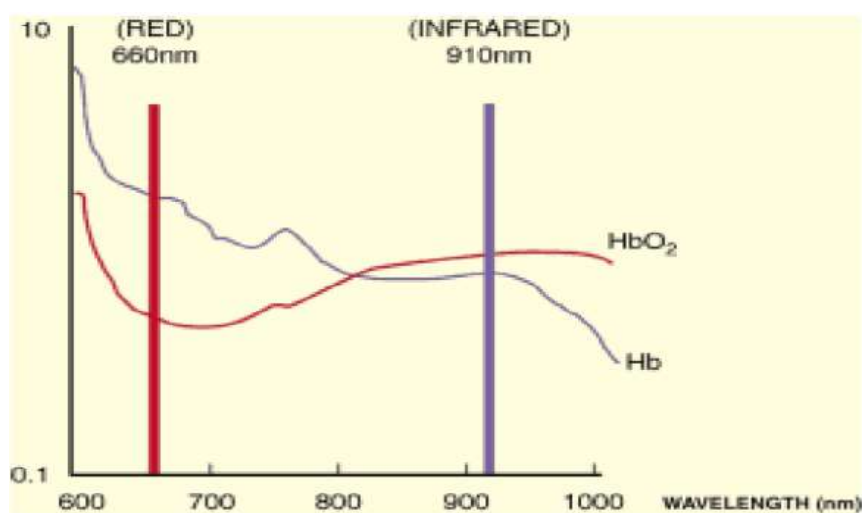


Рисунок 4.8 – Рівні поглинання окисненої та деоксигенованої крові на різних довжинах хвиль.

Тому нам потрібен фотоелітер (світлодіодні схеми), щоб випромінювати світло через цікаву область (пальці, зап'ястя) та фотоприймач (фототранзистор / фотодіод / LDR) для перетворення цього переданого падаючого світла в електричний сигнал. Однак як показано на рис. 4.9, оскільки ми прагнемо працювати з напругою, а не струму, нам доведеться перетворити цей струм у відповідну напругу. Це легко можна досягти через перетворювач струму на напругу. Цей проект може дати нам вихідний

сигнал, який відповідає пульсуючому сигналу, який ми можемо використати для отримання відображення насичення кисню.

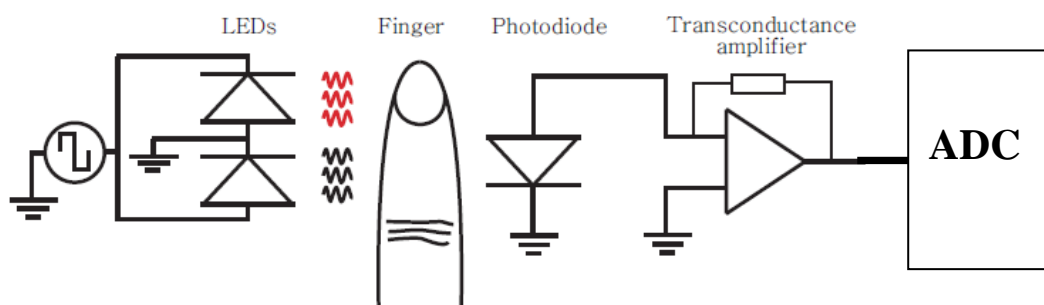


Рисунок 4.9 – Принцип дії пульсоксиметра

#### 4.3 Використання пульсоксиметра для виявлення частоти серцевих скорочень

При прийомі епілепсії аномальна електрична активність в серці пов'язана з періодами низького рівня кисню під час епілептичних нападів, згідно з новими висновками, представленими на щорічній нараді Американської неврологічної асоціації. [14]

Вони зосередили увагу на інтервалі QT - час, який потрібно для того, щоб шлуночки серця б'ють і підготуватися до електричного імпульсу для наступного удару, процес, який зазвичай займає лише пів секунди. що призводить до ще однієї проблеми легенів

Сучасні медико-фізіологічні дослідження не змогли знайти точного порога O<sub>2</sub>, який може викликати напади у схильних осіб. Отже, коли виник епілептичний напад, початок читання регулярно знижується менше 75, в іншому терміні - насичення киснем, міра якого кількість кисню, розчиненого у крові, менша, ми вважаємо, що це джерело епілепсії залежить від історії хвороби дихання сенсор пацієнта означає, що значення зменшуються з часом, і перенесення в ПК справляється з ним як симптом приступу

Оксигенація та дезоксигенація крові - процес, який рідко розглядається, але відбувається з кожним подихом. Коли хтось дихає повітря з атмосфери, близько 20% того, що вони дихають, це кисень. Потужний кисень повітря рухається вниз до легенів, де він обмінюється через мембрану в кисневий виснажений гемоглобін. Оксигенований гемоглобін тече через артеріальну систему до серця, де він поширюється по всьому тілу до тканин. У тканинах кисень вичерпається, а побічний продукт або відходи, двоокис вуглецю, потім переносяться через венозну систему, через серце, а потім назад у легені, де двоокис вуглецю може бути викинутий з організму видихання шляхом порівняння насичення кисню між артерією і венозною ми можемо виявити частоту серцевих скорочень. Цей процес відбувається з кожним захопленням людини.

Встановлено, що частота серцевих скорочень при початку епілептичного приступу різко збільшує HR, що контролюється автономною нервовою системою.

Епілептичні судоми впливають на цю систему складно. Зміни в HR може відбутися до або під час вилучення. експеримент виявив підвищення HR (тахікардія) щонайменше від 10 до 20 ударів / хв у 73% судом. Сигналізація сповіщає систему, коли частота серцебиття пацієнта підвищується вище або падає нижче їхнього особистого «нормального» діапазону пульсу [15].

Пульсоксиметрія вимірює серцевий ритм, відчувуючи різницю в поглинанні інфрачервоного випромінювання крові при систолічній та діастолічній активності серця. Обсяг крові, що протікає через артерії, коливається під час кожного серцебиття як показано на рис. 4.10.

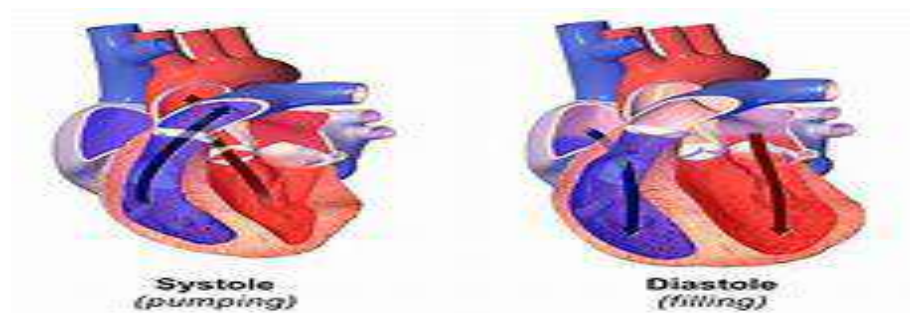


Рисунок 4.10 – Кров при систолічній та діастолічній активності серця

Отже, якщо на нього потрапляє інфрачервоне випромінювання, поглинання ІЧ також коливається залежно від серцевого биття. Ці варіації відчуються за допомогою фотодетектора для визначення серцебиття.

Так що при приступу до епілепсії траплялося збільшення частоти серцевих скорочень, ніж нормальний діапазон 10-20 ударів / хв, ніж попередньо встановлене значення, відправте їх різними для ПК, щоб розглядати його як симптом приступу [10].

Система має PIC -16F877A, щоб зробити обробку за трьома сигналами, і в залежності від якогось стану це викликає тривогу при пацієнті. Безпосередньо PIC має порт A / D конвертора, тому ми не потребуємо схеми A / D. Він запускає використання коду PIC-коду, щоб визначити порогове значення та результат, якщо умова підтверджується, лунає попереджувальний сигнал.

Сигналізація надається як попереджувальний звук. Для розрізнення пріоритету використовуються різні тональні послідовності.

Візуальні сигнали тривоги включають в основному блимання або забарвлення відповідного параметра в привабливий спосіб.

Внутрішня пам'ять EEPROM для зберігання та отримання даних. Eeprom в основному використовується для зберігання нестабільних даних,

які потрібно зберігати, навіть якщо є втрата потужності або скидання контролера.

В майбутньому буде додана можливість відправити дзвінок про тривогу з місцезнаходженням за GPS. Такі дзвінки допомагатимуть запобігти пацієнту шкоду, забезпечуючи швидке визнання та реагування на критичні ситуації.

### Висновок

Показано взаємодію між аналітичним модулем біотехнічної системи для прогнозування епілептичних випадків та органів людини.

1. Охарактеризовано зв'язок між скороченням м'язів та чутливим до сили датчиком
2. Охарактеризовано залежність між частотою серцебиття та плетизмографічним датчиком
3. Охарактеризовано залежність між концентрацією кисню всередині крові та датчиком пульсоксиметра

## **5 ПРОЕКТУВАННЯ АНАЛІТИЧНОГО МОДУЛЯ БІОТЕХНІЧНОЇ СИСТЕМИ ПРОГНОЗУВАННЯ ЕПІЛЕПТИЧНИХ НАПАДІВ**

Люди, які живуть із судомами, та їхні сім'ї часто висловлюють занепокоєння з приводу непередбачуваних судом, які виникають, коли людина самотня.

Наша система постійно працює, щоб спрогнозувати наближення епілептичних судом, і попередити людей, що знаходяться поруч із пацієнтом, що у нього є проблеми, за допомогою трьох датчиків, які виявляють три основні симптоми епілепсії. три датчики повинні працювати безперервно і послідовно. Про наближення епілептичного нападу свідчать наступні покази датчиків:

- тиск більше нульового тиску (тиск, який викликають м'язи при скороченні),
- для датчиків пульсоксиметра частота серцевих скорочень на 15% більше, ніж нормальна частота серцевих скорочень пацієнта,
- насичення киснем всередині крові має бути менше 70 міліметрів ртуті.

### 5.1 Розробка програмного забезпечення аналітичного модуля біотехнічної системи прогнозування епілептичних нападів за допомогою обчислювальної програми MATLAB

Програмна реалізація розробленого аналітичного модуля біотехнічної системи прогнозування епілептичних нападів здійснювалася за допомогою системи MATLAB. [21].

Цей вибір обґрунтований наступними перевагами MATLAB, які вигідно виділяють її серед існуючих математичних систем і пакетів (MathCad, Mathematica і ін.).

1. Система MATLAB спеціально створена для проведення саме інженерних розрахунків: математичний апарат, який використовується нею, гранично наближений до сучасного математичного апарату інженера і вченого.

2. Мова програмування системи MATLAB дуже проста, близька до мови, містить всього кілька десятків операторів; незначна кількість операторів.

3. На відміну від більшості математичних систем, MATLAB є відкритою системою. Це означає, що практично всі процедури і функції MATLAB доступні не тільки для використання, але і для корекції і модифікації. MATLAB–система, яку користувач може розширювати на свій розсуд створеними ним програмами і процедурами (підпрограмами), її легко пристосувати до вирішення потрібних класів задач.

4. Дуже зручна можливість, як складати, власні окремі програми з метою багаторазового їх використання для досліджень, так і застосовувати практично всі обчислювальні можливості системи в режимі надзвичайно потужного наукового калькулятора.

5. Система MATLAB легко інтегрується з текстовим редактором Word, що дає можливість використовувати при складанні текстових документів обчислювальні і графічні засоби MATLAB.

Можливості системи величезні, а за швидкістю виконання завдань вона випереджає багато інших подібних систем. Всі ці особливості роблять систему MATLAB вельми привабливою для використання в навчальному процесі вищих навчальних закладів. [22].

Вікно системи MATLAB з текстом програми, що реалізує розроблений в пункті 4.2 метод прогнозування епілептичних нападів, представлено на рис.5.1.

```

1 - clear
2 - clc
3 - R=input ('Введите полученное значение разрешающей способности=');
4 - if R>1.6
5 - disp('Разрешающая способность в норме')
6 - disp('-----')
7 - elseif R<1.6
8 - disp('Разрешающая способность ниже нормы, необходима коррекция')
9 - disp('-----')
10 - end
11
12 - z1=input(['Введите полученное значение с экрана дозиметра ДРЦ-01=']);
13 - z2=225;
14 - disp('Пороговый контраст=')
15 - P=(z1/z2)*10^(-6)
16 - if P>3.25
17 - disp('Пороговый контраст в норме')
18 - disp('-----')
19 - elseif P<3.25
20 - disp('Пороговый контраст ниже нормы, необходима коррекция')
21 - disp('-----')
22 - end

```

Рисунок 5.1 – Вікно системи MATLAB з текстом програми для прогнозування епілептичних нападів

Результати роботи синтезованого програмного коду представлені на рис. 5.2.

```

Command Window
Введите полученное значение разрешающей способности=1.8
Разрешающая способность в норме
-----
Введите полученное значение с экрана дозиметра ДРЦ-01=0.008
Пороговый контраст=

P =

    3.5556e-11

Пороговый контраст ниже нормы, необходима коррекция
-----
Введите максимальное полученное значение с экрана дозиметра ДРЦ - 01=0.071
Введите минимальное полученное значение с экрана дозиметра ДРЦ - 01=0.005
-----
Динамический диапазон=

D =

    14.2000

Динамический диапазон ниже нормы, необходима коррекция

```

Рисунок 5.2 – Вікно системи MATLAB с результатом работы синтезованого програмного коду

## 5.2 Розробка апаратного забезпечення аналітичного модуля біотехнічної системи прогнозування епілептичних нападів

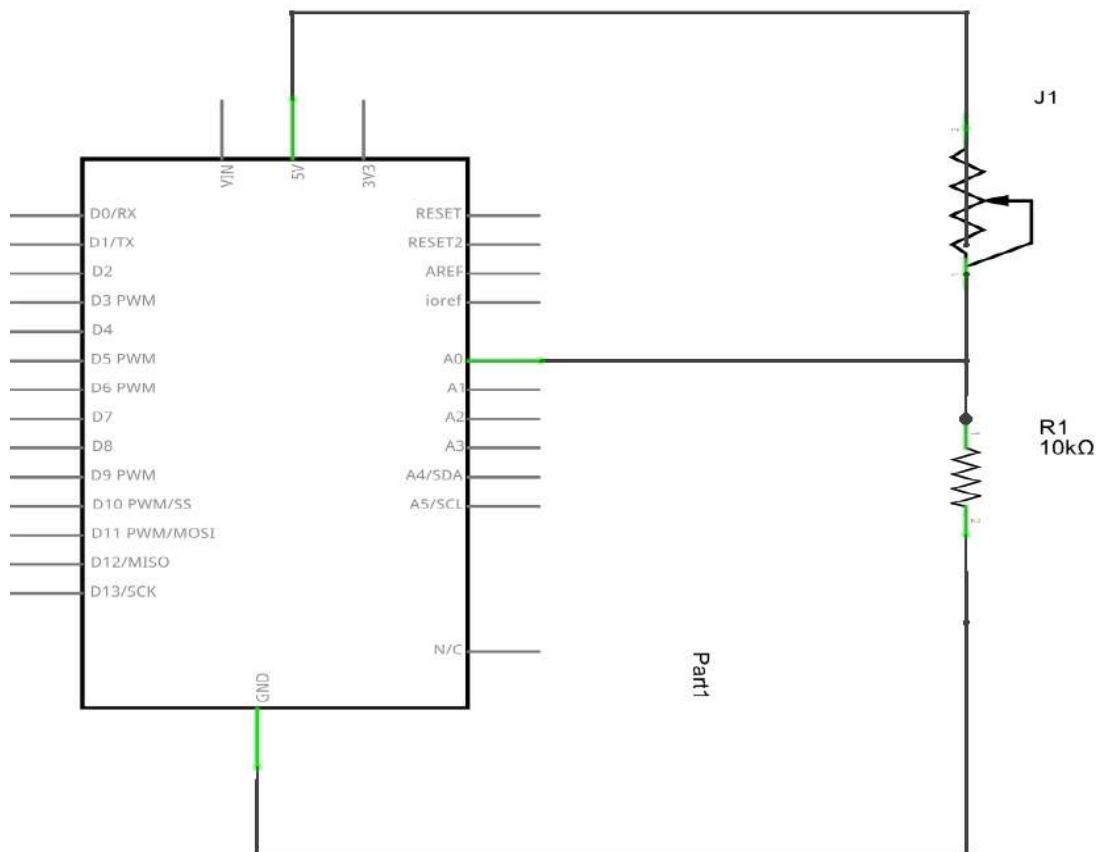
### 5.2.1 резистивний давач тиску

Цей гнучкий датчик тиску заснований на нових нанометрових чутливих до тиску матеріалів, доповнених ультратонкою плівковою підкладкою.

Високочутливі гнучкі нанометрові матеріали можуть забезпечити високочутливе виявлення тиску.

Коли датчик виявляє зовнішній тиск, опір датчика змінюється.

Сигнал тиску може бути перетворений у відповідний вихід електричного сигналу за допомогою простої ланцюга як показано на схема 5.3.



## Рисунок 5.3 – Чутливий резистор схема

### 5.2.1.1 Основна конструкція резистивний давач тиску

Опір FSR залежить від тиску, який чиниться на область зондування. Чим більше тиску ти чиниш, тим менший опір. Діапазон опору насправді досить великий: > 10 МОм (без тиску) до ~ 200 Ом (макс. тиск). Більшість FSR можуть відчувати силу в межах від 100 г до 10 кг.

Тож це найкращий вибір, щоб зареєструвати один із поширених симптомів нападу епілепсії, а саме мимовільні м'язові рухи як показано на рис. 5.4.

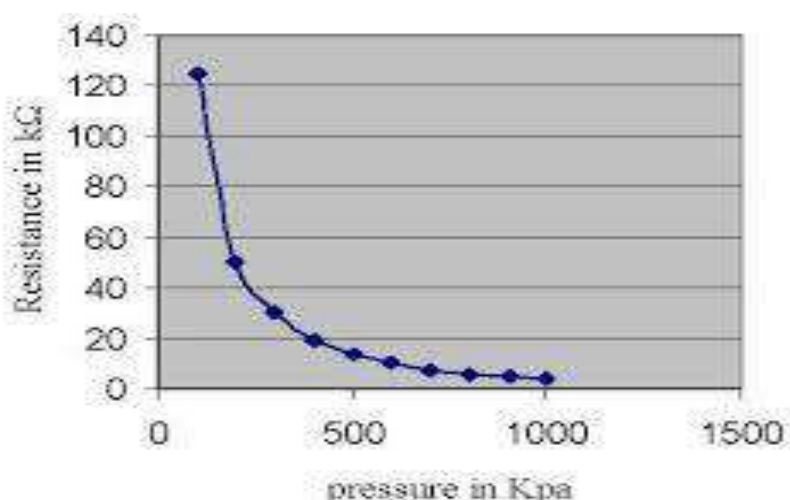


Рисунок 5.4 – Коефіцієнт стійкості до тиску

### 5.2.1.2 Датчик напруги

Датчик розміщується послідовно з фіксованим опором R2, а вихідна напруга вимірюється через R2, задане значенням лінійна електронна схема, напруга на виході якої ( $V_{out}$ ) складає частину напруги на вході ( $V_{in}$ ). Найпростіший дільник напруги складається з двох послідовно увімкнених резисторів. Подільники напруги використовуються для регулювання рівня сигналу, для зміщення активних пристроїв в підсилювачах, і для

вимірювання напруги. Вимірювальні мости і мультиметри мають у своєму складі ділянки напруги. В основному якщо  $R_2$  набагато менше  $R_1$ ,  $V_o$  невеликий (низький, майже  $0V$ ) (тому що більша частина напруги через  $R_1$ ). Якщо  $R_2$  приблизно такий, як  $R_1$ ,  $V_o$  становить приблизно половину  $V_s$  (оскільки напруга поділяється приблизно однаково між  $R_1$  і  $R_2$ ). Якщо  $R_2$  набагато більший за  $R_1$ ,  $V_o$  великий (високий, майже  $V_s$ ) (тому що більша частина напруги через  $R_2$ ). Це зазвичай використовується для створення опорної напруги.

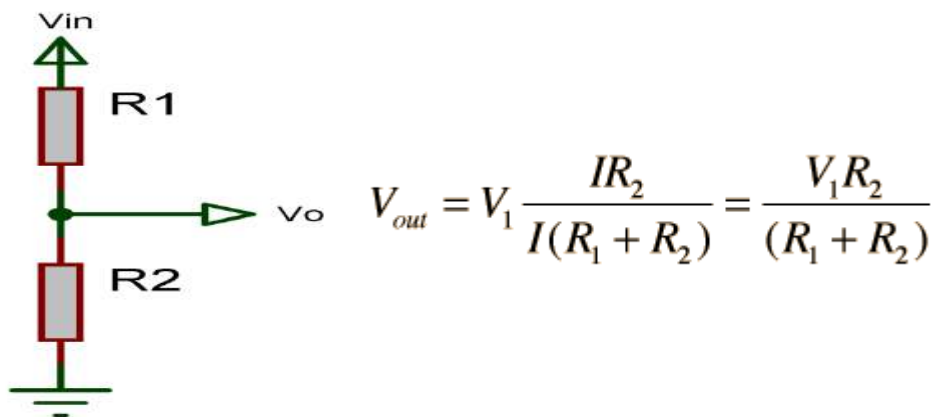


Рисунок 5.5– Подільник напруги

Значення резистора  $R_2$  визначатиме діапазон вихідної напруги  $V_o$ . Таким чином, змінний резистор може використовуватися замість нерухомого резистора  $R_1$ . Це дозволить вам регулювати вихідну напругу  $V_o$  для заданого опору датчика як показано на схема 5.5.

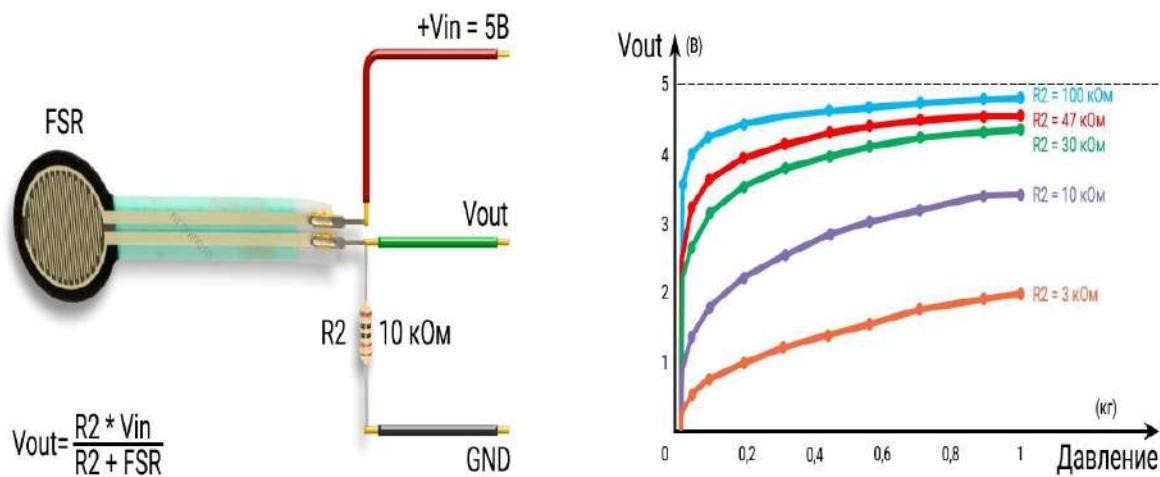


Рисунок 5.6 – Співвідношення між тиском і вольтами

Вибрати резистор потрібного розміру, який відповідає вашому датчику, може бути дещо складним і залежить від діапазону сили, який ви бажаєте виміряти як показано на рис. 5.6.

### 5.2.2 Конструкція імпульсного оксиметра

Імпульсний оксиметр – це медично-діагностичний прилад для вимірювання рівня сатурації кисню в капілярній крові (оксигенації). Існує чимало патологій, що супроводжуються гіпоксією (нестачею кисню у крові). У таких випадках моніторинг сатурації необхідний постійно.

При непрямій пульсоксметрії аналізується не безпосередній газовий склад крові, а її фізичні властивості щодо здатності пропускати певну кількість світла в залежності від насичення гемоглобіну еритроцитів киснем, на основі яких пристрій видає ймовірні дані.

Прилад має периферійний датчик, у якому знаходиться джерело світла. Світло, що проходить через капіляри тканин до фотодетектора, частково поглинається тканинами та кров'ю. Ступінь поглинання залежить від насиченості гемоглобіну киснем. Фотодетектор реєструє зміну кольору крові у залежності від цього показника.

Сам датчик фіксується на пальці (найчастіше вказівному), з двох сторін (обтискає), або на зовнішнє вухо (потрібен інший датчик), теж з двох сторін.

### 5.2.2 .1 блок-схема імпульсного оксиметра

Червоний світлодіод має суворі вимоги. Завдяки своєму положенню на кривій згасання світла непередбачуваність довжини хвилі світлодіодів може змінити точність остаточного розрахунку SPO2 як показано на блок-схема 5.7.

З цієї причини необхідна вузька пропускна здатність або спектральна половина ширини. Мати довжину хвилі 680 нм важливо, оскільки більшість досліджень проводиться з цією довжиною хвилі, так як з нею легко працювати. Максимальний імпульсний струм важливий, оскільки необхідно яскраво імпульсувати світлодіод, щоб отримати якісний сигнал. Кут світлового променя також враховує, оскільки ширококутний може витратити енергію. Будь-яке світло, не отримане детектором світла, втрачає світло. Розмір і здатність до монтажу також є проблемою як показано на Схеми 5.8.

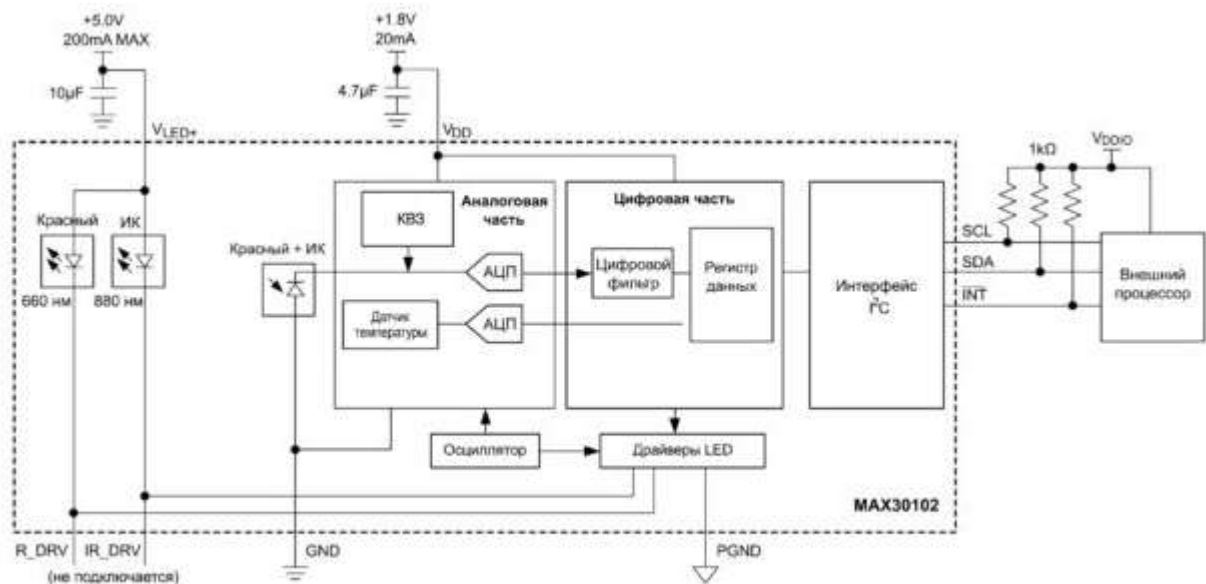


Рис. 3. Структурная схема MAX 30102

Рисунок 5.7 – блок-схема імпульсного оксиметра

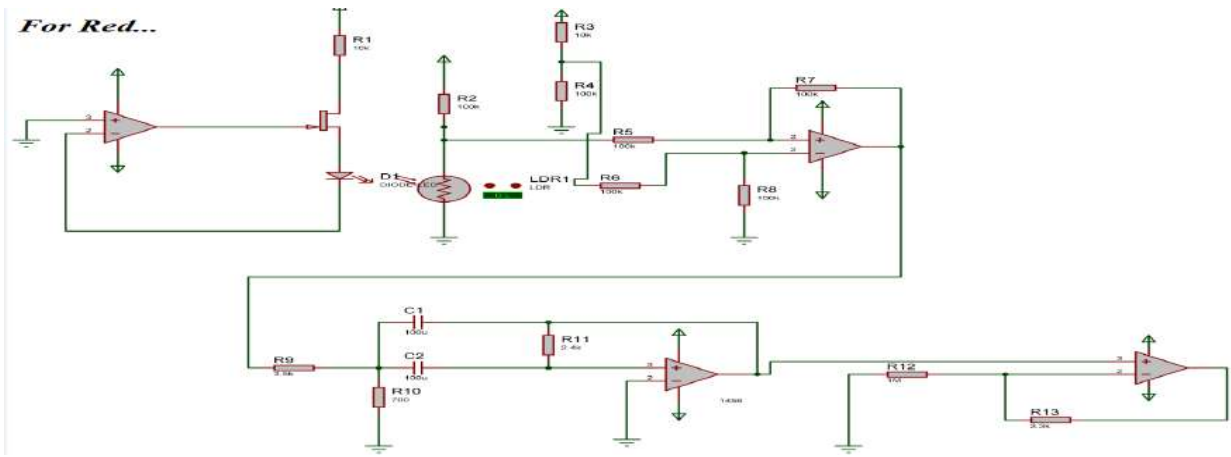


Рисунок 5.8 – Принципова схема червоного та диференціального підсилювача

Інфрачервоний світлодіод має більш низькі вимоги. Завдяки своєму положенню на кривій вимирання світла, точність довжини хвилі не є основною проблемою. Як і червоний світлодіод, ключовий критерій - максимальний струм, кут променя та розмір. ми використовуємо в цьому проєкті довжину хвилі 940 нм, що обумовлено 940 і 680 як показано на Схеми 5.9.

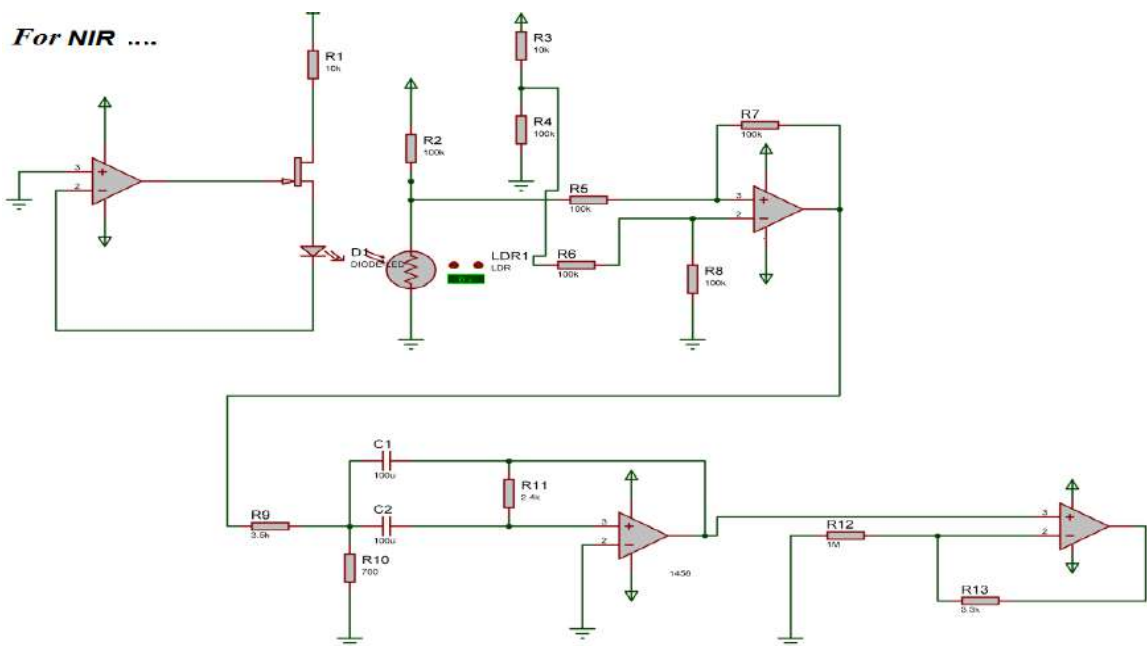


Рисунок 5.9 – Імпульсний оксиметр. Схема діаграми для частини NIR

На рисунку нижче представлена принципова схема світлодіодної схеми, яка бере участь у передачі світла через палець (зап'ястя). Зауважте, що для кожного світлодіода буде два таких схеми. Блок живлення 5 В викликає потік струму через резистор та світлодіод, живлення світлодіода та виробництво світла як показано на Схеми 5.10. Призначення «резистора» - регулювати струм на світлодіоді, щоб він не вигорів. Приблизний струм через цю систему становить 50 мА (якщо припустити, що світлодіодний опір незначний).

Наступна схема описує фотодетектор і перетворювач струму на перетворювач напруги, який бере участь у виявленні пропущеного світла через тіло (пальцем або зап'ястям) і перетворенні цього струму в напругу (зауважте, що два цих ланцюга буде два для кожного Світлодіодний та інфрачервоний світлодіод) як показано на Схеми 5.11. Світло, що падає, що передається пальцем, вражає фотодіод, викликаючи течію струму .

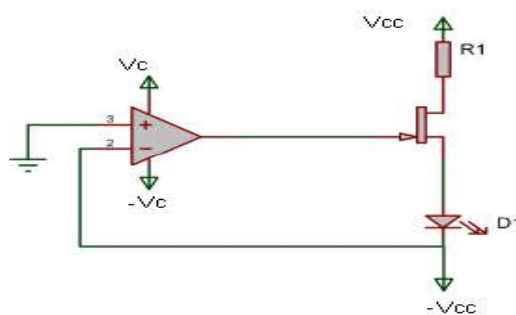


Рисунок 5.10 – Схема для світлодіодної схеми

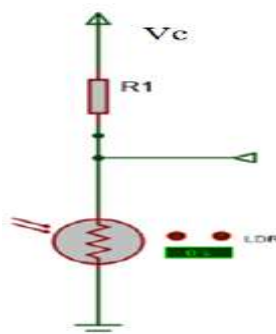


Рисунок 5.11 – Схематичне для перетворювача LDR

Після цього етапу ми вставляємо цей вихід з дільником напруги на диференціальний підсилювач, щоб видалити загальний шум на Схема 5.11.

Припускаючи, що  $R1 = R3$ ,  $R2 = R4$  в розл., Маємо  $V_o = R2 / R1 (V$  дільник напруги -V LDR).

Оскільки, за оцінкою насичення киснем з імпульсних оксиметрів (SPO2) було виявлено ненадійність за наявності артефакту руху. Результати показали значне зменшення вимірюваного SPO2 під час руху руки, але не під час руху датчика, тому виходи цієї схеми потребують фільтрації смуговим фільтром (з частотою відключення 0,5 Гц і 5 Гц), щоб видалити по-перше, компонент постійного струму, але також високочастотний шум і шум, що виходить від дихання "артефакту руху" тому потрібна висока та низька частота відсікання. так:  $FH = 5$  Гц,  $FL = 0,5$  Гц як показано на Схема 5.12.

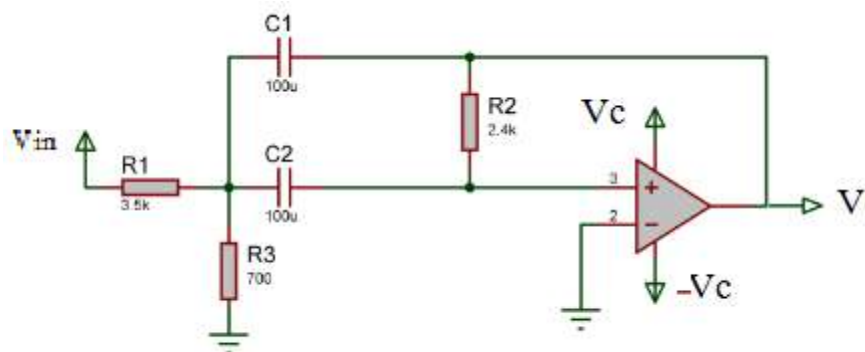


Рисунок 5.12 – Принципова схема смугового фільтра.

Таким чином, отримані сигнали, серцево-синхронна інформація у формах хвиль, додатково посилюються до їх перетворення в цифровий формат для подальшого аналізу мікропроцесором. Етап посилення може бути представлений наступною схемою як показано на Схема 5.13.

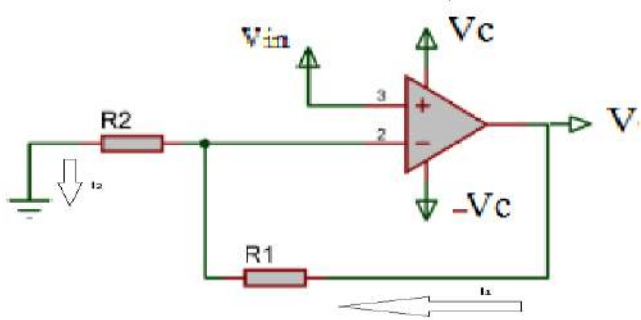


Рисунок 5.13 – Принципова схема етапу ампліфікації

Де

$$I_1 - I_2 = 0$$

$$V_{out} - V_{in} / R_1 - V_{in} / R_2$$

$$V_{out} / V_{in} = (R_2 + R_1) / R_2$$

$$V_{out} = ((R_2 + R_1) / R_2) * V_{in}$$

Мета етапу посилення - посилення сигналів, оскільки виявлений нами сигнал малий. Це досягається за допомогою неінвертуючого підсилювача з комбінацією резистора 1MкΩ і резистора 3,3кΩ. Це дає нам коефіцієнт посилення приблизно в 300 разів.

Часова схема використовувалась для отримання квадратної хвилі (у періоді включення та вимкнення) як показано на Схеми 5.14.

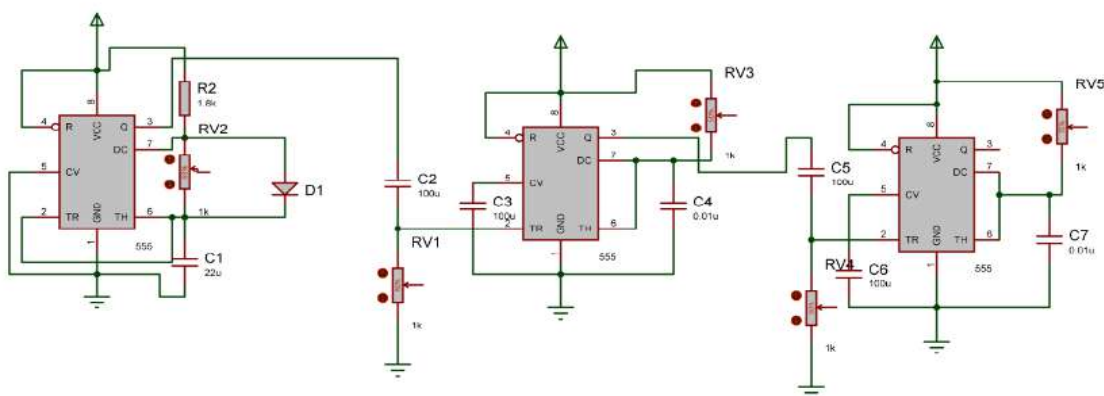


Рисунок 5.14 – Схема синхронізації, стабільна і моностабільна

Ми використовуємо цю схему з двох причин, перша, якщо ми хочемо зробити нашу схему малою і використовувати один фотоприймач (Спільний LDR), який відповідає на дві довжини світлової хвилі (червоний і NIR світлодіод), але якщо ми не використовуємо спільний фотодетектор у нас все ще є проблема, що, можливо, перший ЛДР, постраждалий від світла, виходить з 2-ї стадії і дає нам помилкове читання SPO2.

Для побудови ланцюга синхронізації ми використовуємо 555 таймерів, які налаштовані як стабільний і моностабильний квадратно-хвильовий генератор як показано на Схема 5.15.

Стабільний генерує безперервну серію імпульсів

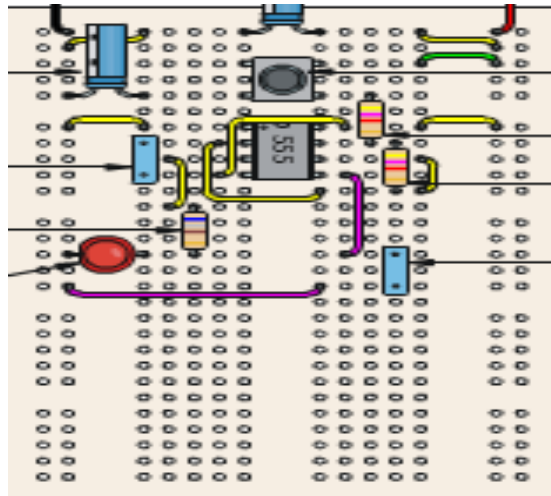


Рисунок 5.15-Стабільний генерує безперервну серію імпульсів

\* Рівняння для стабільної стадії:

$$T_{on} = .7 R1 * C1$$

$$T_{off} = .7 R2 * C1$$

$$\text{Робочий цикл} = R1 / (R1 + R2)$$

# Моностабільна, або одномоментна, схема виробляє єдиний імпульс при спрацьовуванні.

Рівняння моностабільної стадії:

$$T_{on} = 1.1 R1 * C1$$

Частота значно вище максимальної частоти, присутньої в артеріальному імпульсі. Тому ми хочемо  $F = 10$  кГц, де період дорівнює 100 мікросекундам.

$$T \text{ увімкнено} + T \text{ відключено} < \text{Макс(ЧСС)}$$

$$\text{Припустимо, Макс(ЧСС)} = 140 \text{ імпульсів / хв.}$$

$$T \text{ імпульс} = 1/140 = .007 \text{ мілі сек.}$$

Отже, ми проектуємо, щоб  $T$  становив 100 мікросекунд, що менше, ніж  $T$  імпульс як показано на рис 5.15.

$$F = 1 / T = 10 \text{ к Гц}$$

$$T = T \text{ увімкнено} + T \text{ відключено}$$

Він складе 22 мікросекунди, використовуючи теорію Шеннона ( $F_s \Rightarrow 2 f_{\text{max}}$ )

Тому  $C1 = 22 \text{ nF}$ ,  $R1 = 1,5 \text{ К}\Omega$ ,  $R2$  є змінним опором для регулювання  $T$ , як ми хочемо. вона буде приблизно дорівнює 5 кОм

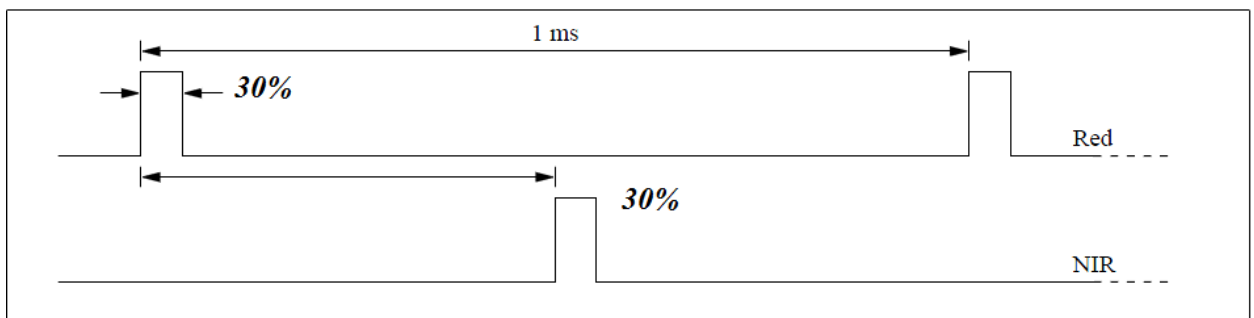


Рисунок 5.15 – Сигнали часу для світлодіодних драйверів

Оскільки світло імпульсує, нам потрібно використовувати схему зразка і утримування для відновлення форми хвиль на кожній з двох довжин хвиль. Ті ж схеми синхронізації, до яких звикли керування червоними та світлодіодними драйверами NIR також використовуються для забезпечення імпульсів управління для відповідні схеми S / H.

У вибіркового режимі вихід ідеальної схеми S / H дорівнює входу Сигнал в той самий момент. При переході в режим утримування висновок повинен залишатися Постійний при тому значенні вхідного сигналу, який існував у момент перемикачання. Проста схема C / H.

Ця схема використовує перемикач FET, який передає сигнал протягом періоду вибірки та відключає його протягом періоду утримування як показано на рис 5.16. Який би сигнал не був у той час, коли FET потім вимкнено утримується на конденсаторі C.

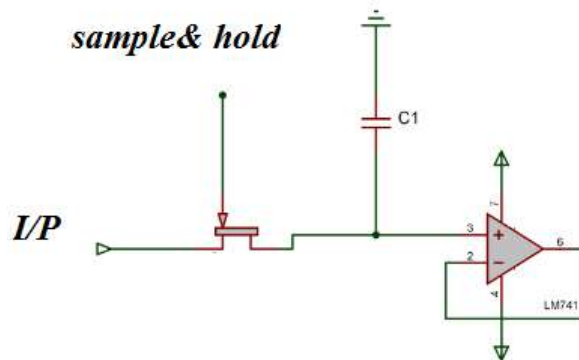


Рисунок 5.16 – Зразок і власник

Вихід з ланцюга S / H, як зазначено в загальному описі блок-схема подається на смуговий фільтр, який витягує пульсаційний сигнал до його подальше розширення та аналіз.

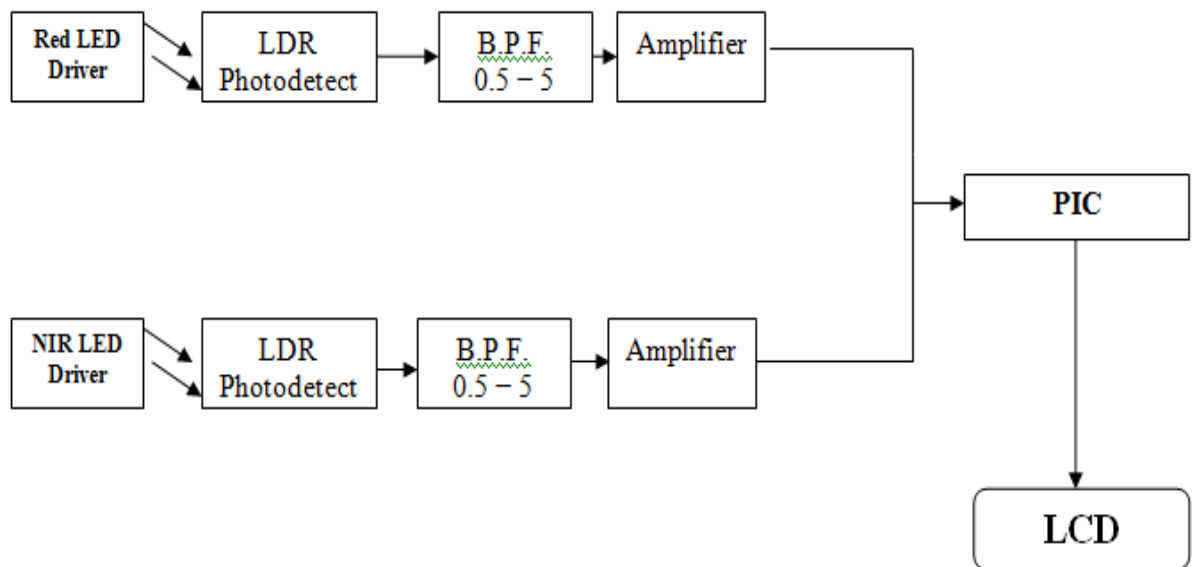
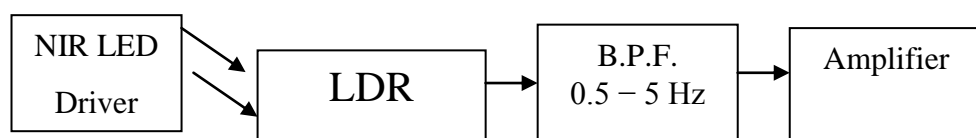


Рисунок 5.17 – Блок-схема імпульсного оксиметра після модифікації

У цій конструкції ми вилучаємо і схеми синхронізації, і вибірку, і утримуємо схеми, оскільки ми вимірюємо частоту серцевих скорочень на зап'ясті, ми маємо широку область, і в такому стані ми можемо широко поставити як червоний, так і NIR світлодіодний, використовуючи в цьому детектор фотодіодів. обидва світлодіоди не можуть впливати на інші. Кожен фотодіодний детектор ловить світло лише від переднього світлодіода як показано на рис 5.17.

### 5.2.3 Частота серцебиття (плетизмографія)

Ми просто використовуємо одну частину пульсоксиметрії і не підраховуємо пульс протягом однієї хвилини, це значення буде значенням частоти серцевих скорочень як показано на рис 5.18.



## Рисунок 5.18 – Блок-схема серцевого ритму

### 5.2.4 Обробка за допомогою мікроконтролера

Система має PIC 16F877A як показано на рис 5.19, щоб здійснити обробку на три сигнали, і в залежності від якоїсь умови вона подає нам сигнал про тривогу, коли у пацієнта є судоми. У самому PIC є порти A / D перетворювача, тому нам не потрібна схема A / D. Він працює за допомогою коду PIC с для визначення порогу та результату, якщо умова виконується.

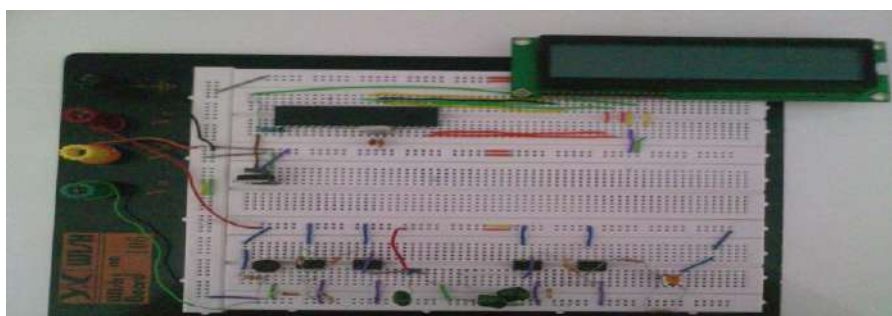


Рисунок 5.19 – вся схема мікроконтролера

У нього 40 штифтів, штифт 1 підключення до резистора має значення 10 К Ом, потім до джерела живлення V (5 В), і ми підключаємо кристал 20 мега до штифта 13 і штифт 14 і підключаємо там кінець до конденсатора 10 нано F на землю.

Якщо підключити регулятор напруги до ПОС отримуємо 5 вольт з ланцюга регулятора напруги, вхід для цієї схеми повинен бути більше 7 вольт, а на виході - напруга фіксації, що дорівнює 5 вольт. Він має 3 штифта, контакт 1 для введення "він повинен бути більше 7 вольт" pin2 підключити до землі. і контакт 3 для виходу, який дорівнює 5 вольт.

Підключаємо конденсатор, який має значення, рівне 1 мкФ, зі шпилькою 1 на землю, а інший – на штир 3 на землю як показано на рис 5.20.

Підключіть екран до ПОС

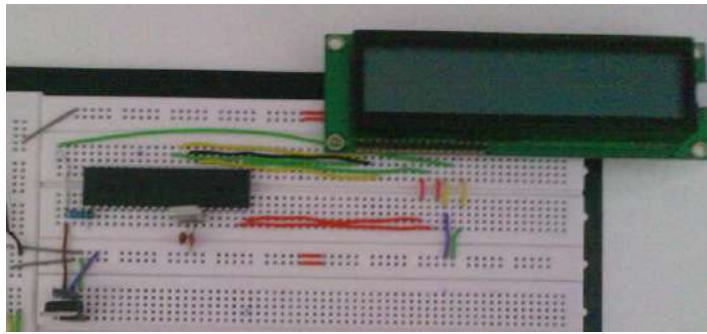


Рисунок 5.20 – підключіть екран до ПОС

За допомогою таблиці даних для РКД ми можемо підключити 14

Підключити всі компоненти червоного та інфрачервоного діода, фотодіод, щоб отримати концентратор кисню в крові, а також датчик прискорення замість датчика сили завдяки виявленню хина для сигналу, що надходить від скорочення м'яза як показано на рис 5.21.

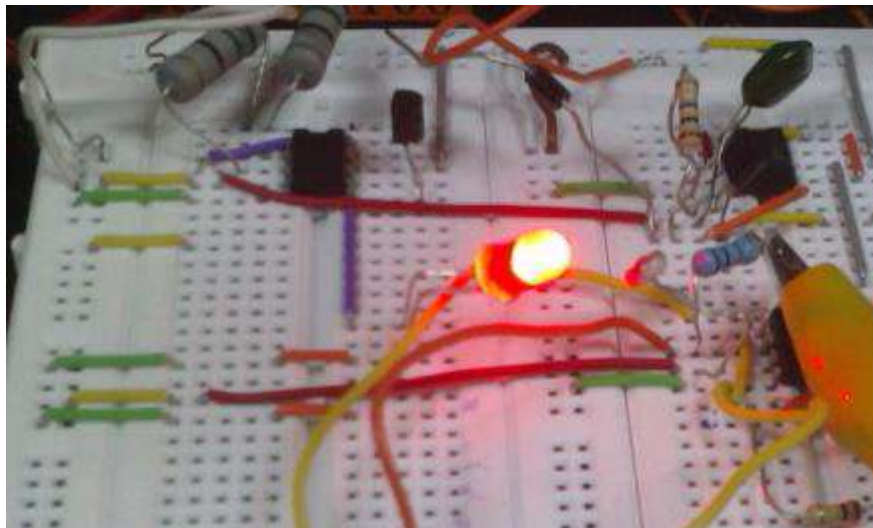


Рисунок 5.21- конструкція схеми (передавачі та приймачі)

Усунути шум можливо, використовуючи смуговий фільтр із частотою cut\_off. (.5 - 5 ГГц), але сигнал все ще дуже малий.

Оскільки сигнал має низьку напругу, нам потрібно посилити його, оскільки ми введемо його в аналоговий / цифровий порт мікроконтролера, ми можемо використовувати червону частину або частину NIR для пошуку HR, сигнал, отриманий в результаті плетизмографії, вводиться в ланцюг порівняння для перетворення аналогового сигналу в квадратну хвилю, і залежно від алгоритму, кількість малюнків немає. піку на хв, що ми отримуємо від моделювання датчиків остаточного читання як показано на рис 5.22.

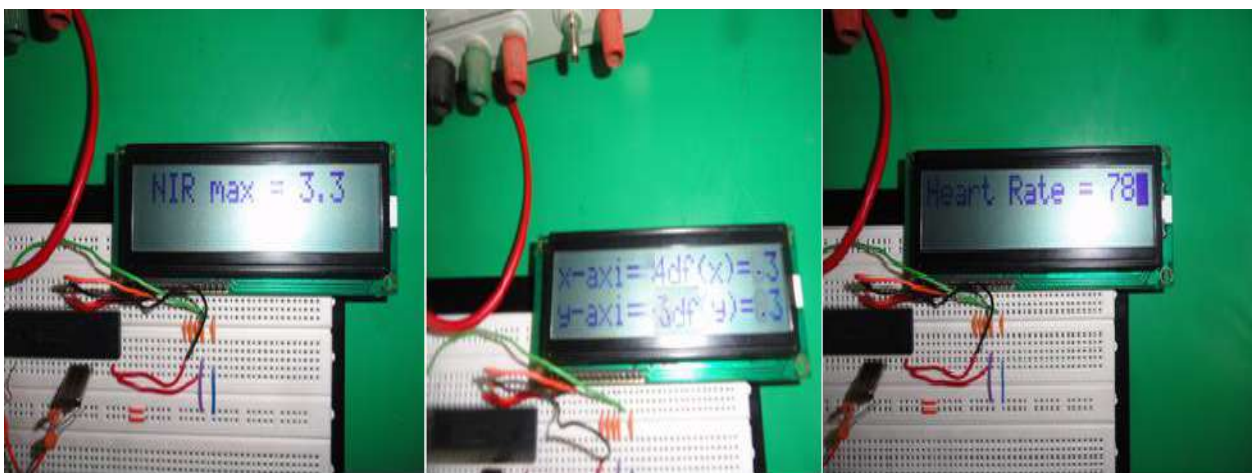


Рисунок 5.22- Результат моделювання від датчика

5.3 Розробка програмного та апаратного забезпечення для аналітичного модуля біотехнічної системи прогнозування епілептичних нападів за допомогою Arduino.

У цьому розділі ми побудуємо просту конструкцію для епілепсії зап'ястя руки за допомогою мікропроцесора Arduino, ця робота буде розділена на три етапи

1. Перший етап включає виявлення сигналів від датчиків.
2. Другий етап обробки сигналів виявлення.
3. Третій етап відображає обробку даних.

У цьому завданні ми будемо використовувати різні програми, щоб допомогти нам розібратися в сигналах від датчика, обробляти та відобразити дані.

Arduino Uno - це мікроконтролерна плата на базі ATmega328 як показано на рис 5.23. Вона має 14 цифрових входів / виходів штифтів (з яких 6 можна використовувати як вихід ШІМ), 6 аналогових входів, кристалічний генератор 16 МГц, з'єднання USB, роз'єм живлення, заголовок ICSP та кнопка скидання. Він містить все необхідне для підтримки мікроконтролера; просто підключіть його до комп'ютера за допомогою кабелю USB або підключіть його до адаптера змінного струму або батареї, щоб розпочати роботу. Uno відрізняється від усіх попередніх плат тим, що в ньому не використовується мікросхема FTDI USB-серійний драйвер. Натомість у ньому є Atmega8U2, запрограмований як USB-серійний перетворювач.

Arduino Uno можна живити через USB-з'єднання або за допомогою зовнішнього джерела живлення. Джерело живлення вибирається автоматично. Зовнішнє (не USB) джерело живлення може здійснюватися від адаптера змінного струму до постійного струму (настінна бородавка) або від акумулятора. Адаптер можна підключити, підключивши 2,1 мм-позитивний центральний штепсельний роз'єм до роз'єму живлення плати. Відводи від акумулятора можна вставити в штифтові заголовки GND і Vin роз'єму живлення.

Вхідна напруга до плати Arduino при використанні зовнішнього джерела живлення (на відміну від 5 вольт від USB-підключення або іншого регульованого джерела живлення). Ви можете подавати напругу через цей штифт, або, якщо подавати напругу через роз'єм живлення, отримати доступ до нього через цей штир.5V. Регульоване джерело живлення, що використовується для живлення мікроконтролера та інших компонентів на платі. Це може прийти або від VIN через бортовий регулятор, або постачається через USB або інший регульований 5V блок живлення.

3,3 вольт, що генерується за допомогою бортового регулятора. Максимальний розрив струму - 50 мА, GND. Шліфувальні шпильки.

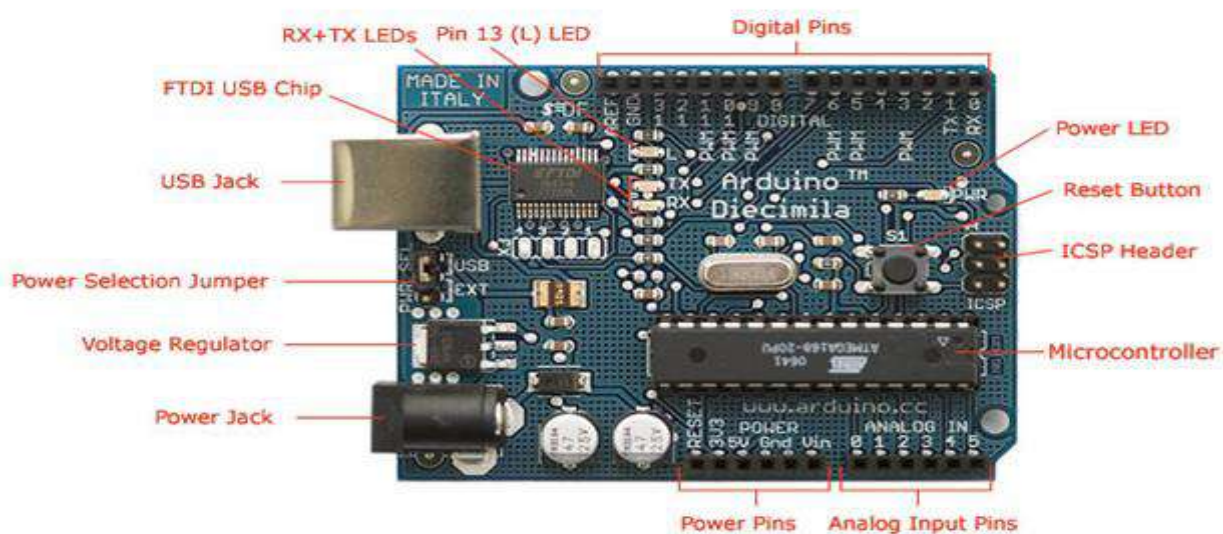


Рисунок 5.23- основна частина Ардуїно

Кожен з 14 цифрових контактів на Uno можна використовувати як вхід або вихід, використовуючи функції `pinMode`, `digitalWrite` та `digitalRead`. Вони працюють на 5 вольт. Кожен штифт може забезпечити або отримати максимум 40 мА і має внутрішній підтягуючий резистор (відключений за замовчуванням) 20-50 кОм.

Arduino Uno можна запрограмувати із завантаженням програмного забезпечення Arduino. Виберіть "Arduino ATmega328" у меню Інструменти> Дошка (відповідно до мікроконтролера на вашій платі). Детальніше див. У довідці та навчальних посібниках. ATmega328 на Arduino Uno оснащений попередньо завантаженим завантажувачем, який дозволяє завантажувати на нього новий код без використання зовнішнього апаратного програміста.

Uno має 6 аналогових входів, кожен з яких забезпечує 10 біт роздільної здатності (тобто 1024 різних значень). За замовчуванням вони вимірюють від землі до 5 вольт, хоча можливо змінити верхній кінець їх діапазону

Arduino може відчувати навколишнє середовище, отримуючи вхід від різних датчиків і може впливати на його оточення, керуючи фарами, двигунами та іншими приводами. Мікроконтролер на платі програмується за допомогою мови програмування Arduino (на основі провідки) та середовища розробки Arduino (на основі обробки). Проекти Arduino можуть бути автономними або вони можуть спілкуватися з програмним забезпеченням під час роботи на комп'ютері.

Перший етап виявляє сигнали від датчиків

а. Визначте сигнал із пульсоксиметра та датчика серцевого ритму

Як ми обговорювали рано, у нас три датчики повинні бути підключені до зап'ястя пацієнта з епілепсією, щоб виявити симптоми, пульсоксиметр для перевірки частоти серцевих скорочень та насичення киснем всередині крові та датчик прискорення, щоб відчувати вібрацію або удар (удар) за допомогою датчиків Arduino

Модуль датчика серцевого ритму плюс виявлення концентрації кисню в крові

МАХ30102 як показано на рис 5.23 - це інтегрований пульсоксиметр і монітор пульсу, що передає біо модуль датчика. Він інтегрує червоний світлодіод та інфрачервоний світлодіод, фотоелектричні детектори, оптичні пристрої та малошумні електронні мікросхеми із придушенням навколишнього світла.

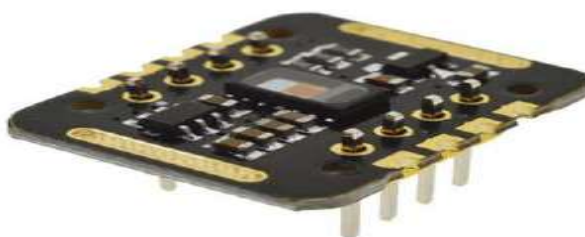


Рисунок 5.23- МАХ30102 - це інтегрований пульсоксиметр і монітор пульсу

MAX30102 оснащений джерелом живлення 1,8 В та окремим 5,0 В для внутрішнього світлодіодного джерела живлення для носячих пристроїв для виявлення пульсу та збору кисню крові. Носіть на пальцях і зап'ясті.

Стандартний інтерфейс зв'язку 12С сумісний може передавати зібрані значення Arduino, мікроконтролерам для частоти серцевих скорочень та обчислення кисню крові. Крім того, мікросхема також може відключити модуль через програмне забезпечення, струм очікування майже нульовий, джерело живлення завжди підтримується як показано на рис 5.24. Завдяки чудовій продуктивності, мікросхема інтегрує скляну кришку для ефективного усунення зовнішнього світла. Внутрішня перешкода світла для досягнення оптимальної продуктивності з довжиною хвилі: 660nm / 880nm.

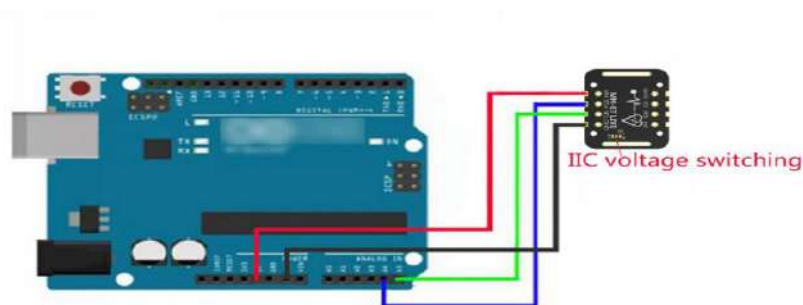


Рисунок 5.24- Підключений МН-ЕТ LIVE пульс та серцебиття до Arduino

VIN: основний вхід джерела живлення, 5 В 3-бітний radiu вибирає головну напругу, необов'язково кінець 1,8 В або 3,3 В (цей кінець містить 3,3 В і вище); SCL: годинник, підключений до шини 12С; SDA: дані, підключені до шини 12С; INT: Штифт переривання. Ми починаємо підключати VIN в датчик з 5-контактним силовим штифтом Arduino, GND з GND, SDA на контактний номер A4, SCL на штифтовий номер A5 відповідно до кодів датчиків, як показано на малюнку.

Потім підключіть Arduino до комп'ютера та перевірте деякі коди за ескізом> бібліотека> приклад> MAX30102> inter row> інструменти> послідовний монітор, але палець і трохи почекайте і розслабтесь, щоб отримати значення в цей час, коли датчик почне працювати і вимірювати значення серцевого ритму і концентрації кисню всередині крові

резистивний давач тиску (FSR) як показано на рис 5.25 – це матеріал, який змінює свій опір при застосуванні сили чи тиску. Провідна плівка є прикладом такого силового матеріалу.

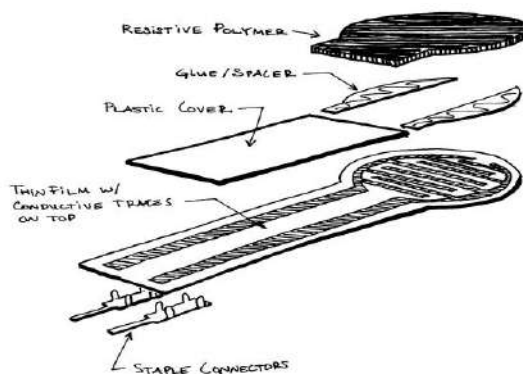


Рисунок 5.25 – резистивний давач тиску

Іншими словами, силочутливий резистор – це датчик, який дозволяє виявляти фізичний тиск, стискання та вагу. Діапазон (діапазон), чутливий до сили, тест на тиск: від 100 г до 10 кг

Зазвичай силові чутливі резистори виготовляються дуже просто і мають низьку вартість, хоча вони не є точними. З цієї причини, в основному, при використанні FSR слід очікувати лише отримання діапазону відповідей замість точних результатів. Тому, хоча FSR можуть виявити вагу, вони не можуть точно визначити, скільки кілограмів ваги на них.

Однак, навіть не будучи надзвичайно точними, для більшості застосувань, чутливих до дотику, резистори, чутливі до сили, - це вигідне співвідношення витрат і вигод.

FSR зазвичай складаються з двох шарів підкладки. Слідом йде струмопровідна плівка і пластиковий проставку, що включає отвір, вирівняний з активною зоною. Після проміжку шару на підкладці є провідний відбиток.

Коли на датчик застосовується зовнішня сила, то провідна плівка деформується проти підкладки. Повітря з розпирного отвору проштовхується через вентиляційний отвір, і струмопровідна плівка контактує із струмопровідним відбитком на підкладці. Чим більше площа струмопровідного чорнила контактує із струмопровідною плівкою, тим менший опір.

Отже, чим більше тиску на датчик, тим більше шарів торкаються струмопровідної плівки і це змушує опір знижуватися. Код цієї схеми датчика сили Ардуїно досить простий. Ви можете змінити код, щоб більше відповідати вашим потребам, але це повинно бути хорошою відправною точкою як показано на рис 5.26.

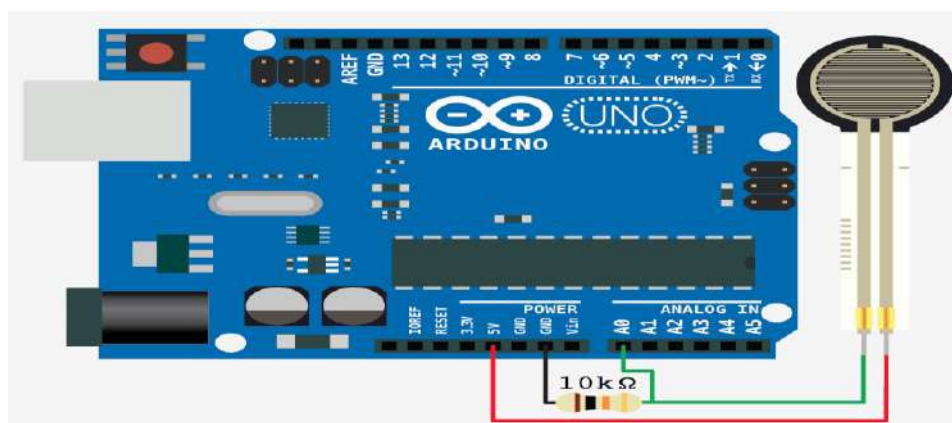


Рисунок 5.26- підключити датчик тиску до Arduino

По-перше, нам потрібно оголосити наші змінні. В основному це визначають статичні значення, такі, до яких підключений наш FSR. Ми також визначаємо те, що не вважається тиском, легким і великим тиском. Нарешті, показник тиску - це те, де ми будемо зберігати наше значення від датчика.

У нашій функції настройки ми запускаємо послідовний інтерфейс, щоб ми могли бачити вихід на нашому комп'ютері. Ми встановлюємо швидкість передачі даних на стандартну 9600, змінюємо це, якщо ви хочете використовувати щось інше.

Нарешті, у нас функція циклу. Тут ми спочатку зчитуємо показання з резистора датчика сили. Потім ми виводимо це значення разом із текстом "Зчитування тиску =".

Далі виводимо текст, щоб вказати, чи тиск, який застосовується, не є тиском, легким тиском, середнім тиском чи високим тиском.

Після блоку if-else ми затримуємося на 1 секунду і повторюємо, поки не буде завантажена нова програма або не буде вимкнено Arduino.

Нижче наведено весь код для зчитування вихідних резисторів. Значення, що відображається, може бути додатково використане для спрацьовування дій, виходячи з величини прикладеного тиску.

Можливо, вам знадобиться налаштувати змінні, якщо ви виявите, що значення тиску набагато вище або нижчі.

б. другий етап обробки сигналів виявлення

на цьому етапі у нас є три датчики, що відрізняються за обсягом і розміром. Цифровий сигнальний процесор приймає реальний сигнал (фотовипромінювач, тиск), який був оцифрований за допомогою аналогового цифрового перетворювача. І математичний маніпулює ними. Маніпуляція проводиться за допомогою програмування і базується на архітектурі процесора в Arduino

Просте у використанні програмне забезпечення Arduino має вбудовані функції, якщо ви хочете розширити свої можливості Arduino додатковими бібліотеками. Бібліотеки – це сукупність кодів, що спрощує підключення до датчика, дисплея, модуля тощо. Наприклад, вбудована бібліотека LiquidCrystal полегшує взаємодію із символічними РК-екранами.

Ви можете скористатися менеджером бібліотеки, щоб встановити нову бібліотеку у вашому ID ID Arduino для оксиметра пульсу, пульсу та датчика тиску (FSR). Відкрийте інтегроване середовище розробки та виберіть меню Ескіз, а потім Включіть бібліотеку> Керуйте бібліотеками як показано на рис 5.27 .

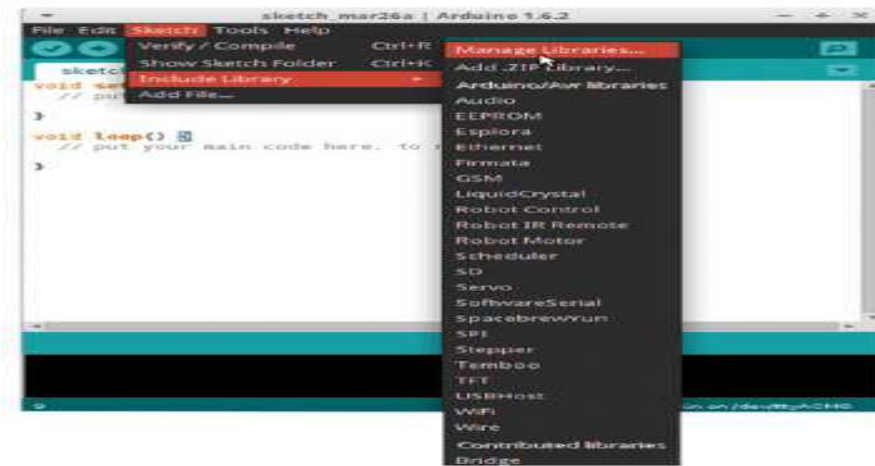


Рисунок 5.27 - завантажити код будь-якого елемента з бібліотек Arduino

Потім ми завантажуюмо програмне забезпечення кожного датчика на комп'ютер і підключаємо датчик до Arduino і застосовуємо його до зап'ястя, як показано на рис 5.28.

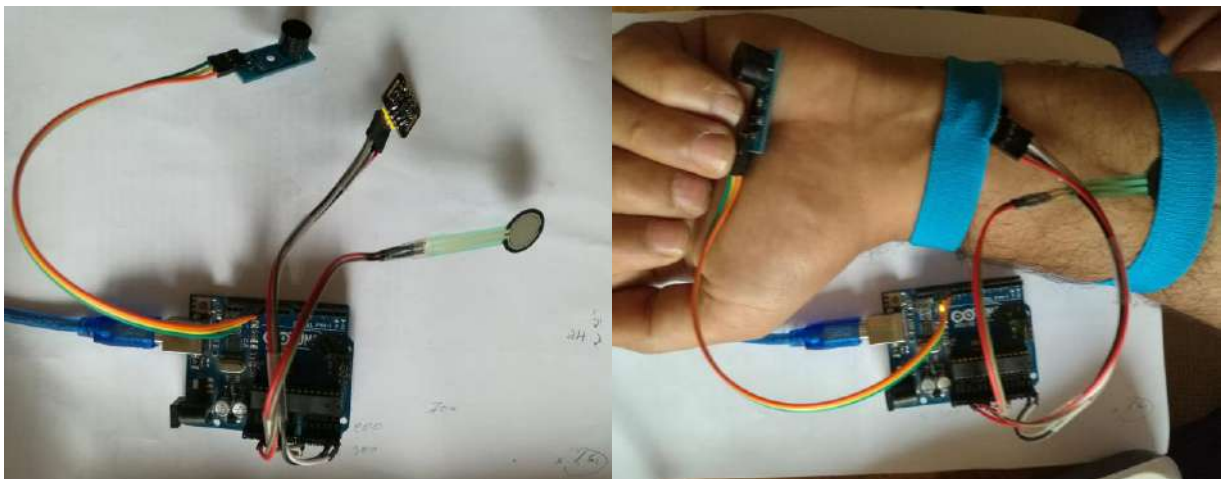


Рисунок 5.28 – Підключення датчиків та звукової сигналізації за допомогою Arduino на зап'ястя

У цьому випадку слід вибрати вихідний порт, будь то графічний чи цифровий як показано на рис 5.29.

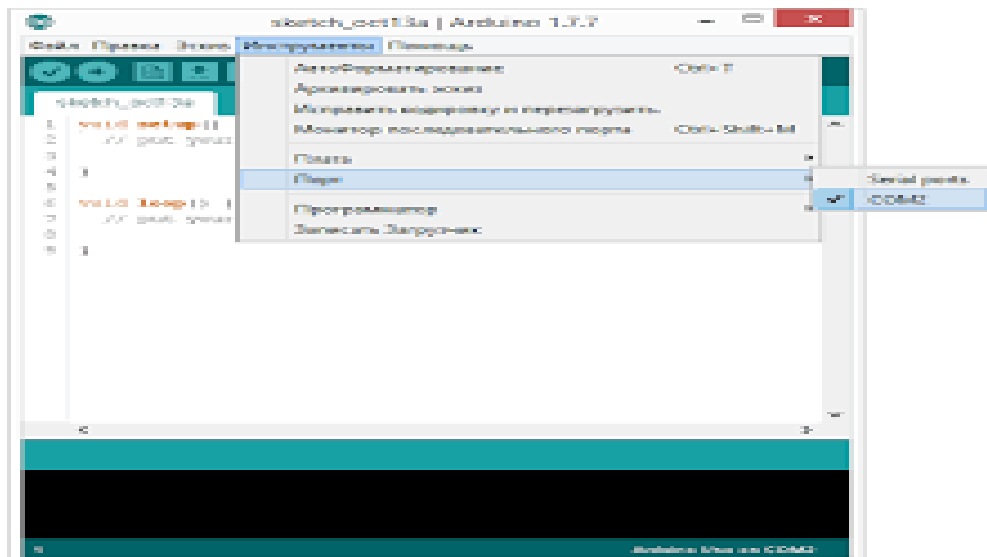


Рисунок 5.29 – Результат встановлення датчиків

Результат показав зменшення значення пульсоксиметра та частоти серцевих скорочень як показано на таб. 5.28.

```

HR=36802, SP02=20220 pressure = 481
HR=33025, SP02=33425 pressure = 445
HR=33952, SP02=15690 pressure = 429
HR=35410, SP02=16169 pressure = 478
HR=35648, SP02=15995 pressure = 483
HR=35539, SP02=16513 pressure = 464
HR=35079, SP02=15131 pressure = 507
HR=35324, SP02=15032 pressure = 517
HR=35114, SP02=14797 pressure = 525
HR=35026, SP02=14642 pressure = 528
HR=34980, SP02=14389 pressure = 527
HR=34742, SP02=14151 pressure = 535
HR=34814, SP02=14379 pressure = 47
HR=35383, SP02=14938 pressure = 0 No pressure
HR=35668, SP02=14864 pressure = 0 No pressure
HR=35744, SP02=14747 pressure = 435

```

Таблиця 5.1 – Зчитування з датчика імпульсного оксиметра Arduino

#### 5.4 Модуль обробки інформації

Модуль обробки інформації - це структура, що використовується для пояснення та опису процесів мислення, як працює модуль. В цьому модулі ми отримуємо результати роботи трьох датчиків, прикріплених до зап'ястя

пацієнта у вигляді електричних і механічних сигналів; ці сигнали перетворюють аналоговий і цифровий сигнали, а потім в одну форму для всіх форм сигналів алгоритмічним процесом у три етапи.

Ці етапи в порядку включають обробку інформації: введення (отримання та підтвердження ознак нападу епілепсії), обробку, зберігання та вихід (шляхом надсилання ознак епілепсії на аналіз).

Ця інформаційна система по суті складається з п'яти компонентів апаратного забезпечення, програмного забезпечення, бази даних, мережі та пацієнта. Ці п'ять компонентів інтегруються для введення, обробки, виведення, зворотного зв'язку та контролю. Обладнання складається з вхідних датчиків / вихідних сигналів тривоги, процесора, операційної системи та мультимедійних пристроїв.

## 5.5 Модуль аналізу даних

1. Визначення цілей: виявлення епілептичних нападів, коли це сталося, збереження та попередження від нього.

2. Збір даних: Шукаючи всі датчики, які прикріплюються до зап'ястя пацієнта, слід, мабуть, фіксувати та враховувати вік та захворювання, щоб уникнути помилок, які можуть статися внаслідок поганого електричного зв'язку або поганого контакту з організмом пацієнта.

```
#include <Wire.h>
#include "MAX30105.h"
#include "spo2_algorithm.h"

fsrreading = analogRead(fsrrpin);
Serial.print(F("HR="));
Serial.print(redBuffer[i], DEC);
Serial.print(F(", SPO2="));
```

```
Serial.print(irBuffer[i], DEC);  
Serial.print(" pressure = ");  
Serial.print(fsreading);
```

3. Дані суперечки: дані, зібрані від датчиків, мають декілька різних форматів з декількох різних датчиків, які повинні бути перетворені у форму, придатну для інструментів аналізу.

```
{ bufferLength = 1; for (byte i = 0 ; i < bufferLength ; i++)  
{ while (particleSensor.available() == false) //do we have new data?  
particleSensor.check(); //Check the sensor for new data  
redBuffer[i] = particleSensor.getRed();  
irBuffer[i] = particleSensor.getIR();  
particleSensor.nextSample(); //We're finished with this sample so move to  
next sample  
}
```

4. Дані аналізу: Це крок, коли кожен сигнал від кожного датчика обмежений певним значенням. коли спрацьовувала епілепсія, спостерігається збільшення частоти серцевих скорочень на 15% більше, ніж нормальна частота, і датчик тиску повинен опускати опір нижче 25 к Ом (сила, яка застосовується для колодки опору сили через скорочення м'язів), тоді як датчик оксиметрії, який вимірює насичення кисню всередині крові, повинен бути менше 70 міліметрів ртуті. Якщо всі сигнали від усіх датчиків знаходяться в межах, це означає, що ми маємо виявлення нападів епілепсії і він повинен передавати це на попереджувальну тривогу

```
//Continuously taking samples from MAX30102. Heart rate and SpO2 are  
calculated every 1 second  
while (1)
```

```

{
  //dumping the first 25 sets of samples in the memory and shift the last 75
sets of samples to the top
  for (byte i = 25; i < 100; i++)
  {
    redBuffer[i - 25] = redBuffer[i];
    irBuffer[i - 25] = irBuffer[i];
  }
  //take 25 sets of samples before calculating the heart rate.
  for (byte i = 75; i < 100; i++)
  {
    while (particleSensor.available() == false) //do we have new data?
    particleSensor.check(); //Check the sensor for new data
    digitalWrite(readLED, !digitalRead(readLED)); //Blink onboard LED
with every data read

```

5. Приймаючи рішення: на цьому кроці, що настає після аналізу даних з усіх датчиків, якщо всі сигнали від усіх датчиків знаходяться в межах діапазону, це означає, що ми маємо виявлення нападів епілепсії і він повинен передати це попереджувальній тривозі, отримує електричний сигнал і перетворити його в аудіо та безпосередньо зберегти на підключеній SD-картці до Ардуїно

```

if (fsrreading < 10) { digitalWrite(3,LOW);
Serial.println(" No pressure");}
else { digitalWrite(3,HIGH); }
delay(500); }
  //After gathering 25 new samples recalculate HR and SP02
  maxim_heart_rate_and_oxygen_saturation(irBuffer,      bufferLength,
redBuffer, &spo2, &validSPO2, &heartRate, &validHeartRate);
  }}

```

## **ВИСНОВКИ**

На сьогоднішній день надзвичайно актуальним є завдання, пов'язане з діагностикою та прогнозуванням епілепсії за допомогою різних пристроїв з різною технологією для підвищення точності виявлення симптомів епілепсії, Однак, створені в ході дослідження пристрої не можуть охопити поширені симптоми епілепсії.

Аналітичний модуль біотехнічної системи прогнозування епілептичних випадків може постійно працювати над виявленням, зберіганням та створенням попереджувальної тривоги при нападі епілепсії, можливо, за допомогою трьох датчиків.

Наш модуль був розроблений та протестований у різних формах обладнання з використанням електронних компонентів, програмного забезпечення, що використовує MATLAB, а також апаратного та програмного забезпечення Arduino.

Необхідно працювати над чутливістю системи, щоб підвищити точність нападів епілепсії.

Конструкція нашої системи може бути оптимізована для зменшення маси модуля. Менший пакет дозволить би пацієнтові користуватися системою цілодобово, як ручним годинником.

Актуальним є продовження роботи і розширення діапазону системи, в сторону спряження з іншими системами лікування, контролюючи напади епілепсії [19, 20].

Фахівці можуть використовувати інформацію, що надходить з модуля, щоб знайти найкращий спосіб поліпшити можливості лікування епілепсії [21, 22] та визначати області, в яких спостережується підвищена активність мозку [23-25].

## ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ

1. Wikipedia, the free encyclopaedia, “Epilepsy”, Заголовок з екрану. Режим доступу: <http://en.wikipedia.org/wiki/Epilepsy> ,
2. Medicalook, “Epilepsy, ,2007 – 212. Заголовок з екрану. Режим доступу: [P.http://www.medicalook.com/Neurological\\_disorders/Epilepsy.html](http://www.medicalook.com/Neurological_disorders/Epilepsy.html)
3. lumosity , “Types of epilepsy” , Заголовок з екрану. Режим доступу: <http://typesofepilepsy.com/>
4. Joachim elevant, “Monitoring Epilepsy With a Wrist Carried Motion Sensor” , 1999 , Заголовок з екрану. Режим доступу: [https://eeweb01.ee.kth.se/upload/publications/reports/1999/Master\\_Thesis\\_354.pdf](https://eeweb01.ee.kth.se/upload/publications/reports/1999/Master_Thesis_354.pdf)
5. Ananthakrishnan and Rajesh Remanan , smart epilepsy prediction and life saver system, 2007 – 53 P. Заголовок з екрану. Режим доступу: [http://www.faer.ac.in/motorola/msp2007\\_08/05\\_Smart%20Epilepsy%20prediction%20system.pdf](http://www.faer.ac.in/motorola/msp2007_08/05_Smart%20Epilepsy%20prediction%20system.pdf).
6. SenTiva, Therapy LivaNova, Vagus nerve stimulation prevents seizures by sending regular, mild pulses of electrical energy to the brain via the vagus nerve. Заголовок з екрану. Режим доступу: <http://www.epilepsy.com/learn/treating-seizures-and-epilepsy/devices/vagus-nerve-stimulator-vns>.
7. PulseGuard The heart rate monitor designed specifically to assist people by detecting epileptic ,2016 - 31 P. Заголовок з екрану. Режим доступу: <https://www.pulseguard.org/product/pulseguard/>
8. Seizure Detection Device, SAMi device Заголовок з екрану. Режим доступу: <http://www.bcepilepsy.com/blog/seizure-detecting-devices> , 2017.
9. versatile Bodet's, range of sounders Заголовок з екрану. Режим доступу: <https://medical-alert-systems.bestreviews.net/best-seizure-alert-systems/2015-13-p>.

10. Ananthkrishnan and Rajesh Remanan , "smart epilepsy prediction and life saversystem", 2007. Заголовок з екрану. Режим доступу: [http://www.fae.ac.in/motorola/msp2007\\_08/05\\_Smart%20Epilepsy%20prediction%20system.pdf](http://www.fae.ac.in/motorola/msp2007_08/05_Smart%20Epilepsy%20prediction%20system.pdf)

11. Richardson, function principle and basic physiology information about blood oxygenation Заголовок з екрану. Режим доступу: <https://www.nxp.com/docs/en/application-note/AN4327.pdf> 2012- 39 p.

12. Openbookproject, Heart Monitor Equipment and Related Articles Заголовок з екрану. Режим доступу: [www.learningelectronics.net/circuits/heart-rate-monitor\\_12.html](http://www.learningelectronics.net/circuits/heart-rate-monitor_12.html).

13. Wikipedia, muscle contraction Заголовок з екрану. Режим доступу: <https://en.wikipedia.org/wiki/Muscle#Contraction> 2008.

14. PeerReviewed,JournalsListofScientific, Заголовок з екрану. Режим доступу:<https://journals.lww.com/neurotodayonline/Pages/articleviewer.aspx?year=2011&issue=10200&article=00007&type=Fulltext> 2014.

15. WJC van Elmpt , Investigation of physiological causes Заголовок з екрану. Режим доступу: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1059131106000598#bi-2006>

16. Michael L. Walters Ben Robins Hatice Kose-Bagci N. Assif Mirza Mike Blow Kerstin Dautenhahn, Chrystopher L. Nehaniv. Kaspar a minimally expressive humanoid robot for human- robot interaction research. APPLIED BIONICS AND BIOMECHANICS, 2009. № . – C65-73.

17. Kaspar kinesics and synchronisation in personal assistant robotics. Заголовок з екрану. Режим доступу: <http://kaspar.feis.herts.ac.uk/>

18. Marco Maggiali Lorenzo Natale Giorgio Cannata Alexander Schmitz, Perla Maiolino and Giorgio Metta. Methods and technologies for the implementation of large-scale robot tactile sensors // IEEE TRANSACTIONS ON ROBOTICS – 2011. – № 27. – C35-88.

19. Этапы развития стереотаксического метода / О.Г. Аврунин, С.Ю. Масловский, В. А. Пятикоп, В. В. Семенец // Экспериментальна і клінічна медицина.– 2001.– № 1.– С. 125-127

21. Сипитый В.И., Пятикоп В.А., Кутовой И.А., Аврунин О.Г. Опыт проведения стереотаксических расчетов с использованием интраоперационной компьютерной томографии / В. И. Сипитый, В. А. Пятикоп, И. А. Кутовой, О. Г. Аврунин // Український нейрохірургічний журнал.– 2006. – № 3. – С. 58–62.

20. Аврунин О. Г. Опыт разработки программного обеспечения для визуализации томографических данных / О. Г. Аврунин // Вісник НТУ «ХП». – 2006. – № 23. – С. 3 – 8. 4. Аврунин О.Г.

22. Аврунин О.Г. Возможности повышения точности расчета зоны оперативного вмешательства при стереотаксических операциях на головном мозге человека / О. Г. Аврунин // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах.– 1998. – № 4. – С. 120-122.

22. Аврунин О.Г. Методика стереотаксических расчетов при интраоперационном проведении компьютерной томографии / О. Г. Аврунин // Проблемы бионики. – 2002.– № 57.

23. Аврунин О.Г. Визуализация вендролатерального ядра таламуса головного мозга человека / О. Г. Аврунин, В. В. Семенец, С. Ю. Масловский // Радиоелектроника и информатика.– 1998.– № 1/(2). –С. 132-134.

24. Аврунин О.Г. Возможности автоматического определения координат опорных стереотаксических ориентиров/ О. Г. Аврунин // Вісник НТУ «ХП».– 2003.– № 19.– С. 3-8.

25. Аврунин О.Г., Жемчужкина Т.В., Носова Т.В «Автоматизированный анализ количественных показателей треморографических данных для наблюдения динамики тремора» // ВосточноЕвропейский журнал передовых технологий. – 2011. – № 2/2 ( 50 ). – С. 17-21.