

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

**Приладобудівний факультет
Кафедра приладів і систем орієнтації і навігації**

«На правах рукопису»
УДК 621.317

До захисту допущено:

Завідувач кафедри

_____ Надія БУРАУ

«__» _____ 20__ р.

Магістерська дисертація

на здобуття ступеня магістра

**за освітньо-професійною програмою «Комп'ютерно - інтегровані технології
та системи навігації і керування»**

зі спеціальності 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології»

на тему: «Датчик для вимірювання та аналізу імпульсних сигналів»

Виконала:

студентка VI курсу, групи ПГ-91мп
Березанська Марина Олександрівна

Науковий керівник:

Доцент каф. ПСОН, к.т.н., доц.,
Півторак Діана Олександрівна

Консультант з розробки стартап-проекту:

Доцент кафедри менеджменту, д.е.н., доц.,
Бояринова К.О.

Рецензент:

Засвідчую, що у цій магістерській
дисертації немає запозичень з праць
інших авторів без відповідних
посилань.

Студент (-ка) _____

Київ – 2020 року

**Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут
імені Ігоря Сікорського»**

Рівень вищої освіти – другий (магістерський)

Спеціальність – 151 – Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології

Освітньо-професійна програма - Комп'ютерно - інтегровані технології та системи навігації і керування

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ Надія БУРАУ

«__» _____ 20__ р.

ЗАВДАННЯ

на магістерську дисертацію студента

Березанській Марині Олександрівні

1. Тема дисертації «Датчик для вимірювання та аналізу імпульсних сигналів», науковий керівник дисертації Півторак Діана Олександрівна, к.т.н., доцент, затверджені наказом по університету від «__» _____ 20__ р. № _____

2. Термін подання студентом дисертації «5» грудня 2019 р.

3. Об'єкт дослідження вимірювання імпульсних сигналів.

4. Предмет дослідження Датчик для вимірювання та аналізу імпульсних сигналів _____

5. Перелік завдань, які потрібно розробити

- провести порівняльний аналіз датчиків вимірювання та аналізу імпульсних сигналів; _____

- обґрунтувати вибір елементної бази, написати програмного забезпечення;

- створення прототипу пристрою для відслідкування серцевого ритму, перевірка працездатності;

- проведення натурного випробування та визначення похибки;

6. Орієнтовний перелік ілюстративного матеріалу презентація _____

7. Орієнтовний перелік публікацій 2 матеріали науково-технічних конференцій у наукових збірниках _____

8. Консультанти розділів дисертації*

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Розробка стартап-проекту	Бояринова К. О., д.е.н., доцент		

9. Дата видачі завдання _____

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Термін виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1	Класифікація імпульсних сигналів		
2	Огляд засобів реєстрації і методів обробки біологічних сигналів		
3	Огляд оптичних датчиків серцевого ритму		
4	Основні характеристики датчиків серцевого ритму		
5	Обґрунтування вибору елементної бази		
6	Написання програмного забезпечення		
7	Створення прототипу пристрою для відслідкування серцевого ритму. Перевірка працездатності		
8	Розробка стартап-проекту		
9	Оформлення пояснювальної записки. Підготовка до захисту		

Студент _____
(підпис)

Марина БЕРЕЗАНСЬКА
(ініціали, прізвище)

Науковий керівник дисертації _____
(підпис)

Діана ПІВТОРАК
(ініціали, прізвище)

* Консультантом не може бути зазначено наукового керівника магістерської дисертації.

РЕФЕРАТ

Магістерська дисертація складається зі вступу, чотирьох розділів, висновків, списку використаних літературних джерел (42 найменування), 5 додатків. Загалом об'єм дисертації становить 114 стор., з них 82 основного тексту, 33 рисунки та 42 таблиць, перелік посилань на 5 сторінках.

Актуальність теми дослідження

На сьогоднішній день з урахуванням впливу зовнішніх факторів оточуючого середовища та екології виникла проблема збільшення захворюваності людей. Деякі із цих захворювань можна виявляти та контролювати за допомогою показників частоти серцевих скорочень.

Застосування датчиків серцебиття спрощують і економлять час на визначення серцевого ритму. Наразі дані датчики застосовуються не лише в медицині, а й в спорті та повсякденному житті.

Використання звичайного методу підрахунку пульсу власноруч, дає велику похибку і це не зручно. Тому задля зменшення цієї похибки з'явилися датчики, що виконують функцію підрахунку тиску з мінімальною похибкою, і за більш швидкий час.

Завдяки різним методам визначення частоти серцевих скорочень є можливість оцінювати функціональний стан людини. Таким чином, удосконалення датчику визначення частоти серцевих скорочень, який дозволить підвищити точність вимірювання, використовуючи переносні пристрої, є актуальною задачею.

Мета і завдання дослідження

Метою роботи є дослідження методів визначення частоти серцевих скорочень, а також розробка цифрового пристрою, за допомогою якого визначатиметься частота серцевих скорочень.

Для досягнення даної мети необхідно вирішити наступні завдання:

- Провести аналіз та огляд існуючих методів вимірювання та аналізу імпульсних сигналів;

- Розробити цифровий пристрій визначення частоти серцевих скорочень;

- Провести натурні випробування та визначення похибки.

Об'єкт дослідження – визначення частоти серцевих скорочень.

Предмет дослідження – пристрій визначення частоти серцевих скорочень людини.

Наукова новизна – вдосконалено алгоритмічно-програмне забезпечення для датчиків визначення частоти серцевих скорочень, на основі використання оптичного методу, за рахунок статистичної обробки та визначення характеристик часового ряду сигналу частоти серцевих скорочень.

Практична цінність – розробка алгоритму визначення частоти серцевих скорочень за допомогою цифрового пристрою та програмного забезпечення, що дозволяє використовувати його в якості альтернативи існуючих засобів визначення частоти серцевих скорочень.

Апробація результатів дисертації

Результати роботи магістерської дисертації були оприлюднені на XV Всеукраїнській науково-практичній конференції студентів, аспірантів та молодих вчених «Ефективність інженерних рішень у приладобудуванні» (Київ, 2019 р.) та XVI Науково-практичній конференції студентів, аспірантів та молодих вчених «Ефективність та автоматизація інженерних рішень у приладобудуванні» (Київ, 2020 р.).

Публікації:

Основні результати досліджень викладені в 2 наукових працях, з яких:

1. Огляд та сучасний стан датчиків серцевого ритму / М. О. Березанська // XV Всеукраїнська науково-практична конференція студентів, аспірантів та молодих вчених «Ефективність інженерних рішень у приладобудуванні», 10-11 грудня 2019 року, м. Київ, Україна : збірник праць конференції / КПІ ім. Ігоря Сікорського, ПБФ, ФММ. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського; Центр учбової літератури, 2019.

2. Цифровий пристрій для визначення частоти серцевих скорочень / М. О. Березанська // XVI Науково-практична конференція студентів, аспірантів та молодих вчених «Ефективність та автоматизація інженерних рішень у приладобудуванні», 8-9 грудня 2020 року, м. Київ, Україна : збірник праць конференції / КПІ ім. Ігоря Сікорського, ПБФ, ФММ. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського; Центр учбової літератури, 2020.

Ключові слова: датчик, цифровий пристрій, частота серцевих скорочень, програмне забезпечення, спектральний аналіз, статистична обробка, пульс, пульсометр, Pulse Sensor.

ANNOTATION

The master's dissertation consists of an introduction, four chapters, conclusions, a list of used literature sources (42 titles), 5 appendices. The total volume of the dissertation is 114 pages, including 82 main text, 33 figures and 42 tables, a list of references on 5 pages.

Relevance of the research topic

To date, taking into account the influence of external factors of the environment and ecology, there is a problem of increasing human morbidity. Some of these diseases can be detected and controlled by heart rate indicators.

The use of heart rate sensors simplifies and saves time to determine heart rate. Currently, these sensors are used not only in medicine, but also in sports and everyday life.

Using the usual method of counting the heart rate yourself, gives a large error and it is not convenient. Therefore, to reduce this error, sensors have appeared that perform the function of calculating the pressure with minimal error, and in a faster time.

Thanks to various methods of determining heart rate, it is possible to assess the functional state of a person. Thus, the improvement of the heart rate sensor, which will increase the accuracy of measurement using portable devices, is an urgent task.

The purpose and objectives of the study

The aim of the work is to study the methods of determining the heart rate, as well as to develop a digital device that will determine the heart rate.

To achieve this goal it is necessary to solve the following tasks:

- Conduct analysis and review of existing methods of measurement and analysis of pulse signals;
- Develop a digital device for determining heart rate;
- Carry out field tests and determine the error.

The object of the study is to determine the heart rate.

The subject of research - a device for determining the heart rate of a person.

Scientific novelty - improved algorithmic software for heart rate sensors, based on the use of optical method, due to statistical processing and determination of the characteristics of the time series of the heart rate signal.

Practical value - the development of an algorithm for determining heart rate using a digital device and software that allows you to use it as an alternative to existing means of determining heart rate.

Approbation of dissertation results

The results of the master's dissertation were published at the XV All-Ukrainian scientific-practical conference of students, graduate students and young scientists "Efficiency of engineering solutions in instrument making" (Kiev, 2019) and XVI scientific-practical conference of students, graduate students and young scientists "Efficiency and automation solutions in instrument making "(Kyiv, 2020).

Publications:

The main research results are presented in 2 scientific works, of which:

1. Review and current state of heart rate sensors / MO Berezanska // XV All-Ukrainian scientific-practical conference of students, graduate students and young scientists "Efficiency of engineering solutions in instrument making", December 10-11, 2019, Kyiv, Ukraine: Proceedings of the conference / KPI. Igor Sikorsky, PBF, FMM. - Kyiv: KPI named after Igor Sikorsky; Center for Educational Literature, 2019.

2. Digital device for determining heart rate / MO Berezanskaya // XVI Scientific and Practical Conference of Students, Postgraduates and Young Scientists "Efficiency and Automation of Engineering Solutions in Instrument Making", December 8-9, 2020, Kyiv, Ukraine : Proceedings of the conference / KPI. Igor Sikorsky, PBF, FMM. - Kyiv: KPI named after Igor Sikorsky; Center for Educational Literature, 2020.

Keywords: sensor, digital device, heart rate, software, spectral analysis, statistical processing, pulse, heart rate monitor, Pulse Sensor.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИК ПОЗНАЧЕНЬ	12
ВСТУП	13
РОЗДІЛ 1 АНАЛІЗ ТА ОГЛЯД ІСНУЮЧИХ МЕТОДІВ ВИМІРЮВАННЯ ТА АНАЛІЗУ ІМПУЛЬСНИХ СИГНАЛІВ	15
1.1. Класифікація імпульсних сигналів	15
1.2. Огляд засобів реєстрації і методів обробки біологічних сигналів	16
1.3. Датчики серцевого ритму	19
1.4. Пульсометр	24
1.5. Норма пульсу для різного віку	26
1.6. Варіабельність серцевого ритму	28
РОЗДІЛ 2 РОЗРОБКА ЦИФРОВОГО ПРИСТРОЮ ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ ПУЛЬСУ	31
2.1. Функціональна схема та принцип роботи пристрою	31
2.2. Обґрунтування вибору елементної бази пристрою визначення частоти серцевих скорочень	32
2.2.1. Оптичний датчик вимірювання пульсу	32
2.2.2. Плата Arduino	35
2.2.3. Діоди	39
2.2.4. Обрана база	39
2.3. Проектування цифрового пристрою визначення частоти серцевих скорочень	40
2.4. Розробка програмного забезпечення	43
2.4.1. Логіка роботи пульсометру	43
2.4.2. Опис програмного забезпечення	45
Висновки	48
РОЗДІЛ 3 НАТУРНІ ВИПРОБУВАННЯ ТА РОЗРОБКА МЕТОДИКИ ВИЗНАЧЕННЯ ЧАСТОТИ СЕРЦЕВИХ СКОРОЧЕНЬ	49
3.1. Опис натурних випробувань для визначення частоти серцевих скорочень	49

3.2. Алгоритм вимірювання кількості ударів в хвилину з використанням розробленого пульсометру та програмного забезпечення	50
3.3. Обґрунтування вибору еталонного пульсометру	51
3.4. Проведення експериментальних досліджень визначення частоти серцевих скорочень та похибок	53
3.4.1. Опис етапів проведення експериментальних досліджень	53
3.4.2. Розрахунок реакцій пульсу	55
3.4.3. Визначення похибки вимірювання	60
3.5. Проведення вимірювання експерименту 2	63
3.6. Спектральний аналіз результатів вимірювання	65
3.8. Обробка сигналу статистичними методами	69
Висновок	71
РОЗДІЛ 4 РОЗРОБКА СТАРТАП-ПРОЕКТУ «ДАТЧИК ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ ТА АНАЛІЗУ ІМПУЛЬСНИХ СИГНАЛІВ»	72
4.1. Опис ідеї проекту, розробки пульсометра на основі використання оптичного датчика вимірювання пульсу	72
4.2. Технологічний аудит ідеї проекту	75
4.3. Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту	76
4.4. Розроблення ринкової стратегії проекту	83
4.5. Розроблення маркетингової програми стартап-проекту	86
4.6. Організація реалізації стартап-проекту	89
Висновки	92
ВИСНОВКИ	94
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ	96
ДОДАТОК А	101
ДОДАТОК Б	104
ДОДАТОК В	106
ДОДАТОК Г	107
ДОДАТОК Д	111

ПЕРЕЛІК УМОВНИК ПОЗНАЧЕНЬ

- ЕКГ – електрокардіограма;
- АТ – артеріальний тиск;
- ВСР – варіабельність серцевого ритму;
- КІГ – кардіоінтервалограма;
- Д – датчик пульсометра;
- Л – людина якій міряють пульс;
- П – підсилювач сигналу;
- ФНЧ – фільтр нижніх частот;
- МК – мікроконтролер;
- БПІ – блок прийому інформації;
- СС – стан спокою;
- ПН – стан після навантаження;
- СВ – стан відновлення;
- ПД – піддослідні;
- ФС – функціональний стан;
- ЧСС – частота серцевих скорочень.

ВСТУП

На сьогоднішній день з урахуванням впливу зовнішніх факторів оточуючого середовища та екології виникла проблема збільшення захворюваності людей. Деякі із цих захворювань можна виявляти та контролювати за допомогою показників частоти серцевих скорочень.

Також часто вживаними пульсометри є серед спортсменів. Визначення частоти серцевих скорочень, для них, є однією із важливих задач під час тренувань, так як завдяки цим значенням є можливість слідкувати за функціональним станом спортсменів, дозволяє визначати необхідність спрощення тренувань чи навпаки підсилення.

Зараз існує велика кількість різних пульсометрів, що різняться за формою, типом, кольором, методом вимірювання частоти серцевих скорочень, методом кріплення до тіла людини, а також за ціною.

В пульсометрів що є доступними для більшості людей є певний недолік, вони досить неточні. Вимірюючи значення частоти серцевих скорочень доводиться дотримуватися ряду правил, що приносять незручності, наприклад, руки мають бути абсолютно сухі, потрібно бути в нерухомому стані, прилад має бути максимально чітко закріпленим до певної частини тіла. І також дотримуючись цих правил все одно є можливість представлення неправильних значень. А більш точні, являються малодоступними, тому що не кожен може дозволити їх собі придбати, оскільки вони досить дорогі.

Тому виходячи із цієї проблеми з'явилась необхідність створення приладу визначення частоти серцевих скорочень, який буде вміщувати в собі переваги деяких окремих видів подібних приладів, а саме буде досить точним у вимірюванні а також доступним для більшості.

Структура і об'єм дисертації.

Дисертаційна робота складається зі вступу, чотирьох розділів, висновків та списку використаних джерел (42 бібліографічних посилань) і 5 додатків. Повний обсяг роботи, в якому викладено її основний зміст, становить 82 сторінки, в тому числі 33 ілюстрацій та 42 таблиці.

РОЗДІЛ 1

АНАЛІЗ ТА ОГЛЯД ІСНУЮЧИХ МЕТОДІВ ВИМІРЮВАННЯ ТА АНАЛІЗУ ІМПУЛЬСНИХ СИГНАЛІВ

1.1. Класифікація імпульсних сигналів

Імпульсні сигнали – це такі сигнали, що існують в межах кінцевого відрізка по часу. Даний сигнал представляє собою послідовність імпульсів [1].

Однією з найважливіших характеристик імпульсного сигналу є його форма. Загалом форма імпульсного сигналу складається з наступних ознак: початковий підйом, вершина (для деяких форм) і кінцевий зріз. Загалом імпульсні сигнали поділяють на дві наступні групи: радіоімпульси та відеоімпульси [2].

Відеоімпульси отримуються за допомогою комутації в колах постійного струму. За формою поділяються на: прямокутні, трикутні, трапецієвидні, синусоїдальні, експоненціальні (рис.1.1) [3].

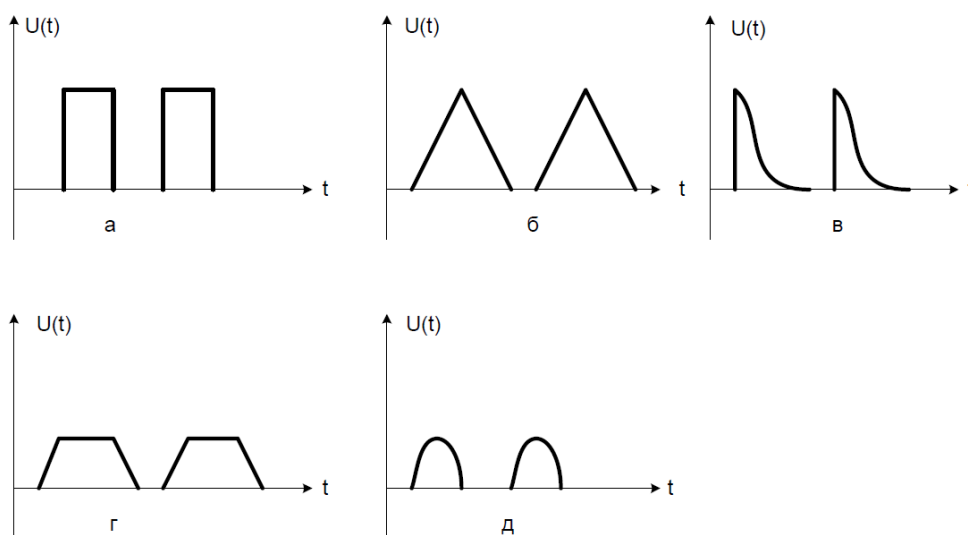


Рис.1.1. Форми відеоімпульсів: а) прямокутна, б) трикутна, в) експоненціальна, г) трапецієвидна, д) синусоїдальна.

Радіоімпульс – це той самий відеоімпульс, котрий високочастотно наповнений. Дані імпульси отримуються за допомогою комутації в колах змінного струму. Переважно завжди форму цих імпульсів можна

визначити з використанням огинаючої, а наповнення може бути як і у відеоімпульсів синусоїдальним, прямокутним і т. д. (рис.1.2)[3].

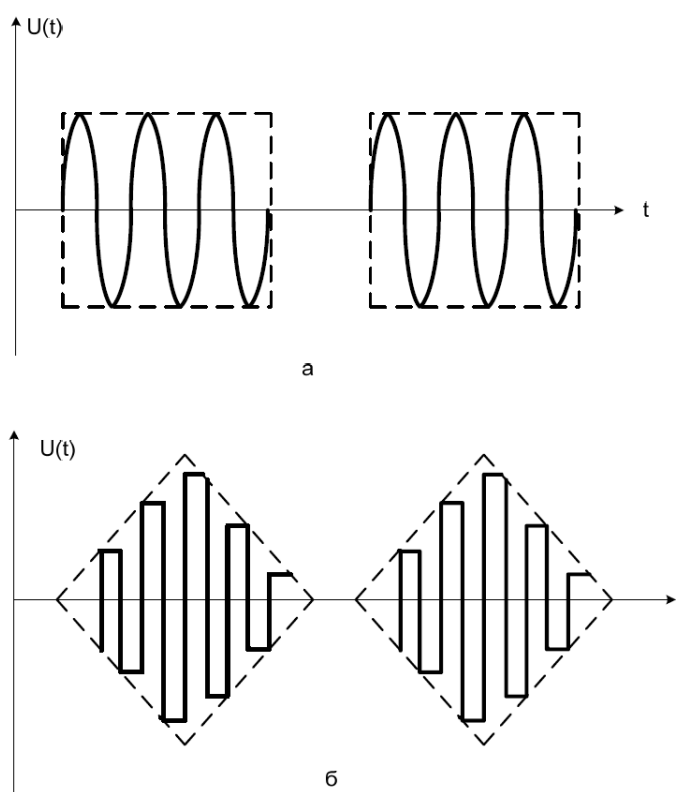


Рис.1.2. Деякі форми радіоімпульсів:

а) прямокутна із синусоїдальним наповненням, б) трикутна із прямокутно-імпульсним наповненням.

1.2. Огляд засобів реєстрації і методів обробки біологічних сигналів.

Організм людини є складним механізмом. Будь які сигнали, що вимірюються в тілі людини є імпульсними. Кожен орган потребує діагностику в певний період часу і для кожного із них використовуються різні прилади, за допомогою яких можна визначити наявність або відсутність проблеми з організмом людини, порівнявши отриманий сигнал від приладу з медичними показниками норми.

Підвищення ефективності сучасних медичних технологій тісно пов'язане з вдосконаленням методів і інструментальних засобів діагностики і об'єктивного контролю стану пацієнта в процесі лікування.

Побудова інструментальних засобів діагностики стану людини на основі реєстрації та вимірювань фізіологічних показників, що характеризують роботу найважливіших фізіологічних систем організму. Першими технічними засобами використовуваними для цієї мети стали, ртутний термометр для визначення температури тіла і звукопідсилювальна трубка для прослуховування шумів серця і дихання [4].

Розвиток техніки і, в особливості, радіоелектроніки призвело до створення високочутливих методів реєстрації біологічних сигналів і ефективних засобів їх обробки і отримання діагностичних даних [4].

Біологічні сигнали являють собою різноманітні за характером прояву (електричні, механічні, хімічні та ін.) діяльності фізіологічних систем організму. Знання параметрів і характеристик біологічних сигналів доповнює клінічну картину захворювання об'єктивної діагностичної інформацією, що дозволяє прогнозувати розвиток стану пацієнта [4].

Методи дослідження фізіологічних процесів, які використовуються в медичних діагностичних системах, повинні забезпечувати безперервність реєстрації біологічних сигналів в реальному масштабі часу при високій діагностичній цінності одержуваних показників. Цим вимогам задовольняють ряд методів фізіологічних досліджень, широко використовуваних у функціональній діагностиці [4].

Електрокардіографія - метод дослідження біоелектричної активності серця, здійснюваний за допомогою реєстрації і подальшої обробки електрокардіограми (ЕКГ). Використовується в моніторах для візуального спостереження ЕКГ та діагностики порушень, для стеження за показниками варіабельності серцевого ритму, що відображають стан регуляторних процесів в організмі [4].

Електроенцефалографія - метод дослідження біоелектричної активності мозку, що дає інформацію про функціональний стан мозку і його окремих ділянок. Використовується при моніторингу активності центральної нервової системи, зокрема, при визначенні глибини анестезії

за допомогою біспектрального аналізу електроенцефалограми, а також шляхом оцінки слухових викликаних потенціалів мозку [4].

Осцилометрія - метод дослідження параметрів периферичної гемодинаміки, здійснюваний шляхом реєстрації та аналізу пульсацій тиску в оклюзійної манжеті, оточуючу досліджувану посудину. Використовується в клінічному моніторингу для спостереження за параметрами артеріального тиску (АТ) крові [4].

Оксиметрія і капнометрія - методи дослідження для визначення концентрації кисню в крові. Даний метод використовується для оцінки різних захворювань, що впливають на функції серця та легень [4].

Метод фотоплетизмографії базується на методі оптичної денситометрії з кількісної та якісної оцінкою характеру поглинання або розсіювання світла в тканинах організму. Висока чутливість, достовірність і хороша відтворюваність показників методу фотоплетизмографії дають можливість об'єктивізувати динамічну оцінку у спостережуваних хворих змін функціонального стану окремих ланок і в цілому стану серцево-судинної системи і впливу на неї центральних відділів нервової і вегетативної нервової системи [5].

Розвиток засобів реєстрації і методів обробки біологічних сигналів, а також широке використання мікропроцесорної техніки призвело до об'єднання окремих приладів вимірювання та контролю фізіологічних параметрів в багатофункціональні діагностичні комплекси, що дозволяють вести комплексну оцінку стану пацієнта [4].

У медичних діагностичних системах здійснюється збір фізіологічних даних, аналіз отриманої інформації, визначення діагностичних показників з представленням результатів в зручному для сприйняття вигляді. Збір даних в моніторних системах заснований на реєстрації біологічних сигналів, тобто перетворенні сигналів, що відображають функціонування фізіологічних систем в форму, зручну для подальшої обробки та аналізу [4].

Фізіологічні параметри можуть бути визначені або безпосередньо, як вимірювані фізичні величини, наприклад, температура, тиск, біоелектричні потенціали, або як величини, що характеризують взаємодію фізіологічних процесів організму з фізичними полями, наприклад, величина ослаблення пройшли через досліджувані тканини оптичного випромінювання, ультразвуку, електромагнітних хвиль [4].

1.3. Датчики серцевого ритму.

Одним із найбільш важливих напрямів електроніки є медична електроніка. Даний клас електроніки реалізує діагностичні та лікувальні апарати, які вирішують майже всі медико-біологічні задачі. Також для медичної електроніки дуже важлива велика точність вимірювань і стабільність, так як від цієї техніки переважно завжди залежить життя людини.

Хвороби пов'язані з серцево-судинною системою людини, на сьогоднішній день, є одними з найбільш поширених у людей. Захворювання серцево-судинної системи можуть бути небезпечні не тільки для хворого, але і для оточуючих, особливо в ті моменти, коли хворий керує технікою та в ситуаціях, пов'язаних з виконанням відповідальних дій [6-7].

Починаючи з максимально простого і доступного, стан здоров'я серця і серцево-судинної системи можна визначати за частотою серцевих скорочень або за пульсом.

Пульс - це найважливіший показник якості фізіологічних процесів в організмі, що дозволяє судити про здоровий стан організму і його тренуваність, про різні захворювання організму, причому не тільки серця, а й інших органів і систем. Пульс - це поштовх крові в судинах при скороченні серця, що виробляє коливання стінок кровоносних судин.

Параметри, якими характеризується пульс:

- Частота;

- Ритм;
- Напруга;
- Наповнення.

Виміряти пульс можна різними способами: за допомогою оптопар (світлодіод, фотодіод) на просвіт частини тіла або на відображення, за допомогою мікрофонної техніки, за допомогою вимірювання електричної активності серцевого м'яза (ЕКГ), за допомогою п'єзодатчиків і навіть по відеозображенню особи та ін. [6, 8].

Вимірювання пульсу за допомогою навушників. Принцип вимірювання представляє собою навушники, що вимірюють тиск повітря через вакуум, який утворюється в слуховому проході. Під час переміщення крові в артеріях, барабанна перетинка має невеликі коливання з частотою близько 1 ГГц, дані коливання відповідають пульсу. При використанні таких навушників інформація про коливання передається до певного додатку, на телефон чи будь-який електронний носій. Але у даного методу вимірювання є один великий недолік, для точності необхідно досягти максимального вакууму, інакше сторонні коливання, за межами вуха, можуть впливати на достовірність вимірних значень [9].

Електрокардіографія (ЕКГ) - метод електрофізіологічного дослідження серцевої діяльності, заснований на реєстрації та аналізі електричної активності міокарда. Результатом електрокардіографії є створення електрокардіограми - графічного зображення різниці потенціалів, яка виникає внаслідок роботи серця і проводиться до поверхні тіла [10].

Вимірювання пульсу за допомогою відео спеціальною системою, що оброблює зображення. Принцип роботи даної системи полягає у тому, що камера записує зображення в трьох каналах різних спектрів кольору: зеленому, синьому та червоному. Під час руху крові по артеріям світлопоглинання шкіри змінюється. Завдяки зеленому кольору

отримується вся необхідна інформація для визначення пульсу, так як гемоглобін найкраще поглинає зелений колір спектру. Тобто під час серцевого скорочення, кров, яка рухається по артеріям розміщеним близько до шкіри найбільше поглинається зелений колір, що добре видно на обробленому відео. Головним недоліком вимірювання пульсу даним методом є наявність другорядних джерел світла, які вносять свою похибку на результат перетворення. Приклад такого перетворення представлено на рис.1.3 [11].

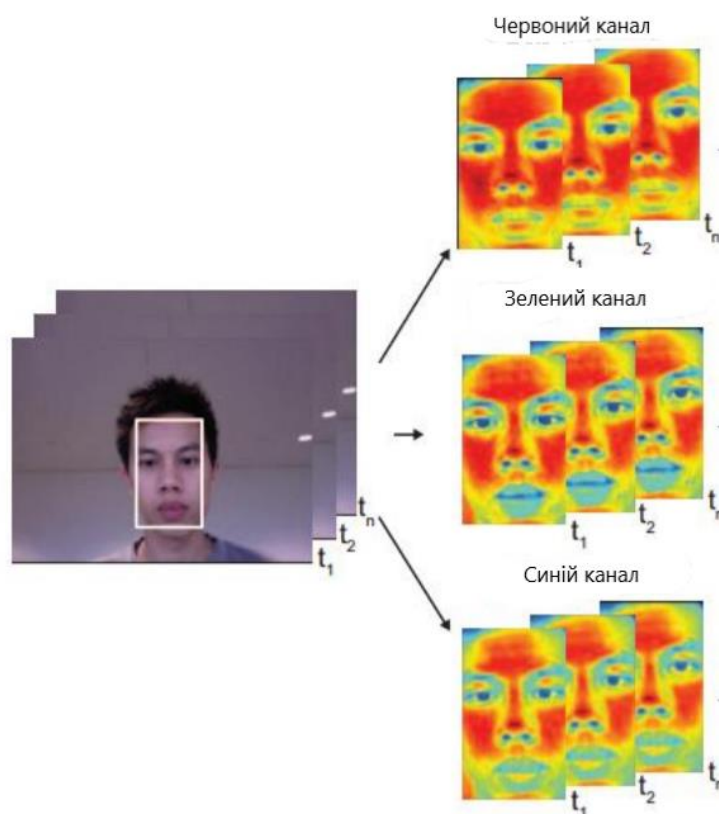


Рис.1.3. Приклад перетворення зображення на різні спектри кольору.

Сфігмографія – дослідження пульсу судинної стінки. Вимірювання виконується за допомогою спеціальних датчиків, що кріпляться в місці, де артерії найближче до шкіри. Завдяки коливанням стінок артерій, під час пульсації, значення перетворюються в електричні сигнали, що реєструються у вигляді сфігмограми, тобто певної кривої. Досліджуючи

цю криву, звертають увагу на її форму, ритмічність та амплітуду, після чого робляться висновки щодо стану серця та артерій (рис.1.4) [12].



Рис.1.4. Приклад сфігмографічної кривої.

Сфігмоманометрія – найбільш поширений метод вимірювання пульсу та тиску. Сфігмоманометрія представляє собою групу методів непрямого вимірювання артеріального тиску по тиску в компресійній манжеті (сфігмоманометр) (рис.1.5), що відповідає вимірюванню характеру пульсації дистально розташованій артерії або звукових явищ в ній, що синхронні з пульсом [13].



Рис.1.5. Сфігмоманометр.

Одним з найбільш поширених і недорогих способів визначення пульсу є оптичний метод, який при належному підході може давати досить точний та якісний результат. У найпростішому варіанті може використовуватися світлодіод і фотодіод. При скороченні серця кров по судинах рухається нерівномірно в залежності від роботи серця і судин. Відповідно до цієї нерівномірності буде змінюватися відбитий або просвічуваний сигнал від світлодіода на фотодіоді. Посиливши цей сигнал

можна отримати не тільки кількість скорочень серця за амплітудою сигналу, але і приблизну кардіограму [6].

Фотоплетизмографія є одним із методів вимірювання пульсу. Основою фотоплетизмографа є датчик, на якому розташовані випромінювач та детектор (світлопоглинач), вони можуть бути розташовані як з протилежних сторін, так і поруч, тобто працювати як на просвіт, так і на відбивання (представлено на рис.1.6). Світлодіод випромінює світло, що проходить через палець. Кров, м'язи, кістки та шкіра частково поглинають в себе це світло і потрапляє на детектор. Під час вимірювання об'єму крові в пальці, змінюється інтенсивність світла, що проходить через нього. Зі збільшенням тиску збільшується об'єм крові, що приходить до пальця і відповідно зменшується потік світла. Отже можна рахувати, що опір фотодіода обернено пропорційний рівню пульсу людини. Також, судячи про опір світлодіода, можна визначити в якій фазі знаходиться кардіоваскулярна система людини. При максимальному опорі – фаза систоли (скорочення), а при мінімальному опорі – фаза діастолі (розслаблення) [14].

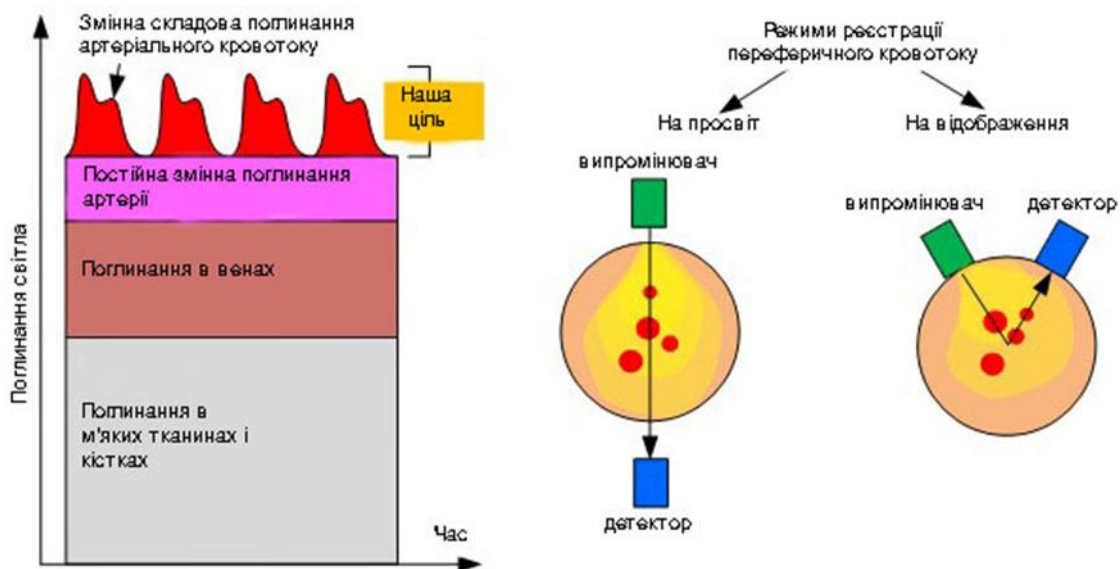


Рис.1.6. Принцип роботи фотоплетизмографії.

1.4. Пульсометр

Пульсометр – це пристрій, за допомогою якого виконується вимірювання частоти серцевих скорочень в певний момент часу. Розрізняють багато видів за способом вимірювання та за методом кріплення.

Нагрудний датчик - найточніший датчик для визначення пульсу. Такі датчики кріпляться на грудну клітку за допомогою спеціального ремня, вони мають автономне джерело живлення, що запускається при появі пульсу [15].

Даний пульсометр працює за рахунок того, що він вимірює електричну активність серця, що виробляється під час кожного серцевого скорочення (рис.1.7).

Перевагами даного датчику є:

- Передають сигнал на відстань до 70 см до наручного годинника-приймача;
- Кисті рук залишаються вільними;
- Дає точні значення показників пульсу.

Недоліки даного датчику:

- Обмежує рухи [16-17].

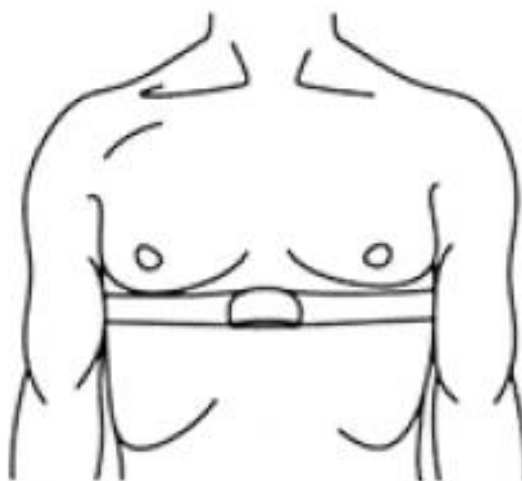


Рис.1.7. Нагрудний пульсометр.

Вбудований датчик. Пульсометри без нагрудного датчика в даний час дозволяють визначити пульс просто торкнувшись двох електродів на корпусі пристрою протягом декількох секунд. Вбудовані (сенсорні) датчики вимірювання пульсу можуть бути використані на тренажерах, годинниках та ін.. Дані датчики представляють собою сенсор, що покритий тонкою металевою пластиною. Щоб з його допомогою виміряти пульс достатньо покласти палець чи долоню на металеву пластину на декілька секунд, датчики, що знаходяться під пластиною, підраховують дані про кількість артеріальних імпульсів, що відповідають частоті серцевих скорочень [15].

До переваг відносяться:

- Досить точні;
- Легкі у використанні.

Недоліки:

- Необхідний тісний контакт для отримання точних результатів;
- Металева поверхня та руки повинні бути максимально чистими, інакше це вплине на результати вимірювання [18].

Датчик на мочку вуха або на палець. Визначає пульс за пульсацією крові в тканинах. Принцип роботи пульсометрів, що кріпиться на мочку вуха можна пояснити наступним чином: даний виріб зазвичай виконується у формі кліпси, тому легко одягається на вухо. На одній частині розташований світлодіод, який випромінює світло, а на іншій частині фотодіод, який це світло поглинає. Під час пульсації крові змінюється світлопроникність і це реєструється вимірювачем (рис.1.8) [15].

До переваг можна віднести:

- Легкі у використанні;
- Відносно не дорогі у порівнянні з іншими;
- Не займають багато місця.

До недоліків:

- Неточність вимірювань;

- Кліпса може призвести до дискомфорту;
- Спадають при різких рухах [17, 19-20].

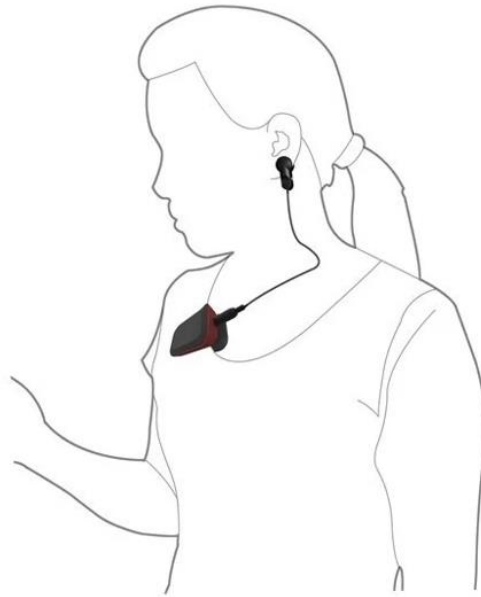


Рис.1.8. Пульсометр на мочку вуха.

1.5. Норма пульсу для різного віку.

Отримавши дані про серцеві скорочення, можна судити про здоров'я наступним чином. У середньостатистичної дорослої людини нормальний пульс 60-80 ударів за хвилину. У спортсменів це значення значно нижче і більш стабільне при фізичних навантаженнях. У жінок зазвичай пульс частіше, а у дітей в залежності від віку значно частіше, ніж у дорослих. Необхідно відзначити, що збільшення частоти пульсу виникає при фізичному навантаженні, при нервовому напруженні, курінні, споживанні чаю, кави та алкогольних напоїв. Найбільш нервові люди, часто хвилюючись через дрібниці, напружують свою нервову систему, і в цей час серце реагує прискореним пульсом, а судинна система - збільшенням артеріального тиску. Спочатку у таких людей з'являється серцево-судинна дистонія, невроз серця, а потім наступають серйозні захворювання серцево-судинної системи. Якщо пульс реагує почастишенням на дрібні неприємності, то необхідно терміново дати відпочинок організму і зайнятися оздоровленням. Почастишення пульсу понад 100 ударів в

хвилину називається тахікардією і вимагає до себе особливої уваги. З цього приводу необхідно звернутися до лікаря. Зниження пульсу до значення нижче 50 ударів в хвилину називається брадикардією і також вимагає до себе особливої уваги. З даного приводу необхідно обов'язково звернутися до лікаря. При серцевій недостатності пульс дуже повільний і слабкий. Серцева недостатність вимагає обов'язкового виклику лікаря [21-22].

Ритм пульсу визначається інтервалами між окремими пульсовими ударами. У здорової людини пульсові тимчасові інтервали завжди однакові. Аритмія - це неправильність пульсу, яка характеризується неоднаковими інтервалами. Неритмічний пульс може мати кілька різновидів. Екстрасистолія - це аритмія, пов'язана з появою на інтервалі зайвого удару. Миготлива аритмія характеризується безладністю пульсу. Пароксизмальна тахікардія - це раптове сильне серцебиття. Використання навіть самих звичайних пульсометрів може проінформувати користувача про проблеми з серцево-судинною системою та по результатам виміру пульсу можна оглядово визначити конкретну проблему або захворювання. Якщо вчасно звернути увагу на такі проблеми, то це може врятувати людині життя [23].

Різноманітні чинники та певні особливості організму можуть впливати на пульс. Найголовнішими особливостями, на які опираються при вимірі пульсу, є вік та стать. Для кожної вікової категорії є певна норма пульсу. Пульс вимірюється в стані спокою. Його підвищення може бути зумовленим вживанням великої кількості їжі, фізичним навантаженням, а також хвилюванням [24].

Середня норма пульсу для дітей приведена в табл.1.1.

Табл.1.1. Середня норма пульсу для дітей.

Вік	Значення пульсу
Від 0 до року	130 уд/хв

1-2 роки	124 уд/хв
2-4 років	115 уд/хв
4-6 років	106 уд/хв
6-8 років	98 уд/хв
8-10 років	88 уд/хв
10-12 років	80 уд/хв
12 і старше	75 уд/хв

Середня норма пульсу для дорослих приведена в табл.1.2.

Табл.1.2. Середня норма пульсу для дорослих.

Вік	Значення пульсу
20-30 років	60-70 уд/хв
30-40 років	70-75 уд/хв
40-50 років	75-80 уд/хв
50-60 років	80-85 уд/хв
60-70 років	85-90 уд/хв
70-80 років	90-95 уд/хв

1.6. Варіабельність серцевого ритму

Варіабельність є властивістю всіх процесів біологічних організмів, яка пов'язана з пристосуванням організму до різних умов оточуючого середовища. Досліджуючи варіабельність, відображується вплив сигналів управління, що змінюють роботу клітин, органів чи систем в інтересах збереження гомеостазу, інакше кажучи, адаптація організму до нових умов [25].

Варіабельність серцевого ритму (ВСР) відображає роботу серцево-судинної системи і роботу механізмів регуляції організму в цілому.

Показники ВСР відображають важливі показники контролю фізіологічних функцій організму - вегетативного балансу і

функціональних резервів механізмів його контролю. Аналізуючи ВСР, можна не тільки оцінити функціональний стан організму, але і відстежити його динаміку аж до патологічних станів з різким зниженням ВСР і високою ймовірністю смерті [25].

Зниження показників ВСР свідчить про те, що в серцевій діяльності є певні порушення. Найбільш високі показники ВСР у здорових, молодих людей та спортсменів; проміжні - у хворих з різними захворюваннями серця та шлунку; а самі низькі - у людей, що перенесли епізоди фібриляції.

Витрати інформаційних, енергетичних і метаболічних ресурсів організму необхідне для процесу адаптації. Управління цими ресурсами виконуються завдяки нервовим, ендокринним і гуморальним механізмам, що поділяються на центральні та автономні [25].

Реакції адаптації являються індивідуальними, тому у різних людей реалізуються різною ступеню участі функціональних систем, що містять в собі зворотній зв'язок, що змінюється в часі і має змінну функціональну організацію.

Даний метод заснований на вимірюванні часових інтервалів між зубцями, що побудовані динамічним рядом кардіоінтервалу, та аналізі отриманих числових рядів математичними методами. Динамічний ряд кардіоінтервалу називаються кардіоінтервалограмою (КІГ) [26].

Кардіоінтервалограма може бути як стаціонарною, так і нестаціонарною. До стаціонарних відносяться випадкові процеси, що одноманітно протікають та мають вигляд неперервних коливань навколо певного середнього значення. Стаціонарні процеси характеризуються тим що в будь-якому проміжку часу будуть одні і ті ж значення кардіоінтервалограм. Нестационарні процеси мають тенденцію до змін в часі і їх характеристики залежать від початку відліку. Стаціонарні процеси розглядаються в ідеальному випадку, але практично в кожній кардіоінтервалограмі є елементи нестаціонарності. При аналізі динамічних рядів кардіоінтервалів розрізняють короткочасні та довгочасні записи, під

довгочасними розуміється запис, що проводиться на протязі 24-х або 48 годинному моніторингу електрокардіограми. До короточасних відносяться ті записи, що виконувались на протязі декількох хвилин. Кардіоінтервалограма може бути отримана при аналізі будь-яких кардіографічних записів (електричних, механічних, ультразвукових і т.д.) [26].

Аналіз ВСР проводиться в три етапи:

- 1) Вимірювання тривалості інтервалів і представлення динамічних рядів кардіоінтервалів у вигляді кардіоінтервалограми (рис.1.9.);
- 2) Аналіз кардіоінтервалограми;
- 3) Оцінка результатів аналізу ВСР.

На рис. 1.9 представлено формування КІГ. Зверху розташована ЕКГ, а знизу вже кардіоінтервалограма. По осі ординат вказана тривалість кардіоінтервалів в мілісекундах, а по осі абсцис час реєстрації кардіоінтервалів. Стрілками відмічені інтервали між зубцями електрокардіограми що відповідають кардіоінтервалограмі.

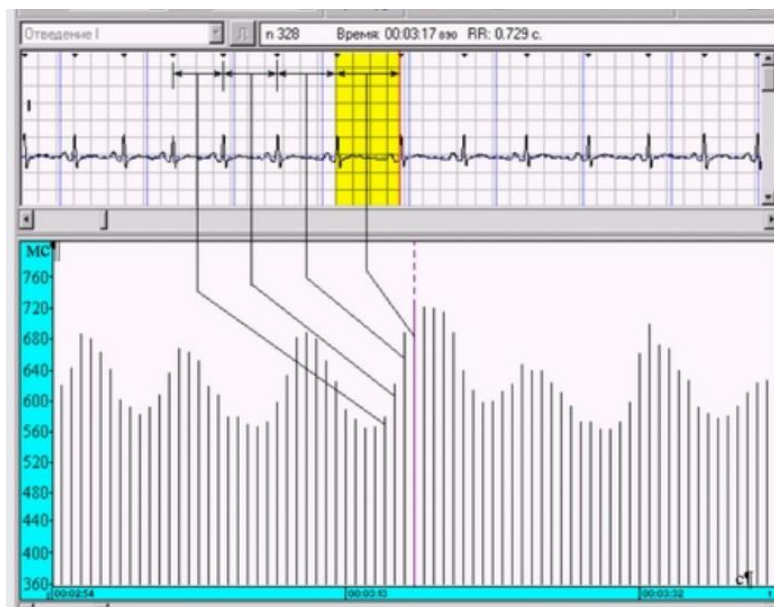


Рис.1.9. Формування кардіоінтервалограми.

РОЗДІЛ 2

РОЗРОБКА ЦИФРОВОГО ПРИСТРОЮ ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ ПУЛЬСУ

2.1. Функціональна схема та принцип роботи пристрою.

Вимірювання пульсу загалом можна розділити на три блоки:

- вимірювання пульсу;
- обробка та передача інформації;
- представлення результатів.

Функціональна схема цих блоків представлена на рис.2.1.

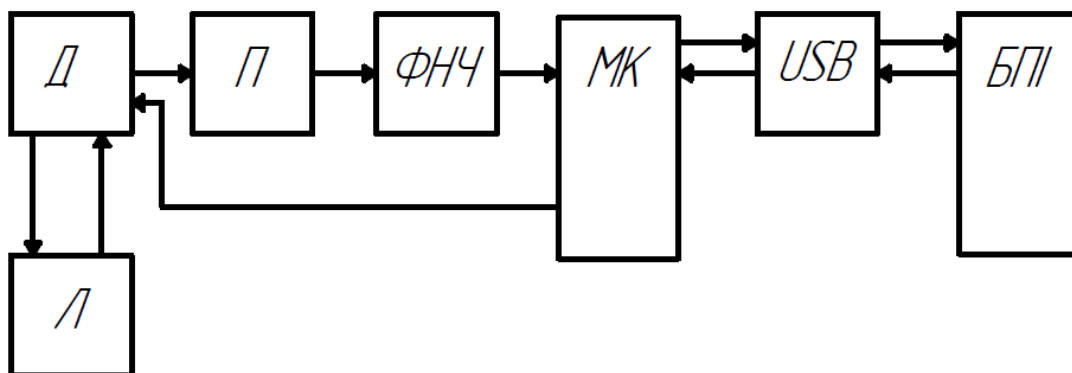


Рис.2.1. Функціональна схема пристрою.

Принцип роботи пристрою полягає в тому, що до тіла людини прикріплюється датчик вимірювання пульсу (Л), завдяки блоку подачі та прийому інформації (БП) виконується запуск та подача живлення на плату на якій розташовані всі елементи. Через блок USB передається інформація, що необхідно робити, на мікроконтролер (МК). Який слідує завданню передає сигнал на датчик вимірювання пульсу, що виконує зняття інформацію про імпульсні сигнали серцевого скорочення, тобто виконується вимірювання значень пульсу.

Наступним кроком є передача даних вимірювання до підсилювача сигналу (П), де збільшується електрична потужність, для покращення обробки сигналу. Далі сигнал пропускається через фільтр нижніх частот (ФНЧ), що подавляє сигнал вище і нижче необхідної частоти.

Далі оброблений сигнал передається на мікроконтролер (МК), який передає інформацію через блок USB, на блок прийому інформації (до комп'ютеру). Потім прописаний завчасно програмний код на комп'ютері виконує перетворення вимірних значень, і вже представляє результат частоти серцевих скорочень [27].

2.2. Обґрунтування вибору елементної бази пристрою визначення частоти серцевих скорочень

Для створення приладу для вимірювання пульсу, необхідні наступні елементи:

- Датчик вимірювання пульсу (оптичний);
- Плата Arduino;
- Діод.

2.2.1. Оптичний датчик вимірювання пульсу

Оптичний метод вимірювання пульсу є одним із найпоширеніших та недорогих методів, який дає дуже точний результат.

Наразі загальнодоступними є два типи оптичних датчиків вимірювання пульсу: KY-039 та Pulse Sensor.

Датчик вимірювання пульсу KY-039

KY-039 – це датчик для вимірювання пульсу через палець. Він працює на провіт (рис.1.6) та складається з інфрачервоного світлодіода та фотоприймача, завдяки яким і відбувається вимірювання пульсу. KY-039 представлений на рис.2.2.

Даний датчик працює за наступним принципом: необхідно покласти палець між світлодіодом та фотоприймачем, який отримує значення про потік інфрачервоного випромінювання. Під час пульсації крові в пальці змінюється опір фотоприймача і це фіксується приладом до якого підключають даний датчик [28].

До переваг можна віднести:

- Легкість підключення до плат Arduino, та інших мікроконтролерів;

- Легкий у використанні;

- Відносно дешевий.

До недоліків:

- Похибка вимірювань;

- Підвладний впливу сонячного та штучного світла, що дає неправдиві значення вимірювань;

- Непрактична конструкція (легко ламається).

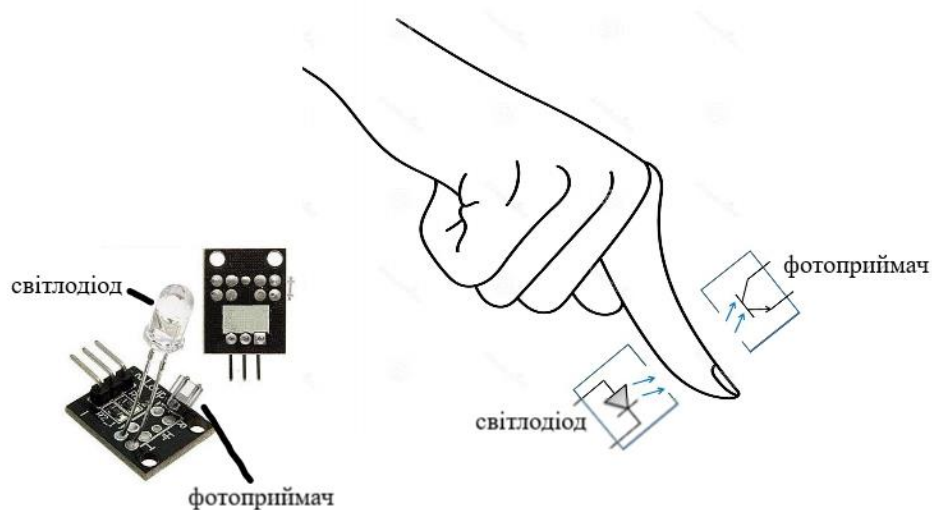


Рис.2.2. Датчик пульсу KY-039.

Датчик вимірювання пульсу Pulse Sensor

Цим датчиком виконується вимірювання пульсу через палець або мочку вуха. На цьому датчику розміщені світлодіод та світлоприймач, та встановлені таким чином, що потік світла від світлодіода потрапляє на фотоприймач, після того як відіб'ється від перешкоди (тобто працює на відображення як на рис.1.6), тобто від пальця чи мочки вуха. Наповнюючись кров'ю судини змінюють світлопроникність і це впливає на зміну кількості відображеного світла. При постійному світловому потоці, що випромінюється світлодіодом, інтенсивність світла, що реєструється

фотоприймачем, залежить від того як судини наповнюються кров'ю. Датчик вимірювання пульсу Pulse Sensor представлений на рис.2.3 [29].

Електрична схема даного датчику розроблена таким чином, щоб реєструвати динамічні зміни інтенсивності світлового потоку, що приймається.

Перевагами даного датчика є:

- Легкий у використанні;
- Точний у вимірюванні;
- Легко підключається до будь-яких плат та мікроконтролерів;
- Відносно дешевий;
- Зручна конструкція.

Недоліки:

- Вплив сонячного та штучного світла дає невелику погрішність.

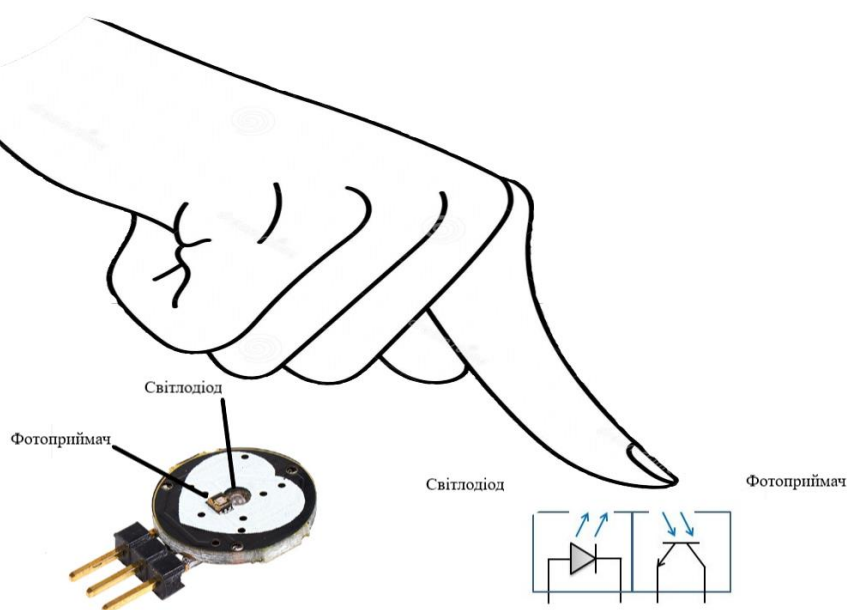


Рис.2.3. Датчик вимірювання пульсу Pulse Sensor.

Характеристики обох датчиків представлені в табл.2.1.

Табл.2.1. Характеристики KY-039 та Pulse Sensor.

Характеристики	Датчик вимірювання пульсу	
	KY-039	Pulse Sensor
Напруга живлення	3 – 5 В	3 – 5 В

Споживчий струм	3 – 5 мА	3 – 5 мА
‘S’	Аналоговий вихід	Аналоговий вихід
‘-’	GND	GND
Середній контакт	Плюс живлення	Середній контакт

2.2.2. Плата Arduino

Arduino – відкрита платформа, в якій можна створювати прототипи та розробляти електронні прилади. Часто використовується для вивчення програмування, що дозволяє реалізувати різні ідеї в життя як людям з мінімальним рівнем знань в програмуванні, так і людям які є розробниками з великим стажем. Також ця платформа дуже зручна для користувачів так як є дуже розвиненою, містить в собі багато бібліотек для роботи з різною периферією, що значно спрощує деякі процеси.

Великою перевагою цієї платформи є багатоживаність, тому про неї можна знайти багато різної інформації, рекомендації щодо її використання та відповіді на запитання які виникають в процесі роботи.

Існує дуже велика кількість оригінальних плат Arduino, але ще більше підрібок або Arduino-сумісні. Вони відрізняються характеристиками встановлених мікроконтролерів, розмірами, кількістю портів, але завдяки цьому кожен користувач може підібрати плату відповідно до своїх потреб.

Arduino Uno R3

Найпопулярніша плата із серії Arduino (рис.2.4). Маючи стандартний форм-фактор є можливість підключення великої кількості плат, що розширяють можливості платформи, датчиків та багато чого іншого. Побудована на базі мікроконтролера ATmega328P-PU [30].



Рис.2.4. Arduino Uno R3.

Arduino Mega 2560 R3

Arduino Mega 2560 R3 є просунутою версією плати Arduino (рис.2.5). Дана плата є дуже зручною, якщо для реалізації проекту необхідне підключення великої кількості сумісних пристроїв, а також великого об'єму пам'яті. Побудована на базі мікроконтролера ATmega2560 [31].

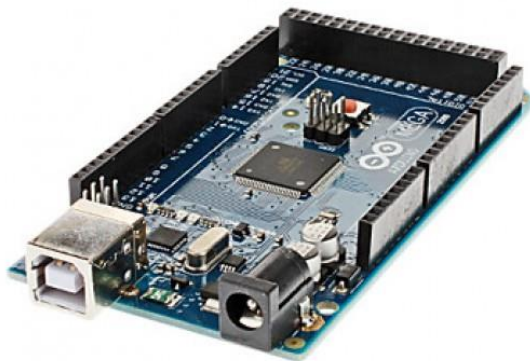


Рис.2.5. Arduino Mega 2560 R3.

Arduino Nano v3.0

Побудована по тому ж принципу, що і Arduino Uno R3, тільки в більш компактному розмірі (рис.2.6). Не сумісна з Arduino шилдами та не має окремого роз'єму живлення [32].

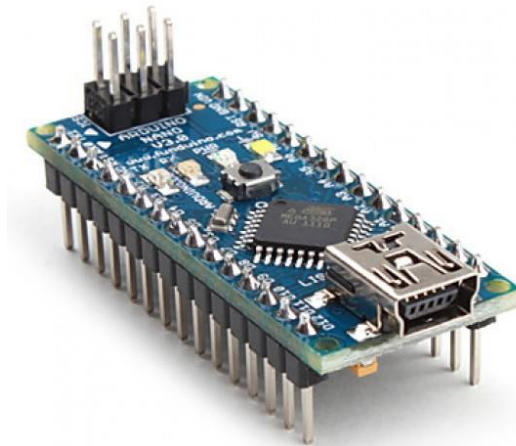


Рис.2.6. Arduino Nano v3.0.

Arduino Pro Mini

Побудована на базі мікроконтролера ATmega328. Дана плата (рис.2.7) не містить в собі влаштованого USB-to-serial перетворювача. Використовується при необхідності мінімальних затрат розміру і низького споживання енергії [33].

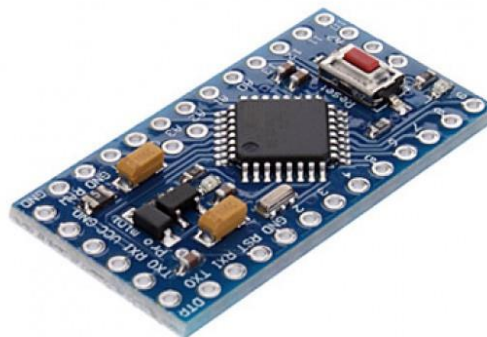


Рис.2.7. Arduino Pro Mini.

Arduino Due R3

Перша плата із серії Arduino (рис.2.8). Побудована на базі мікроконтролера Atmel SAM3X8E ARM Cortex-M3 CPU. Дана плата може застосовуватися в більш серйозних проектах, в порівнянні з більшістю плат Arduino, так як містить в собі потужний мікроконтролер [34].

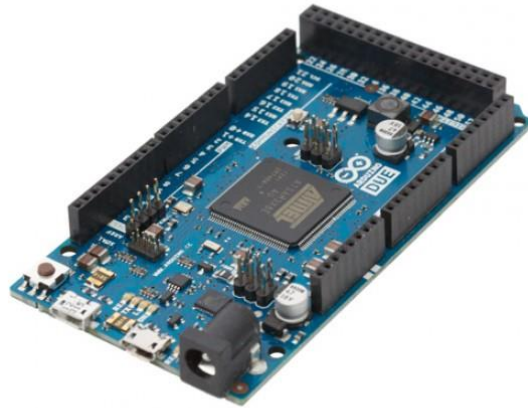


Рис.2.8. Arduino Due R3.

Arduino Esplora

Плата з доволі розширеною комплектацією (рис.2.9). В порівнянні з іншими платами в Arduino Esplora уже влаштовані: мікрофон, спікер, фоторезистор, датчик температури, трьохосьовий акселерометр, аналоговий джойстик та інше. Побудований на базі мікроконтролера ATmega32U4 [35].



Рис.2.9. Arduino Esplora.

Характеристики кожної плати Arduino представлено в табл.2.2.

Табл.2.2. Характеристики плат Arduino.

Характеристики	Arduino Uno R3	Arduino Mega 2560 R3	Arduino Nano v3.0	Arduino Pro Mini	Arduino Due R3	Arduino Esplora
Робоча напруга	5 В	5 В	5 В	5 В	3.3 В	5 В
Вхідна напруга (рекомендовано)	7 – 12 В	7 – 12 В	7 – 12 В	7 – 12 В	7 – 12 В	-
Вхідна напруга (гранична)	6 – 20 В	6 – 20 В	6 – 20 В	6 – 20 В	6 – 16 В	-
Цифрові входи/виходи	14	54	14	14	54	-
Аналогові входи	6	26	8	8	12	-
Постійний струм	40 мА	40 мА	40 мА	40 мА	130 мА	50 мА
Флеш-пам'ять	32 Кб	256 Кб	32 Кб	32 Кб	512 Кб	32 Кб
Оперативна пам'ять	2 Кб	8 Кб	2 Кб	2 Кб	96 Кб	2.5 Кб
Енергонезалежна пам'ять	1 Кб	4 Кб	1 Кб	1 Кб	1 Кб	1 Кб
Тактова частота	16 МГц	16 МГц	16 МГц	16 МГц	84 МГц	16 МГц

2.2.3. Діоди

Світлодіод – це напівпровідниковий пристрій. Він перетворює надійшовший до нього струм в світлове випромінювання. Це виходить в результаті напівпровідності і супроводжуючої рекомбінації, що створюються в місці, де сполучені контакти двох напівпровідників, що мають різні типи провідності, і завдяки цьому виробляється енергія, що дає світіння [36].

2.2.4. Обрана база

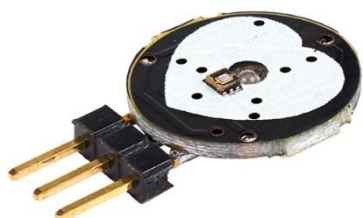
Провівши аналіз характеристик різних типів датчиків і переглянувши всі переваги та недоліки, для пульсометру для створення пристрою для визначення частоти серцевих скорочень обрано датчик пульсації крові Pulse Sensor (рис.2.10,а). Він є легким у використанні, точний у вимірюванні, є

легко підключається до різних плат Ардуіно та мікроконтролерів, також датчик має зручну конструкцію.

Не зважаючи на те, що він більш дорожчий у порівнянні з KY-039, Pulse Sensor є більш точним та практичним, а також він є більш зручним для кріплення.

Серед розглянутих плат є можливість обрати будь-яку з них, але розроблений пульсометр не буде сильно енергозатратним, та не буде вимагати великої кількості пам'яті, тому для зручності використання обрано Arduino Uno R3 (рис.2.10,б). В даній платі є всі необхідні параметри для підключення датчика пульсації крові Pulse Sensor, тому немає потреби в використанні більш потужної плати.

В якості світлодіода візьмемо звичайний світлодіод (рис.2.10,в) розміром 3 мм, червоного кольору, з наступними характеристиками: падіння напруги – 2,1 В, струм – 20 мА.



а)



б)



в)

Рис.2.10. Комплектуючі приладу: а) Датчик Pulse Sensor; б) Arduino Uno R3; в) Світлодіод.

2.3. Проектування цифрового пристрою визначення частоти серцевих скорочень

Датчик пульсу має три контакти:

‘S’ - Аналоговий вихід;

‘-’ – GND;

Середній контакт - Плюс живлення.

Відповідно, необхідно підключити контакти до плати, опираючись на характеристики пульсометру, інакше він може просто не працювати, чи згоріти.

Світлодіод також підключається відповідно до своїх характеристик. Візуально оцінивши його, можна побачити, що один контакт коротший іншого, виходячи з цього коротший контакт заземлюємо, а на довший контакт подаємо живлення.

Нижче представлена схема підключення пристроїв до плати (рис.2.11).

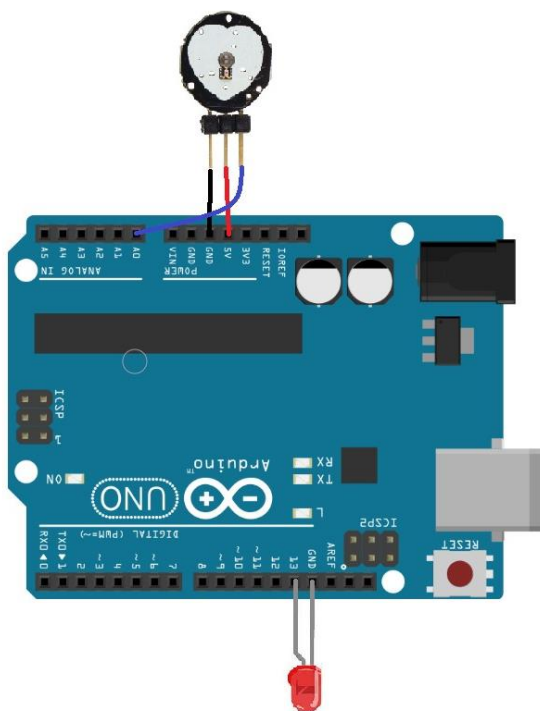


Рис.2.11. Схема підключення пристроїв пульсометру.

Табл.2.3. Підключення датчика пульсації крові до плати.

Контакти датчика	Порти плати
‘S’	A0
‘-’	GND
Середній контакт	5 V

Табл.2.4. Підключення світлодіода до плати.

Контакти світлодіода	Порти плати
‘+’	13
‘-’	GND

GND – мінус живлення (заземлення).

13 порт – цифровий порт плати, приймає тільки два види сигналів: high і low.

Після підключення всіх пристроїв отримуємо готовий макет пульсометра, що представлений на рисунку 2.12.

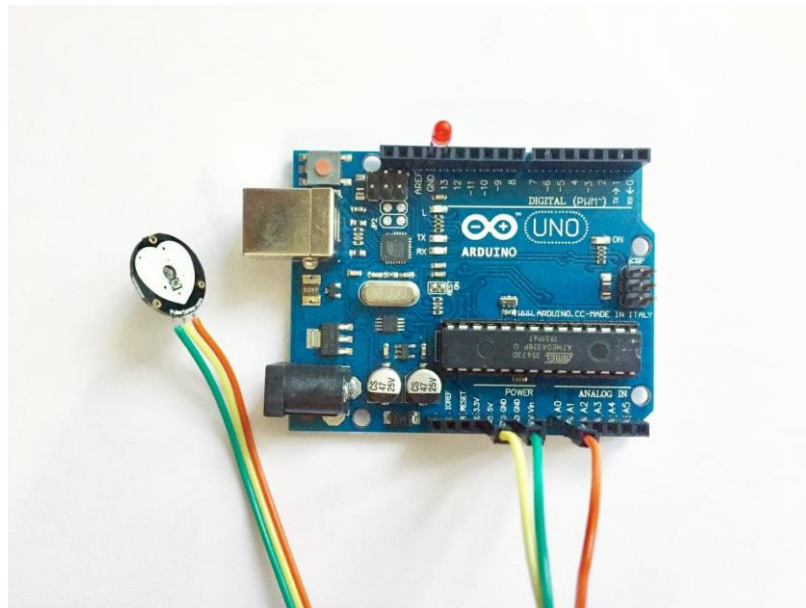


Рис.2.12. Цифровий пристрій для визначення частоти серцевих скорочень.

Також для покращення якості та міцності пристрою для визначення частоти серцевих скорочень, доцільно буде розробити корпус, завдяки якому плата та датчик будуть більш захищені від механічних пошкоджень та зовнішніх впливів. Разом з цим буде покращено зовнішній вигляд. В

результаті вмонтування в корпус, отримано готовий прилад для вимірювання пульсу (рис.2.13).

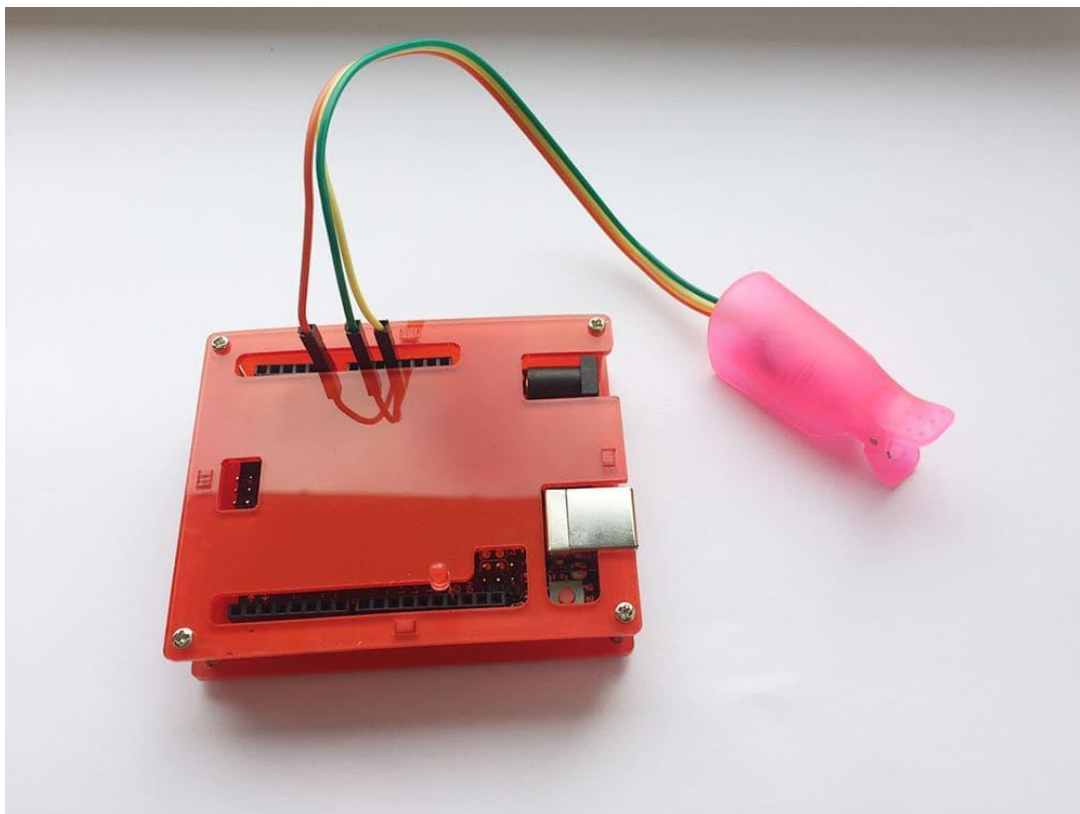


Рис.2.13. Пристрій для визначення частоти серцевих скорочень в корпусі.

2.4. Розробка програмного забезпечення.

Для забезпечення роботи пульсометру необхідно розробити програмне забезпечення, яке буде зчитувати інформацію, що передається датчиком та виводиться на екран. Повний код програми наведено в додатку А.

2.4.1. Логіка роботи пульсометру.

Логіка роботи пульсометра представлена на рис.2.14.

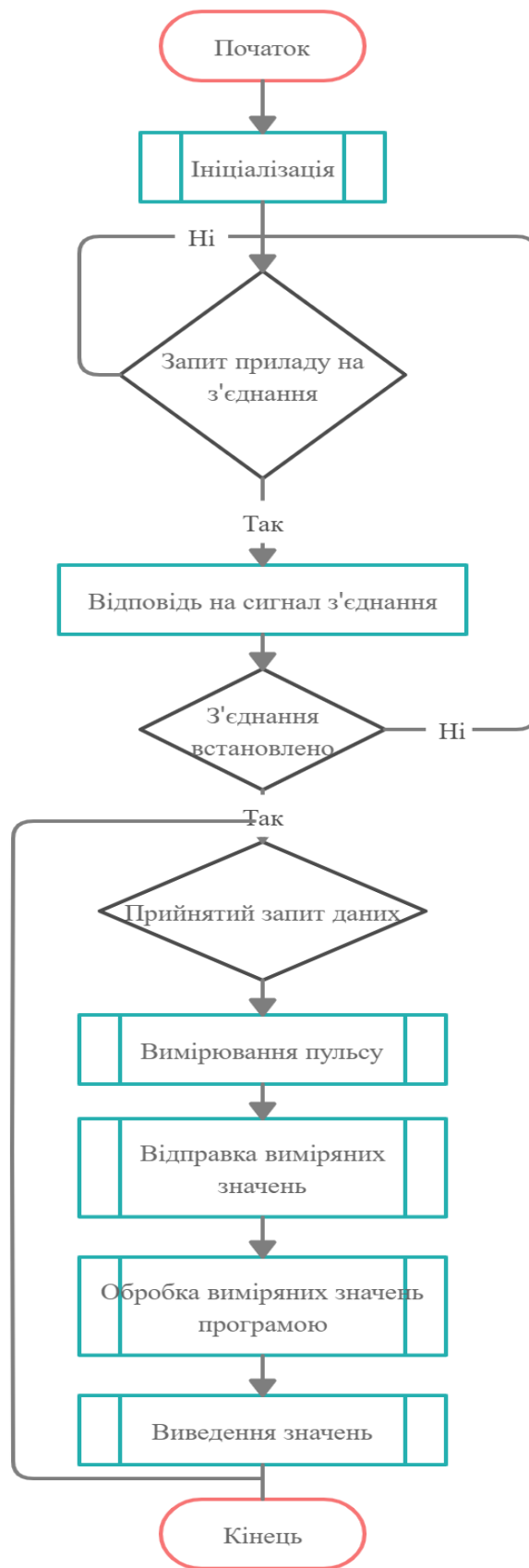


Рис.2.14. Логіка роботи пульсометра.

2.4.2. Опис програмного забезпечення

За допомогою функції переривання (TIMSK2) було встановлено таймер, що видає переривання кожні 2 мілісекунди. Завдяки цьому отримується частота дискретизації 500 Гц та такт роздільної здатності 2 мС. Тобто кожні 2 мС оновлюється значення вимірювань. З використанням функції sei() забезпечується включення/виключення глобальних переривань.

```
TCCR2A = 0x02;  
TCCR2B = 0x06;  
OCR2A = 0x7C;  
TIMSK2 = 0x02;  
sei();
```

Функція ISR реагує на певну подію, після чого управління повертається у перерваний код, тому запускається кожні 2 мС, так як є необхідність зчитування даних з датчика пульсу кожні 2 мС і через це збільшується кількість значень лічильника зразків. А скидання переривань забезпечується функцією cli(). Даний лічильник необхідний для відстеження часу. Також вводиться змінна N, що є необхідною умовою уникнення шуму.

```
ISR(TIMER2_COMPA_vect)  
{  
  cli();  
  analog_data = analogRead(sensor_pin);  
  samplitudeCounter += 2;  
  int N = sampleCounter - lastBeatTime;
```

Введемо 2 цикли, що відстежують граничні (thresh) значення (найвище та найнижче). Граничне значення активується на 512 точці, що являється середньою точкою аналогового сигналу.

```
  if(analog_data < thresh && N >  
  (time_between_beats/5)*3)  
  {  
    if (analog_data < trough_value)  
    {
```

```

        trough_value = analog_data;
    }
}

```

За допомогою наступної функції починається пошук серцебиття, тобто на датчик пульсу подається напруга і він починає працювати. При перевищенні граничних значень вихідних показників, та при проходженні 3/5 часу між ударами, імпульсний сигнал прийме значення істинності, і світлодіод набуде значення High, тобто засвітиться. Потім змінна “lastbeattime” приймає оновлене значення, та виконується обчислення часу після останнього удару.

```

    if (N > 250)
    {
        if ( (analog_data > thresh) && (pulse_signal ==
false) && (N > (time_between_beats/5)*3) )
        {
            pulse_signal = true;
            digitalWrite(led_pin,HIGH);
            time_between_beats = sampleCounter -
lastBeatTime;
            lastBeatTime = sampleCounter;

```

Спочатку перший такт приймається як істинний, а другий як хиба. Перше зчитування даних не потребує заповнення в масиві, так як іде постійне зчитування, воно запам'ятовується і вже після другого зчитування дані записуються до масиву rate[], з якого потім беруться значення для розрахунку кількості ударів в хвилину (BPM). BPM виражається із середнього значення останніх 10 разів між значеннями ритму.

```

    if(second_heartpulse)
    {
        second_heartpulse = false;
        for(int i=0; i<=9; i++)
        {
            beat[i] = time_between_beats; //

```

```

    }
    if(first_heartpulse)
    {
        first_heartpulse = false;
        second_heartpulse = true;
        sei();
        return;
    }

```

Після розрахунку даних з масиву `rate[]`, ці дані переносяться в змінну “`runningTotal`”. Старе значення ховається, уступаючи місце новому, яке надходить кожного разу коли запускається функція. Потім після усереднення значення масиву виконується розрахунок ударів в хвилину.

```

for(int i=0; i<=8; i++)
{
    beat[i] = beat[i+1];
    runningTotal += beat[i];
}
beat[9] = time_between_beats;
runningTotal += beat[9];
runningTotal /= 10;
heart_rate = 60000/runningTotal;

```

При більшому значенні імпульсу ніж граничне, розраховується такт. А при значенні імпульсу, що є меншим за граничне значення, приймається закінчення імпульсу, і це видно завдяки світлодіоду, який гасне. Після цього відбувається оновлення нового значення для граничної змінної.

```

if (analog_data < thresh && pulse_signal == true)
{
    digitalWrite(led_pin, LOW);
    pulse_signal = false;
    amplitude = peak_value - trough_value;
    thresh = amplitude/2 + trough_value;
    peak_value = thresh;
}

```

```
        trough_value = thresh;
    }
```

Далі прописана умова, що не виявивши імпульсу протягом 2,5 мС, змінним, які використовувались для розрахунку кількості ударів в хвилину, присвоюються нові значення.

```
if (N > 2500)
{
    thresh = 512;
    peak_value = 512;
    trough_value = 512;
    lastBeatTime = sampleCounter;
    first_heartpulse = true;
    second_heartpulse = false;
}
```

Висновок

В розділі 2 розроблений цифровий пристрій для вимірювання пульсу.

Провівши аналіз та порівняння характеристик елементної бази було обрано оптичний датчик для вимірювання пульсу Pulse Sensor, який дає змогу отримати точні значення про пульс. Плату Arduino Uno R3 було обрано через її базовість та загальноживаність.

Розроблене програмне забезпечення дозволяє виводити на екран значення частоти серцевих скорочень та виводити графік вимірювання в додатку SFMonitor.

РОЗДІЛ 3

НАТУРНІ ВИПРОБУВАННЯ ТА РОЗРОБКА МЕТОДИКИ ВИЗНАЧЕННЯ ЧАСТОТИ СЕРЦЕВИХ СКОРОЧЕНЬ

3.1. Опис натурних випробувань для визначення частоти серцевих скорочень

Експеримент 1

Виміряти пульс за допомогою розробленого приладу визначення кількості серцевих скорочень (рис.2.13.) та пристрою пульсоксиметру Fingertip Pulse Oximeter LK-87 (рис.3.4), для порівняння результатів. Вимірювання буде проходити в декілька етапів:

1 етап – в стані спокою (СС), тобто перед початком вимірювання піддослідний сидить нерухомо в зручному положенні, декілька хвилин, після чого знімається значення пульсу;

2 етап – в стані після навантаження (ПН), тобто піддослідний безперервно виконує фізичні навантаження (присідання, віджимання, стрибки на місці), протягом 30 секунд. І одразу після навантаження виконується вимірювання.

3 етап – в стані відновлення (СВ), необхідно після фізичних навантажень сісти в зручне положення та зачекати 2-3 хвилини і після цього виміряти пульс.

Надалі значення пульсу необхідно розрахувати реакції пульсу на навантаження, пробу на дозоване навантаження і визначити максимальну частоту серцевих скорочень людини.

Експеримент 2

Зробити серію вимірювань значень частоти серцевих скорочень кожні 5 хвилин на протязі 2-х годин під час тренування. Вимірювання проводитиметься за допомогою розробленого приладу та пристрою пульсоксиметру Fingertip Pulse Oximeter LK-87, для порівняння результатів.

Тренування буде проходити наступним чином: 5 хвилин тренувань і 5 хвилин відпочинку, 5 хвилин тренувань і 5 хвилин відпочинку і так далі.

По результатам вимірювання побудувати графік для порівняння вимірених значень частоти серцевих скорочень приладами.

3.2. Алгоритм вимірювання кількості ударів в хвилину з використанням розробленого пульсометру та програмного забезпечення.

Вимірювання значень частоти серцевих скорочень виконується за наступним алгоритмом:

- 1) Підключити пристрій до ПК за допомогою USB;
- 2) Запустити програму Arduino IDE;
- 3) Відкрити код програми (Файл >> Відкрити ...);
- 4) Зафіксувати датчик пульсу на пальці, на пучці дистальної фаланги

(рис.3.1);

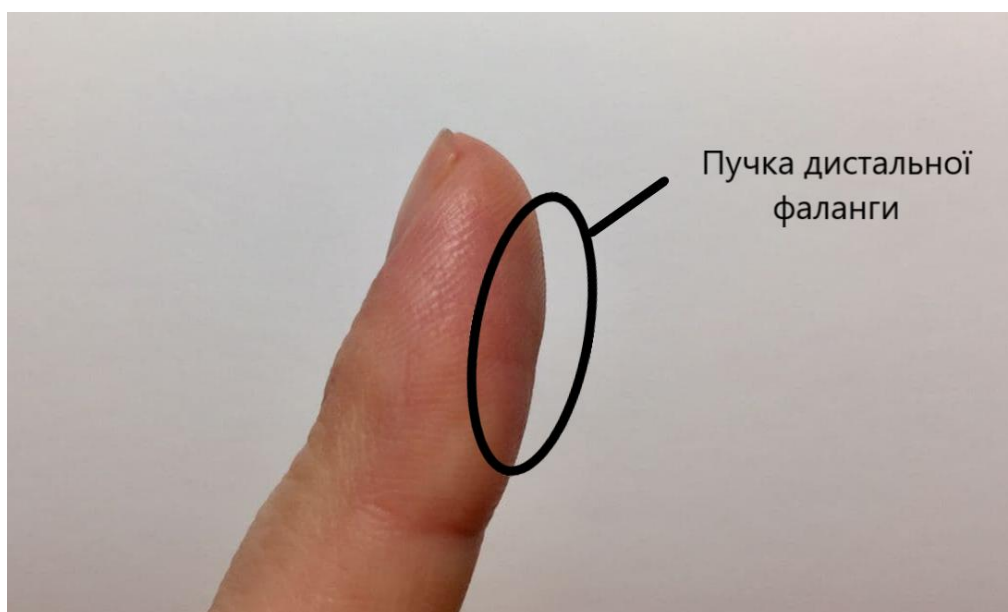


Рис.3.1. Пучка дистальної фаланги.

- 5) Запустити програму (рис.3.2);



Рис.3.2. Кнопка запуску програми.

б) Після того як програма запуситься перейти в Інструменти >> Монітор порту, після чого на екрані з'явиться нове вікно в якому будуть відтворюватися значення частоти серцевих скорочень (рис.3.3).

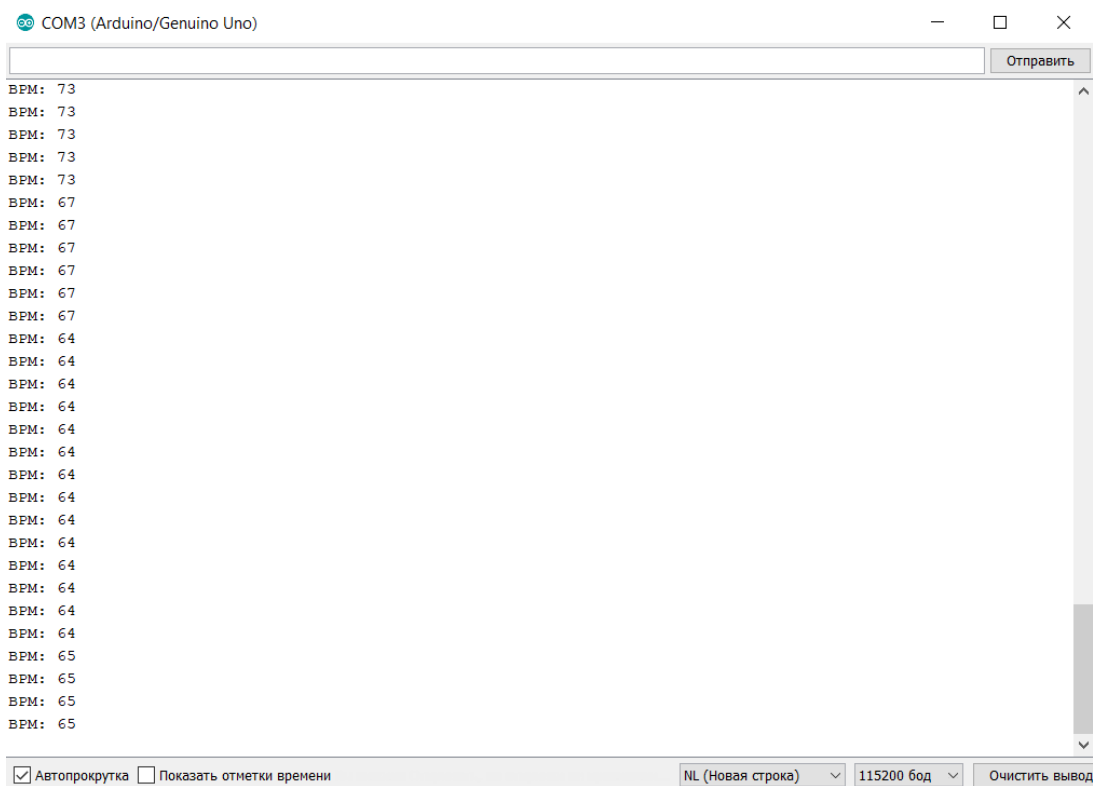


Рис.3.3. Результат вимірювання пульсу.

Також необхідно дотримуватися певних правил, щоб отримати правильні значення:

- Перед початком вимірювання необхідно відпочити 3-5 хвилин, для того щоб пульс нормалізувався;
- Потрібно розміститися в зручному положенні для підтримки спини, рук та ніг, щоб уникнути зайвого навантаження;
- Руки кладуться на стіл чи будь-яку поверхню так, щоб не звисали лікті.

Дотримуючись цих правил, пульс буде виміряний правильно.

3.3. Обґрунтування вибору еталонного пульсометру

Вимірявши значення пульсу за допомогою розробленого приладу, необхідно упевнитись у достовірності значень, тому для порівняння

результатів буде проводитися вимірювання за допомогою двох приладів: розробленого та еталонного. В якості еталонного обрано пульсоксиметр Fingertip Pulse Oximeter LK-87, тому що за принципом дії та кріпленням він дуже схожий з розробленим приладом.

Пульсоксиметр Fingertip Pulse Oximeter LK-87 (рис.3.4) є доступним методом для точного вимірювання пульсу, також з його допомогою вимірюється рівень насичення кисню в крові (SpO₂). Через дисплей показуються дані вимірювання. Управління виконується завдяки однієї кнопки. Може застосовуватися вдома, на вулиці, в різних приміщеннях. Легко кріпиться до пальця. Автоматично вимикається, якщо ним не користуватися на протязі 8 секунд. Живлення надходить через батарейки. Діапазон вимірювання пульсу: 30-250 ударів в хвилину. Діапазон вимірювання сатурації: 35-100 %.



Рис.3.4. Пульсоксиметр Fingertip Pulse Oximeter LK-87.

Вимірювання проводиться за наступним алгоритмом:

- 1) Пульсоксиметр вдягається на палець;
- 2) Виконується його включення;
- 3) Через деякий час значення пульсу та сатурації виводяться на екран.

Є один великий недолік цього пульсоксиметру. Він працює на пропускання променю, а не на відбиття. Тому під час вимірювання може

з'явиться проблема, що значення можуть не відобразитися, це відбувається через те, що нігтьова пластина не пропускає промені, особливо якщо вони нафарбовані. Тому користуючись цим пульсоксиметром необхідно це враховувати.

3.4. Проведення експериментальних досліджень визначення частоти серцевих скорочень та похибок

3.4.1. Опис етапів проведення експериментальних досліджень

Вимірювання проводиться в 3 етапи: в стані спокою, після фізичних навантажень та в стані відновлення (рис.3.5).

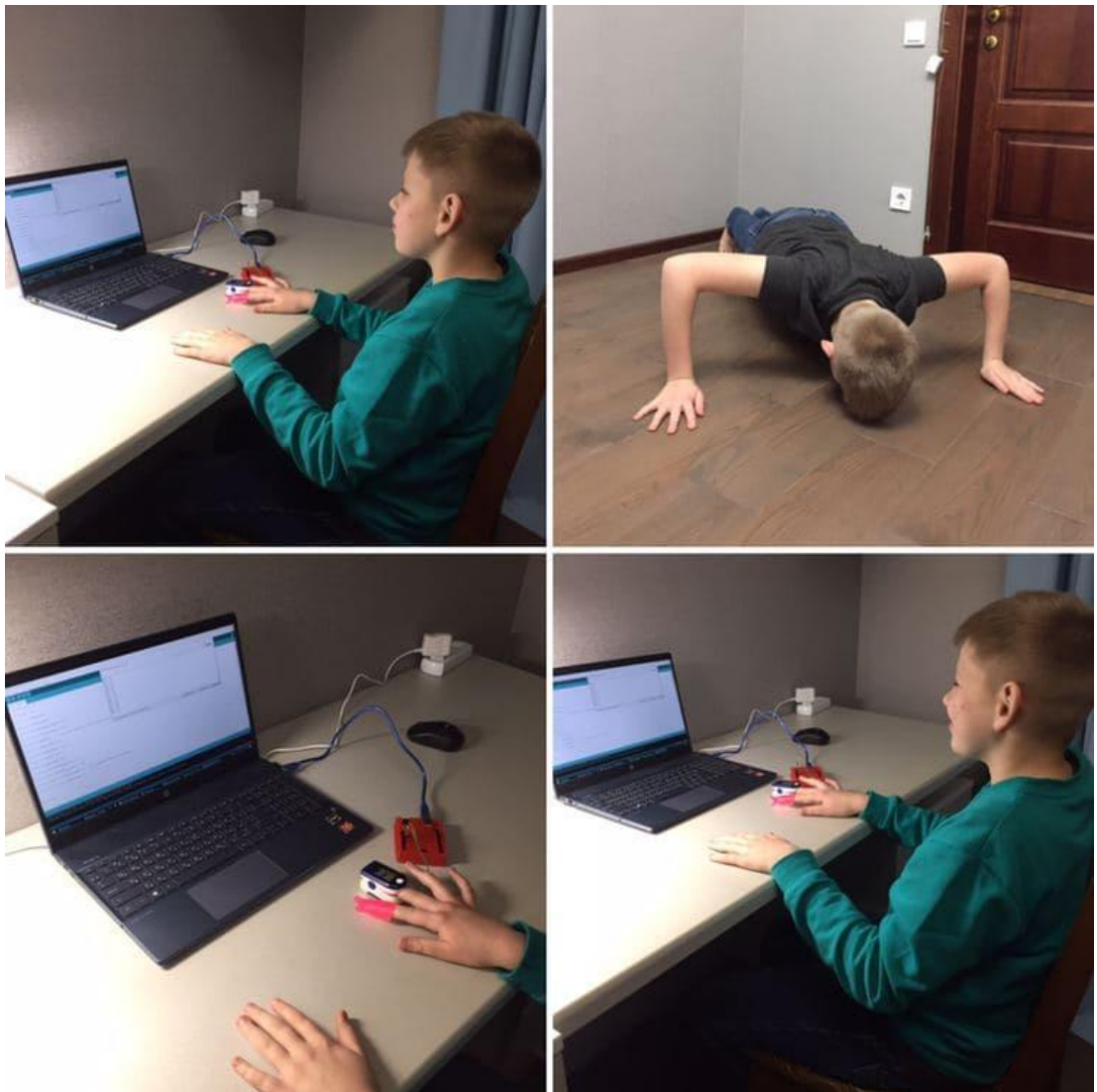


Рис.3.5. Етапи проведення вимірювання частоти серцевих скорочень.

Вимірювання було проведено на 20 людях різного віку різними приладами, розробленим та еталонним.

Коротка характеристика піддослідних (ПД):

- ПД 1 – дівчинка, 4 роки, патологій нема.
- ПД 2 – дівчинка, 6 років, патологій нема.
- ПД 3 – хлопчик, 12 років, патологій нема.
- ПД 4 – дівчинка, 13 років, патологій нема.
- ПД 5 – дівчина, 20 роки, патологій нема.
- ПД 6 – дівчина, 22 роки, патологій нема.
- ПД 7 – хлопець, 22 роки, патологій нема.
- ПД 8 – дівчина, 23 роки, патологій нема.
- ПД 9 – дівчина, 23 роки, патологій нема.
- ПД 10 – хлопець, 33 роки, патологій нема.
- ПД 11 – жінка, 40 років, є незначна патологія.
- ПД 12 – жінка, 42 роки, патологій нема.
- ПД 13 – жінка, 44 роки, патологій нема.
- ПД 14 – жінка, 44 роки, патологій нема.
- ПД 15 – чоловік, 45 років, патологій нема.
- ПД 16 – чоловік, 46 років, патологій нема.
- ПД 17 – чоловік, 48 років, є незначна патологія.
- ПД 18 – жінка, 68 років, наявність аритмії.
- ПД 19 – чоловік, 70 років, є патологія.
- ПД 20 – чоловік, 74 років, є патологія.

Табл.3.1. Результати вимірювань.

Піддослідні	Пульсометр Pulse Sensor			Пульсоксиметр		
	СС	ПН	СВ	СС	ПН	СВ
ПД 1	106	152	110	108	152	111

ПД 2	100	160	107	100	160	107
ПД 3	78	128	96	78	128	96
ПД 4	72	140	80	72	141	80
ПД 5	61	120	73	61	120	73
ПД 6	73	110	72	73	110	74
ПД 7	86	146	95	86	146	96
ПД 8	72	104	79	72	104	80
ПД 9	80	150	130	80	150	131
ПД 10	75	135	80	74	136	81
ПД 11	85	120	90	85	121	92
ПД 12	87	132	92	87	132	92
ПД 13	75	129	83	75	129	83
ПД 14	76	115	90	76	115	90
ПД 15	81	142	96	81	141	96
ПД 16	85	135	100	85	136	100
ПД 17	88	134	84	88	134	85
ПД 18	90	113	110	90	113	108
ПД 19	93	148	106	92	148	106
ПД 20	96	145	103	96	145	102

3.4.2. Розрахунок реакцій пульсу

Після фізичних навантажень спостерігається збільшення пульсу, тобто чим більша частота серцевих скорочень (ЧСС), тим більше серце

скорочується. Завдяки цьому відбувається постачання крові по артеріям. Зазвичай здорова людина після фізичних навантажень відновлюється в свій нормальний пульс протягом 5-10 хвилин. Якщо ЧСС відновлюється повільно, це означає що навантаження було надмірним.

Розрахунок реакції пульсу на навантаження

Оцінка реакції пульсу на фізичне навантаження проводиться методом зіставлення даних ЧСС в стані спокою (СС) і після навантаження (ПН), тобто визначається відсоток його пошвидшення. ЧСС у стані спокою приймають за 100 %, а різницю в частоті до і після навантаження за R [37].

$$K = (R \times 100) / CC \quad (3.1)$$

$$R = ПН - СС$$

Розрахунки проводяться з використанням даних пульсометру Pulse Sensor.

Табл.3.2. Розрахунок реакції пульсу на навантаження.

Піддослідні	Розрахунки
ПД 1	$K_1 = \frac{(152 - 106) \times 100}{106} = 43,3 \%$
ПД 2	$K_2 = \frac{(160 - 100) \times 100}{100} = 60 \%$
ПД 3	$K_3 = \frac{(128 - 78) \times 100}{78} = 64,1 \%$
ПД 4	$K_4 = \frac{(140 - 72) \times 100}{72} = 94,4 \%$
ПД 5	$K_5 = \frac{(120 - 61) \times 100}{61} = 96,7 \%$
ПД 6	$K_6 = \frac{(110 - 73) \times 100}{73} = 50,7 \%$
ПД 7	$K_7 = \frac{(146 - 86) \times 100}{86} = 69,8 \%$
ПД 8	$K_8 = \frac{(104 - 72) \times 100}{72} = 44,4 \%$

ПД 9	$K_9 = \frac{(150 - 80) \times 100}{80} = 87,5 \%$
ПД 10	$K_{10} = \frac{(135 - 75) \times 100}{75} = 80 \%$
ПД 11	$K_{11} = \frac{(120 - 85) \times 100}{85} = 41,2 \%$
ПД 12	$K_{12} = \frac{(132 - 87) \times 100}{87} = 51,7 \%$
ПД 13	$K_{13} = \frac{(129 - 75) \times 100}{75} = 72 \%$
ПД 14	$K_{14} = \frac{(115 - 76) \times 100}{76} = 51,3 \%$
ПД 15	$K_{15} = \frac{(142 - 81) \times 100}{81} = 75,3 \%$
ПД 16	$K_{16} = \frac{(135 - 85) \times 100}{85} = 58,8 \%$
ПД 17	$K_{17} = \frac{(134 - 88) \times 100}{88} = 52,3 \%$
ПД 18	$K_{18} = \frac{(113 - 90) \times 100}{90} = 25,5 \%$
ПД 19	$K_{19} = \frac{(148 - 93) \times 100}{93} = 59,1 \%$
ПД 20	$K_{20} = \frac{(145 - 96) \times 100}{96} = 51,1 \%$

Виходячи із даної таблиці можна сказати, що у більшості піддослідних значення частоти серцевих скорочень після навантаження виросло більше ніж на 50 %.

Проба на дозоване навантаження

Застосовується для оцінювання серцево судинної системи на фізичні навантаження.

Методика вимірювання: спочатку виконується вимірювання в стані спокою (СС), далі необхідно зробити навантаження (зазвичай, 20 присідань

за 30 секунд), виміряти це значення (ПН), а потім зачекати 2-3 хвилини і знову повторити вимірювання в стані відновлення (СВ) [37].

Функціональний стан серцево судинної системи розраховується за наступною формулою:

$$F = \frac{CC + CB}{2} \quad (3.2)$$

Розрахунки проводяться з використанням даних пульсометру Pulse Sensor.

Табл.3.3. Розрахунок проби на дозоване навантаження.

Піддослідні	Розрахунки
ПД 1	$F_1 = \frac{110 + 106}{2} = 108$
ПД 2	$F_2 = \frac{100 + 107}{2} = 101$
ПД 3	$F_3 = \frac{96 + 78}{2} = 87$
ПД 4	$F_4 = \frac{72 + 80}{2} = 76$
ПД 5	$F_5 = \frac{61 + 73}{2} = 67$
ПД 6	$F_6 = \frac{72 + 73}{2} = 72,5$
ПД 7	$F_7 = \frac{86 + 95}{2} = 90,5$
ПД 8	$F_8 = \frac{79 + 72}{2} = 75,5$
ПД 9	$F_9 = \frac{80 + 130}{2} = 105$
ПД 10	$F_{10} = \frac{75 + 80}{2} = 77,5$
ПД 11	$F_{11} = \frac{90 + 85}{2} = 87,5$
ПД 12	$F_{12} = \frac{87 + 92}{2} = 89,5$

ПД 13	$F_{13} = \frac{75 + 83}{2} = 79$
ПД 14	$F_{14} = \frac{76 + 90}{2} = 83$
ПД 15	$F_{15} = \frac{81 + 96}{2} = 88,5$
ПД 16	$F_{16} = \frac{85 + 100}{2} = 92,5$
ПД 17	$F_{17} = \frac{84 + 88}{2} = 86$
ПД 18	$F_{18} = \frac{110 + 90}{2} = 100$
ПД 19	$F_{19} = \frac{93 + 106}{2} = 99,5$
ПД 20	$F_{20} = \frac{96 + 103}{2} = 99,5$

Порівнюючи отримані результати з нормами пульсу для різних вікових категорій з табл.3.2. та табл.3.3. можна сказати, що у 5 піддослідних значення пульсу знаходяться в нормі, у 6 піддослідних значення пульсу близько до норми і у 9 піддослідних значення пульсу вище норми. Виходячи із результатів даних розрахунків можна сказати, що в більшості випадків з віком значення пульсу знаходиться вище норми.

Максимальна частота серцевих скорочень.

Кожна вікова категорія людей характеризується своїми пульсовими зонами (нормами пульсу). Якщо пульс виходить за норми на 5-15 ударів, то це не критично, це можна виправити за допомогою регулярних фізичних тренувань [37]. Але для кожної вікової категорії є максимально допустима частота серцевих скорочень, що розраховується за формулою:

$$\text{ЧСС}_{\text{макс}} = 220 - \text{вік} \quad (3.3)$$

Тобто 20-ти річна людина має максимально допустиму частоту серцевих скорочень рівну 200. При досягненні чи перевищенні допустимого

рівня необхідно негайно звернутися за допомогою, інакше може бути летальний результат.

3.4.3. Визначення похибок вимірювання

Виходячи із результатів вимірювання експерименту буде проведено визначення абсолютної та відносної похибок.

Абсолютна похибка визначається за наступною формулою:

$$\Delta A = A_{\text{вимір}} - A_{\text{дійсне}} \quad (3.4)$$

де $A_{\text{вимір}}$ – вимірне значення частоти серцевих скорочень за допомогою розробленого пульсометру; $A_{\text{дійсне}}$ – вимірне значення частоти серцевих скорочень за допомогою пульсоксиметру, що прийняте за еталоне.

Табл.3.5. Розрахунок абсолютної похибки вимірювання експерименту 1.

СС	ПН	СВ
$\Delta A_1 = 106 - 108 = -2$	$\Delta A_1 = 152 - 152 = 0$	$\Delta A_1 = 110 - 111 = -1$
$\Delta A_2 = 100 - 100 = 0$	$\Delta A_2 = 160 - 160 = 0$	$\Delta A_2 = 107 - 107 = 0$
$\Delta A_3 = 78 - 78 = 0$	$\Delta A_3 = 128 - 128 = 0$	$\Delta A_3 = 96 - 96 = 0$
$\Delta A_4 = 72 - 72 = 0$	$\Delta A_4 = 140 - 141 = -1$	$\Delta A_4 = 80 - 80 = 0$
$\Delta A_5 = 61 - 61 = 0$	$\Delta A_5 = 120 - 120 = 0$	$\Delta A_5 = 73 - 73 = 0$
$\Delta A_6 = 73 - 73 = 0$	$\Delta A_6 = 110 - 110 = 0$	$\Delta A_6 = 72 - 74 = -2$
$\Delta A_7 = 86 - 86 = 0$	$\Delta A_7 = 146 - 146 = 0$	$\Delta A_7 = 95 - 96 = -1$
$\Delta A_8 = 72 - 72 = 0$	$\Delta A_8 = 104 - 104 = 0$	$\Delta A_8 = 79 - 80 = -1$
$\Delta A_9 = 80 - 80 = 0$	$\Delta A_9 = 150 - 150 = 0$	$\Delta A_9 = 130 - 131 = -1$
$\Delta A_{10} = 75 - 74 = 1$	$\Delta A_{10} = 135 - 136$ $= -1$	$\Delta A_{10} = 80 - 81 = -1$
$\Delta A_{11} = 85 - 85 = 0$	$\Delta A_{11} = 120 - 121$ $= -1$	$\Delta A_{11} = 90 - 92 = -2$
$\Delta A_{12} = 87 - 87 = 0$	$\Delta A_{12} = 132 - 132 = 0$	$\Delta A_{12} = 92 - 92 = 0$
$\Delta A_{13} = 75 - 75 = 0$	$\Delta A_{13} = 129 - 129 = 0$	$\Delta A_{13} = 83 - 83 = 0$
$\Delta A_{14} = 76 - 76 = 0$	$\Delta A_{14} = 115 - 115 = 0$	$\Delta A_{14} = 90 - 90 = 0$

$\Delta A_{15} = 81 - 81 = 0$	$\Delta A_{15} = 142 - 141 = 1$	$\Delta A_{15} = 96 - 96 = 0$
$\Delta A_{16} = 85 - 85 = 0$	$\Delta A_{16} = 135 - 136 = -1$	$\Delta A_{16} = 100 - 100 = 0$
$\Delta A_{17} = 88 - 88 = 0$	$\Delta A_{17} = 134 - 134 = 0$	$\Delta A_{17} = 84 - 85 = -1$
$\Delta A_{18} = 90 - 90 = 0$	$\Delta A_{18} = 113 - 113 = 0$	$\Delta A_{18} = 110 - 108 = 2$
$\Delta A_{19} = 93 - 92 = 1$	$\Delta A_{19} = 148 - 148 = 0$	$\Delta A_{19} = 106 - 106 = 0$
$\Delta A_{20} = 96 - 96 = 0$	$\Delta A_{20} = 145 - 145 = 0$	$\Delta A_{20} = 103 - 102 = 1$

Після проведення аналізу розрахованих значень абсолютної похибки було зроблено висновок, що відхилення показників, тобто абсолютна похибка вимірювання, створеного пристрою визначення частоти серцевих скорочень від показників пульсоксиметру не перевищує 2%, що є допустимою нормою.

Відносна похибка визначається за наступною формулою:

$$\gamma = \frac{\Delta A}{A_{\text{дійсне}}} \times 100\% \quad (3.5)$$

де ΔA – значення абсолютної похибки; $A_{\text{дійсне}}$ – виміряне значення частоти серцевих скорочень за допомогою пульсоксиметру, що прийняте за еталоне.

Табл.3.6. Розрахунок відносної похибки вимірювання експерименту 1.

СС	ПН	СВ
$\gamma_1 = \frac{-2}{108} \times 100\% = 1,85$	$\gamma_1 = \frac{0}{152} \times 100\% = 0$	$\gamma_1 = \frac{-1}{111} \times 100\% = 0,9$
$\gamma_2 = \frac{0}{100} \times 100\% = 0$	$\gamma_2 = \frac{0}{160} \times 100\% = 0$	$\gamma_2 = \frac{0}{107} \times 100\% = 0$
$\gamma_3 = \frac{0}{78} \times 100\% = 0$	$\gamma_3 = \frac{0}{128} \times 100\% = 0$	$\gamma_3 = \frac{0}{96} \times 100\% = 0$
$\gamma_4 = \frac{0}{72} \times 100\% = 0$	$\gamma_4 = \frac{-1}{141} \times 100\% = 0,7$	$\gamma_4 = \frac{0}{80} \times 100\% = 0$

$\gamma_5 = \frac{0}{61} \times 100\% = 0$	$\gamma_5 = \frac{0}{120} \times 100\% = 0$	$\gamma_5 = \frac{0}{73} \times 100\% = 0$
$\gamma_6 = \frac{0}{73} \times 100\% = 0$	$\gamma_6 = \frac{0}{110} \times 100\% = 0$	$\gamma_6 = \frac{-2}{74} \times 100\% = 2,7$
$\gamma_7 = \frac{0}{86} \times 100\% = 0$	$\gamma_7 = \frac{0}{146} \times 100\% = 0$	$\gamma_7 = \frac{-1}{96} \times 100\%$ $= 1,04$
$\gamma_8 = \frac{0}{72} \times 100\% = 0$	$\gamma_8 = \frac{0}{104} \times 100\% = 0$	$\gamma_8 = \frac{-1}{80} \times 100\%$ $= 1,25$
$\gamma_9 = \frac{0}{80} \times 100\% = 0$	$\gamma_9 = \frac{0}{150} \times 100\% = 0$	$\gamma_9 = \frac{-1}{131} \times 100\%$ $= 0,76$
$\gamma_{10} = \frac{1}{74} \times 100\%$ $= 1,35$	$\gamma_{10} = \frac{-1}{136} \times 100\%$ $= 0,73$	$\gamma_{10} = \frac{-1}{81} \times 100\%$ $= 1,23$
$\gamma_{11} = \frac{0}{85} \times 100\% = 0$	$\gamma_{11} = \frac{-1}{121} \times 100\%$ $= 0,83$	$\gamma_{11} = \frac{-2}{92} \times 100\%$ $= 2,17$
$\gamma_{12} = \frac{0}{87} \times 100\% = 0$	$\gamma_{12} = \frac{0}{132} \times 100\% = 0$	$\gamma_{12} = \frac{0}{92} \times 100\% = 0$
$\gamma_{13} = \frac{0}{75} \times 100\% = 0$	$\gamma_{13} = \frac{0}{129} \times 100\% = 0$	$\gamma_{13} = \frac{0}{83} \times 100\% = 0$
$\gamma_{14} = \frac{0}{76} \times 100\% = 0$	$\gamma_{14} = \frac{0}{115} \times 100\% = 0$	$\gamma_{14} = \frac{0}{90} \times 100\% = 0$
$\gamma_{15} = \frac{0}{81} \times 100\% = 0$	$\gamma_{15} = \frac{1}{141} \times 100\%$ $= 0,7$	$\gamma_{15} = \frac{0}{96} \times 100\% = 0$
$\gamma_{16} = \frac{0}{85} \times 100\% = 0$	$\gamma_{16} = \frac{-1}{136} \times 100\%$ $= 0,73$	$\gamma_{16} = \frac{0}{100} \times 100\% = 0$
$\gamma_{17} = \frac{0}{88} \times 100\% = 0$	$\gamma_{17} = \frac{0}{134} \times 100\% = 0$	$\gamma_{17} = \frac{-1}{85} \times 100\%$ $= 1,17$

$\gamma_{18} = \frac{0}{90} \times 100\% = 0$	$\gamma_{18} = \frac{0}{113} \times 100\% = 0$	$\gamma_{18} = \frac{2}{108} \times 100\% = 1,85$
$\gamma_{19} = \frac{1}{92} \times 100\% = 1,09$	$\gamma_{19} = \frac{0}{148} \times 100\% = 0$	$\gamma_{19} = \frac{0}{106} \times 100\% = 0$
$\gamma_{20} = \frac{0}{96} \times 100\% = 0$	$\gamma_{20} = \frac{0}{145} \times 100\% = 0$	$\gamma_{20} = \frac{1}{102} \times 100\% = 0,98$

Після проведення аналізу розрахованих значень відносної похибки було зроблено висновок, що відхилення показників частоти серцевих скорочень, тобто відносна похибка вимірювання, створеного пристрою визначення частоти серцевих скорочень від показників пульсоксиметру не перевищує 2,7%.

3.5. Проведення вимірювання експерименту 2

Під час тренування проводитиметься вимірювання частоти серцевих скорочень кожні 5 хвилин, на протязі 2-х годин. В ролі піддослідної – дівчина, 23 роки, без патологій. Результати вимірювань представлені в табл.3.4.

Табл.3.4. Результати вимірювань.

Час, хвилина	Пульсометр Pulse Sensor	Пульсоксиметр
5	120	120
10	83	83
15	126	127
20	93	93
25	132	132
30	101	102
35	124	123

40	90	90
45	142	142
50	93	93
55	139	138
60	87	87
65	154	154
70	110	110
75	132	130
80	98	100
85	126	126
90	85	84
95	135	135
100	98	98
105	138	138
110	96	96
115	141	141
120	93	92

По виміряним результатам побудовано графік відхилення реальної частоти серцевих скорочень від виміряних (рис.3.6).

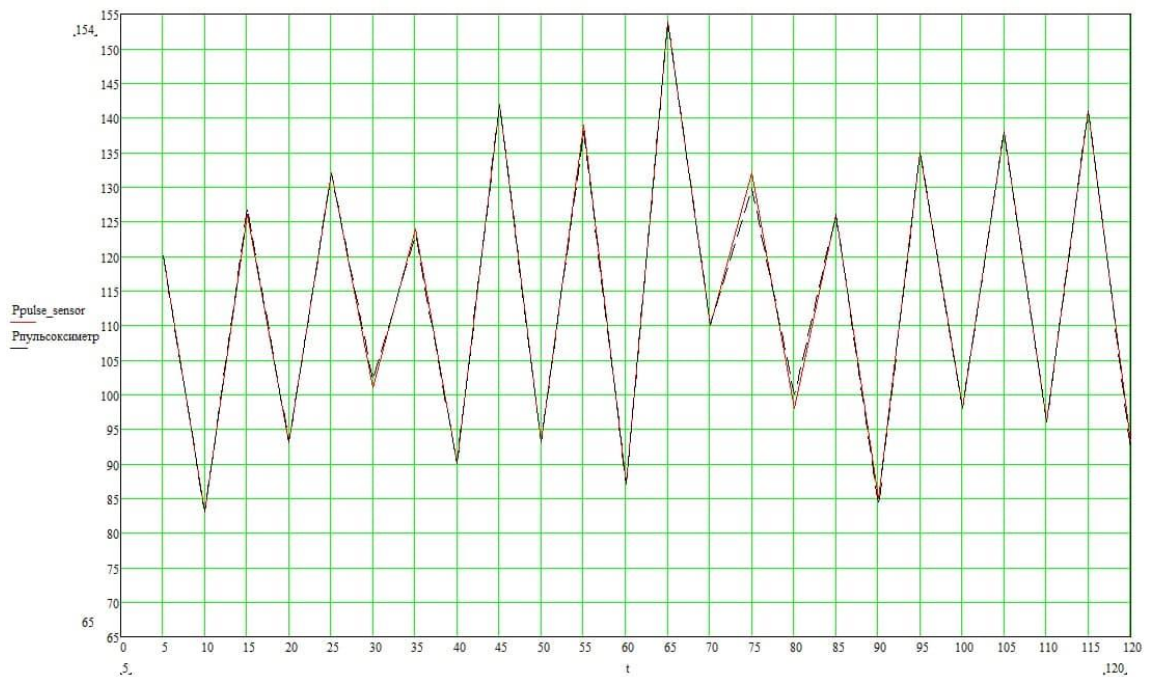


Рис.3.6. Графік відхилення реальної частоти серцевих скорочень від виміряних.

3.6. Спектральний аналіз результатів вимірювання.

Спектральний аналіз – це метод обробки сигналів, що дозволяє визначати частотні складові сигналу. Перетворення Фур'є є базою спектрального аналізу, що заключається в розкладанні сигналу на частотні або спектральні складові. Також застосовується для оцінки спектральних характеристик, тобто амплітуда, фаза, спектральна щільність і так далі [38].

Спектральний аналіз використовується для точного визначення кількісної оцінки періодичних процесів серцевого ритму. Завдяки спектральному аналізу оцінюється активність окремих рівнів управління серцевим ритмом. За допомогою спектрального методу є можливість кількісного оцінювання співвідношення частотних компонентів сигналу [39].

Для кращого уявлення результатів вимірювання, представимо графік вимірювання частоти серцевих скорочень в реальному часі (рис.3.7). Для представлення цих результатів скористаємося програмою SFMonitor. SFMonitor – це програма для візуалізації потоку даних послідовного порту.

Прописавши декілька рядків коду в програмі Arduino IDE, виконується перенаправлення вимірних значень в програму візуалізації SFMonitor.

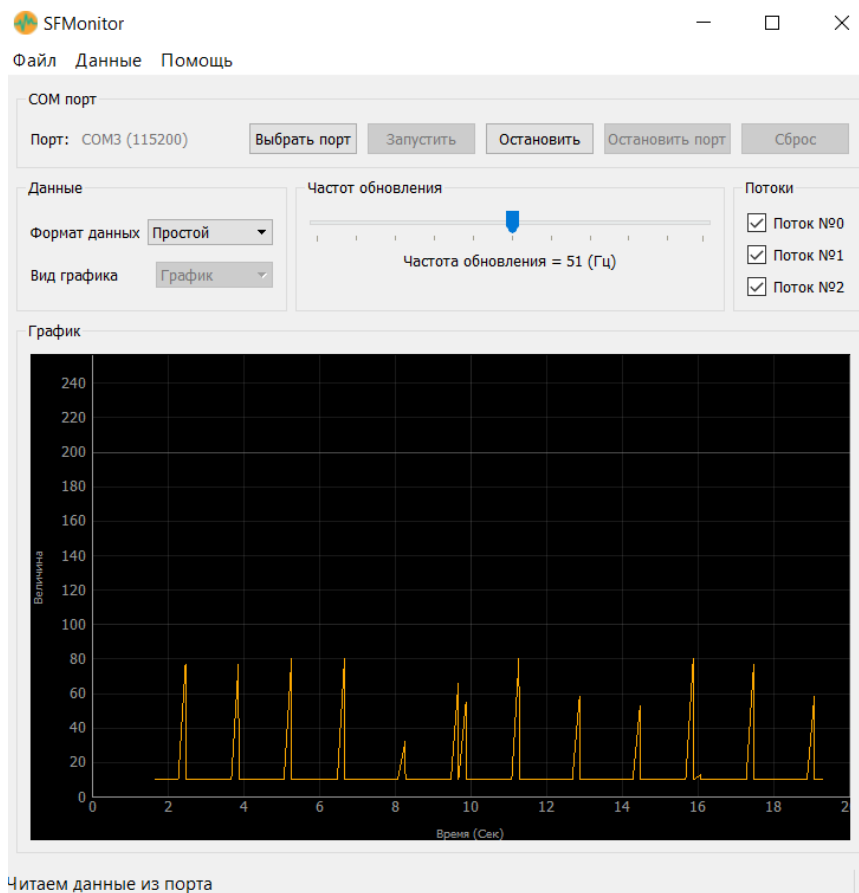


Рис.3.7. Графік частоти серцевих скорочень в реальному часі в програмі SFMonitor.

Для того щоб провести спектральний аналіз частоти серцевих скорочень необхідно скористатися програмою Matlab, так як вона являється адаптованою для таких завдань.

Matlab – це пакет прикладних програм за допомогою якого є можливість вирішення більшості технічних задач. Також являється високорівневою мовою для технічних розрахунків, інтерактивним середовищем розробки алгоритмів і інструментом для аналізу даних. Matlab дозволяє скоротити час вирішення типових задач. Matlab застосовується для моделювання об'єктів, розробки систем управління, обробка сигналів та зображень, вимірювання сигналів та їх тестування, та багато чого іншого [40-41].

В програмі Arduino IDE виконано вимірювання значень частоти серцевих скорочень та записано виміряні дані в текстовий файл, для подальшого використання програмою Matlab. Було проведено 10 вимірювань, на протязі 10 секунд: 5 з яких виконувалися за всіма правилами вимірювання пульсу (3.2), і наступні 5 додаючи зовнішні впливи (стрибки, різкі махи руками), тобто вносячи похибку вимірювання.

За результатами вимірювань було побудовано графік де представлені криві вимірювання частоти серцевих скорочень у стані спокою (за правилами) та у русі руки (рис.3.8).

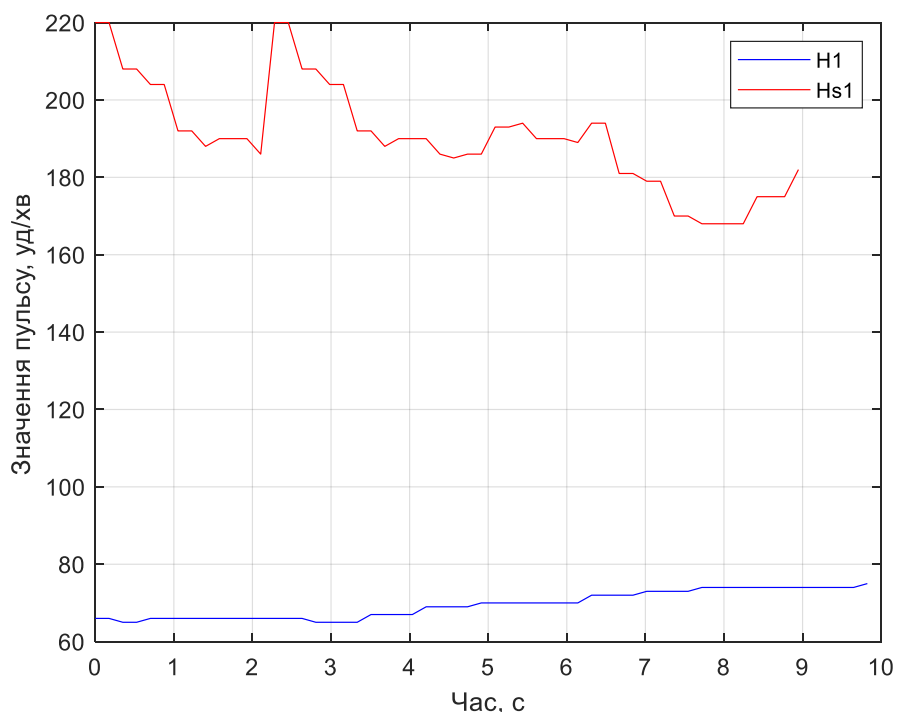


Рис.3.8. Графіки отриманих сигналів у стані спокою (H1) та при русі руки (Hs1).

Також за даними результатами було проведено спектральний аналіз виміряних значень. Код програми спектрального аналізу представлено в додатку Б.

На графіку (рис.3.9) представлений спектр сигналів п'яти результатів вимірювань отриманих в стані спокою за допомогою розробленого приладу визначення частоти серцевих скорочень, та спектр отриманих сигналів під час руху руки (рис.3.10).

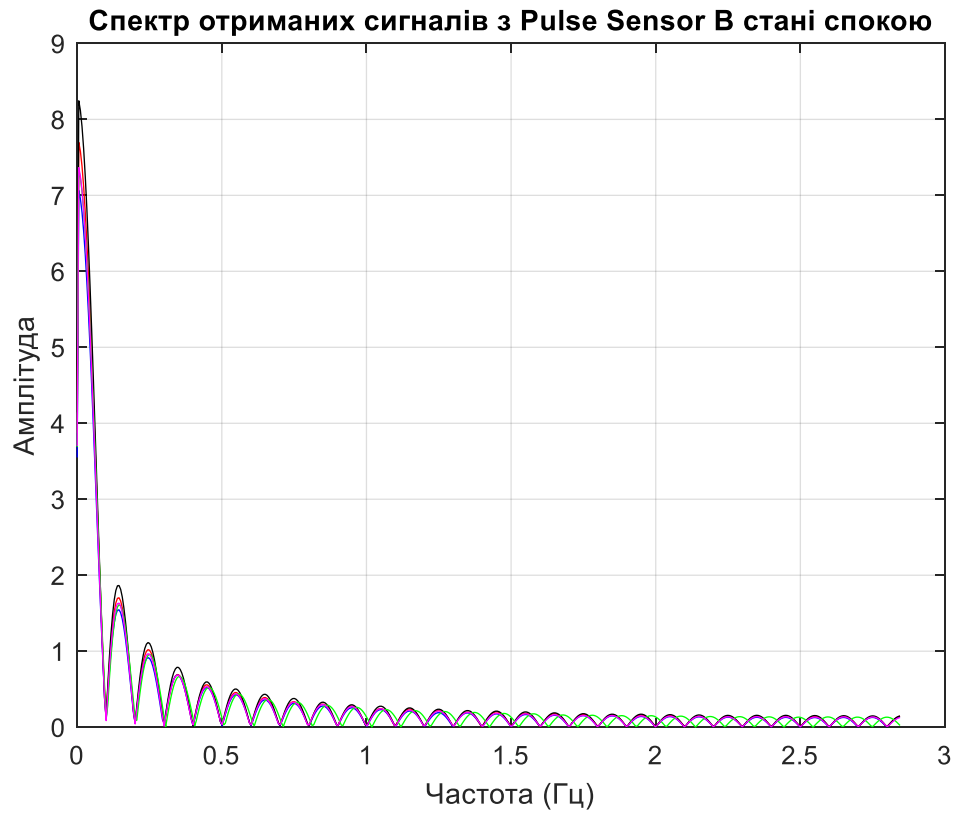


Рис.3.9. Спектр отриманих сигналів в стані спокою.

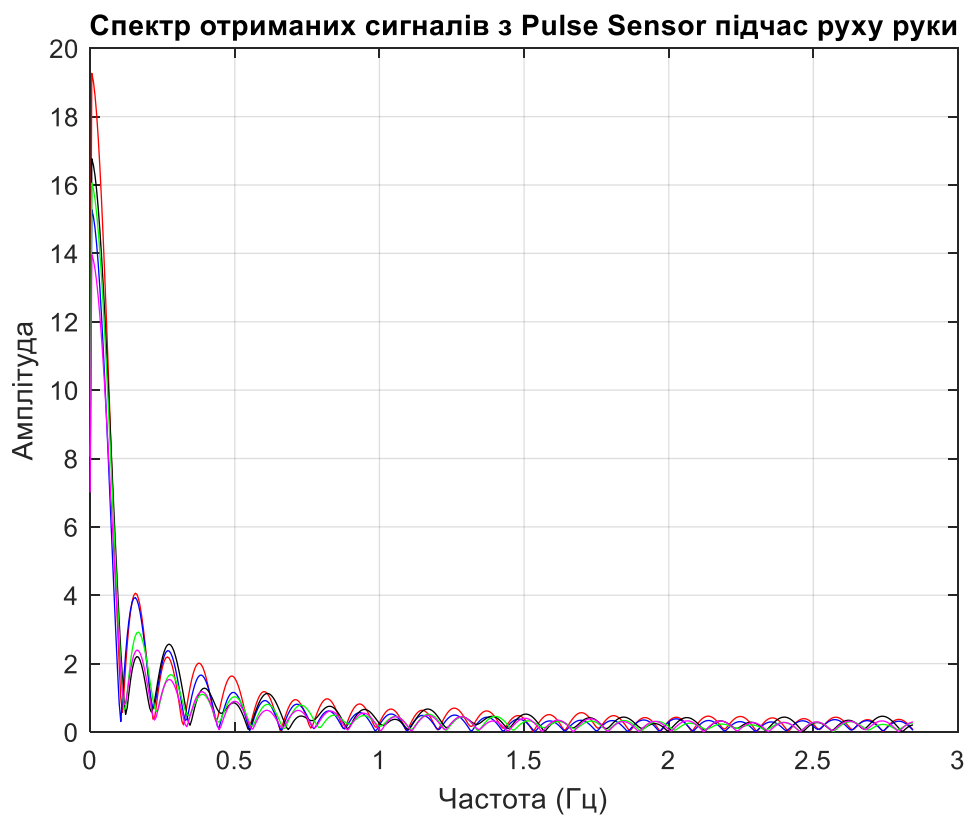


Рис.3.10. Спектр отриманих сигналів під час руху руки.

Використовуючи спектральний аналіз було представлено співвідношення різних компонентів серцевого ритму, що відображають активність регуляторних механізмів.

Аналізуючи графіки на рис.3.9. та рис.3.10 можна сказати що спектр отриманих сигналів в стані спокою та під час руху рукою різняться амплітудою гармонік із який виходить сигнал.

3.7. Обробка сигналу частоти серцевих скорочень статистичними методами.

За допомогою статистичних методів виконується кількісна оцінка часового ряду сигналів частоти серцевих скорочень. Статистичні характеристики часового ряду включають в себе наступні показники [39]:

M – середнє значення інтервалів, що обернено пропорційне частоті серцевих скорочень [37]:

$$M = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N NN_i \quad (3.6)$$

Де N – кількість елементів часового ряду NN ; NN_i – i -й відлік цього ряду.

$SDNN$ - середньо квадратичне відхилення інтервалів на інтервалі спостереження [39]:

$$SDNN = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (NN_i - M)^2} \quad (3.7)$$

$RMSSD$ - квадратний корінь із середньої суми квадратів різності величин послідовних відліків часового ряду NN [39]:

$$RMSSD = \left[\frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N-1} (NN_{i+1} - NN_n)^2 \right]^{0,5} \quad (3.8)$$

$NN50$ - кількість пар послідовних відліків часового ряду NN на інтервалі спостереження [39].

$PNN50$ (%) – відношення оцінки $NN50$ до загальної кількості пар послідовних відліків часового ряду NN [39].

CV – коефіцієнт варіації, відношення середньоквадратичного відхилення до середнього значення, що виражається у відсотках [39]:

$$CV = \frac{SDNN}{M} \times 100\% \quad (3.9)$$

Нижче представлені значення статистичних характеристик частоти серцевих скорочень, що в нормі [37]:

ЧСС, уд/хв.....55 – 80

CV, %.....3 - 12

Лістинг програми обробки сигналу частоти серцевих скорочень статистичними методами представлено в додатку В.

Представимо результати статистичного аналізу частоти серцевих скорочень у вигляді таблиці (табл.3.7), де Н1, Н2, Н3, Н4, Н5 – значення частоти серцевих скорочень в стані спокою; Нs1, Нs2, Нs3, Нs4, Нs5 – значення частоти серцевих скорочень під час руху руки.

Табл.3.7. Результати статистичного аналізу частоти серцевих скорочень.

№	ФС	М, мс	ЧСС, уд/хв	SDNN, мс	CV, %	RMSSD , мс	PNN50, %
1	Н1	69,49	3,45	0,58	0	0	4,97
2	Н2	63,74	1,75	0,39	0	0	2,75
3	Н3	74,44	1,43	0,35	0	0	1,92
4	Н4	67,43	0,53	0,39	0	0	0,79
5	Н5	65,91	1,52	0,42	0	0	1,27
6	Нs1	190,51	13,81	6,63	0	0	7,25
7	Нs2	151,12	15,72	5,71	0	0	10,41
8	Нs3	168,94	16,49	6,92	0	0	12,05
9	Нs4	161,78	22,33	6,31	0	0	13,81
10	Нs5	140,67	17,93	6,11	0	0	12,75

Проаналізувавши дану таблицю можна сказати що значення статистичних характеристик частоти серцевих скорочень знаходяться в нормі

при вимірюваннях в стані спокою. Також розрахувавши коефіцієнт варіації вимірювання в стані спокою та під час руху рукою також знаходяться в нормі.

Висновок

Були проведені натурні випробування. Для порівняння результатів, експеримент проводився за допомогою розробленого пристрою визначення частоти серцевих скорочень та пульсоксиметру Fingertip Pulse Oximeter LK-87.

Для першого експерименту було задіяно 20 піддослідних у яких вимірювання проводилось в 3-х станах, в стані спокою, в стані після навантаження та в стані відновлення. Далі по цим даним були проведені розрахунки на реакції пульсу на навантаження, проба на дозоване навантаження, визначені абсолютні та відносні похибки.

Для другого експерименту було задіяно одну піддослідну, у якої на протязі 2-х годин тренувань значення частоти серцевих скорочень вимірювались кожні 5 хвилин. По отриманим даним побудовано графік порівняння результатів вимірювання розробленим приладом та пульсоксиметром Fingertip Pulse Oximeter LK-87.

Також було проведено спектральний аналіз результатів вимірювання, де було визначено частотні складові сигналу та проведено обробку сигналу статистичними методами.

РОЗДІЛ 4

РОЗРОБКА СТАРТАП-ПРОЕКТУ «ДАТЧИК ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ ТА АНАЛІЗУ ІМПУЛЬСНИХ СИГНАЛІВ»

4.1. Опис ідеї проекту, розробки пульсометра на основі використання оптичного датчика вимірювання пульсу.

Останнім часом, використання різних біометричних методів визначення фізіологічного стану людини, застосовується набагато частіше і не тільки в медицині. Зараз великих обертів набирає застосування пульсометрів, що дозволяє постійно слідкувати за станом здоров'я.

Одними з найбільш легких і зручних у використанні являються оптичні датчики вимірювання пульсу, так як вони не великі за габаритами, легко кріпляться до зони в якій виконується вимірювання (палець, зап'ястя, мочка вуха). І завдяки цим характеристикам вони можуть легко впровадитися в ринок.

Опишемо зміст ідеї, напрямки застосування, а також яка буде вигода для користувача. Також буде сформовано базове поняття потенційного ринку. Результати опису представлені в таблиці 4.1. [42].

Таблиця 4.1. Опис ідеї стартап-проекту.

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигода для користувача
В основі ідеї лежить розробка пульсометру, який швидко і точно вимірює пульс не завдаючи дискомфорту	1. Повсякденне життя	Завдяки простоті у використанні пульсометру, навіть для дитини буде зручно і зрозуміло як виміряти пульс
	2. Медицина	Постійний моніторинг стану пацієнтів, що не вимагає постійного перебування поруч із хворими, так як дані передаються одразу на ПК
	3. Спорт	Зручність у вимірюванні пульсу не зупиняючи тренування, а також

		постійний моніторинг стані спортсмена
	4. Воєнна структура	Легка перевірка на правдивість слів, коротше кажучи детектор брехні

Виходячи із таблиці зрозуміло що пульсометри використовуються в різних областях. Тобто розробка дано проекту буде доволі актуальною. І так як «Датчик для вимірювання та аналізу імпульсних сигналів» швидко та точно вимірює значення серцевих скорочень, в порівнянні з пульсометрами від конкурентів, то цей проект швидко набере популярності серед користувачів.

Надалі, буде проведено аналіз потенційних техніко-економічних переваг ідеї (чим відрізняється від існуючих аналогів та замінників) порівняно із пропозиціями конкурентів [42].

Таблиця 4.2. Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї проекту.

№ п/ п	Техніко-економічні характеристики ідеї	(потенційні) товари/концепції конкурентів				W (слабка сторона)	N (нейтральна сторона)	S (сильна сторона)
		Мій проект Датчик для вимірювання та аналізу імпульсних сигналів	Mi Band	Fitbit	Polar			
1.	Функціональність	Висока	Висока	Присутня	Присутня			+
2.	Ефективність	Висока	Висока	Середня	Висока			+
3.	Простота у використанні	Висока	Висока	Висока	Середня			+
4.	Багатоплат	Присут	Присут	Присут	Присутн		+	

	форменість	ня	ня	ня	я			
5.	Безпечність	Середня	Середня	Присутня	Середня		+	
6.	Задоволення потреб покупця	Висока	Висока	Індивідуальна	Висока			+
7.	Достовірність результатів	Висока	Висока	Низька	Середня			+

В таблиці було визначено перелік техніко-економічних властивостей та характеристик ідеї. Також було визначено коло конкурентів, які виробляють продукт схожий з «Датчик для вимірювання та аналізу імпульсних сигналів». Проведено порівняльний аналіз показників, з чого можна сказати що сильними сторонами розробленого проекту є : функціональність, ефективність, простота у використанні і задоволення потреб покупця.

Для кращого розуміння структури проекту, необхідно побудувати бізнес-модель стартапу (табл.4.3.).

Таблиця 4.3. Бізнес-модель стартапу.

8. Ключові партнери: - компанії, що постачають матеріали; - компанії, що надають рекламні послуги.	7. Ключові види діяльності: - проектування та виробництво продукту; - проведення рекламної кампанії.	2. Ціннісна пропозиція: - ексклюзивний вигляд; - швидкий та точний спосіб вимірювання пульсу; - простота у використанні.	4. Взаємовідносини з клієнтами: - наявність роботи цілодобової служби підтримки; - безкоштовне обслуговування продукції.	1. Споживчі сегменти: - звичайні користувачі; - медичні заклади; - спорт-комплекси; - фітнес-центри; - військові установи.
	6. Ключові ресурси: - деталі з яких буде створений продукт; - фінансові; - людські; -		3. Канали збуту: - звичайні користувачі; - медичні заклади; - спорт-комплекси; - фітнес-центри;	

	інтелектуальні		- військові установи.	
9. Структура виплат: - значну частину витрат займає розробка та масове виробництво продукту; - заробітна плата працівникам; - оплата послуг рекламних компаній.		5. Потоки доходів: - продаж товару.		

В даній таблиці було визначено основні структурні елементи бізнес-моделі, а саме: споживчі сегменти, ціннісна пропозиція, канали збуту, взаємовідносини з клієнтами, потоки доходів, ключові ресурси, ключові види діяльності, ключові партнери та структура виплат.

4.2. Технологічний аудит ідеї проекту.

В даному підрозділі проводиться аудит технології, за допомогою якої є можливість реалізації проекту [42].

Таблиця 4.4. Технологічна здійсненність ідеї проекту.

Ідея проекту	Технології її реалізації	Наявність технологій	Доступність технологій
Розробка функціональної схеми	Для визначення і кращого представлення елементів приладу	Наявно	Доступно
Визначення принципу роботи	Дані про пульс повинні передаватися на блок обробки сигналу після чого переходити до блоку обрахунків та представлення результатів	Наявно	Доступно
Вибір елементної бази	Оптичний датчик визначення частоти серцевих скорочень	Наявно	Доступно
	Плата Arduino Uno	Наявно	Доступно
Розробка модулю фіксування значення пульсу	Моделювання роботи системи в програмі	Наявно	Доступно
	Розробка алгоритму визначення параметрів	Наявно	Доступно

Розробка блоку обробки сигналу	Аналого-цифровий перетворювач	Наявно	Доступно
	Фільтр нижніх частот	Наявно	Доступно
Доступність методики	Методика розробки пульсометру є в легкому доступі, не враховуючи розробку програмного забезпечення	Наявно	Доступно
Розробка корпусу пристрою	Кліпса з датчиком	Наявно	Доступно
	Корпус на плату для захисту від впливу зовнішніх факторів	Наявно	Доступно
Простота у використанні	Кріплення за допомогою зажимів	Наявно	Доступно
	Запуск однією кнопкою	Наявно	Доступно
Обробка і представлення результатів	Програмне забезпечення	Наявно	Доступно
	Код програми вимірювання	Наявно	Доступно

Технічна реалізація пульсометру можлива.

Тобто реалізація проекту можлива за всіма параметрами, так як ці параметри є доступними.

4.3. Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту.

В даному підрозділі проводиться визначення ринкових можливостей, які можна використати під час ринкового впровадження проекту, та ринкових загроз, які можуть перешкодити реалізації проекту. Тобто буде враховуватися стан сучасного ринку, можливості конкурентів та клієнтські потреби [42].

Розглянемо загальний обсяг продаж, динаміку ринку, наявності обмежень вимоги до стандартизації та специфікації, та середню норму рентабельності в галузі.

Таблиця 4.5. Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту.

№ n/ n	Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
1	Кількість головних гравців, од	7
2	Загальний обсяг продаж, грн/ум.од	10000
3	Динаміка ринку (якісна оцінка)	Стагнує
4	Наявність обмежень для входу (вказати характер обмежень)	Правильність вимірювання
5	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	Дозвіл на розповсюдження пристроїв для вимірювання значень пульсу. Сертифікація. Та вимоги щодо безпечності процесу вимірювання пульсу.
6	Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку), %	80 %

Отже, виходячи з таблиці можна побачити, що є великий попит на товар, що дає змогу визначати функціональний стан людини.

Визначимо потенційні групи клієнтів, їх характеристики, та сформуємо орієнтовний перелік вимог до товару для кожної групи.

Таблиця 4.6. Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту.

№ n/n	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
	Швидке та точне вимірювання пульсу, яке не впливає на повсякденне життя і дає знати коли є якісь негаразди	Власники спорт-клубів; Звичайні користувачі; Власники медичних закладів; Керівники військових установ.	Використання розроблюваного продукту, дає можливість отримати дані пульсу, які дадуть дані стану людини для будь-якої сфери.	Легкість у використанні; Малі габаритні розміри; Простота кріплення; Точність та швидкість вимірювання; Відносно

				низька ціна.
--	--	--	--	--------------

В даній таблиці було визначено цільову аудиторію, яку може привабити розроблений продукт, також були визначені основні вимоги споживачів до даної категорії продукту.

Проведемо аналіз ринкового середовища, та складемо їх в таблиці в яких розглядаються можливі загрози та можливості [42].

Таблиця 4.7. Фактори загроз.

<i>№ n/n</i>	<i>Фактор</i>	<i>Зміст загрози</i>	<i>Можлива реакція компанії</i>
1	Конкуренція	Виникнення більш функціонального та ефективного приладу	Випуск нових версій продукту з більш розширеним функціоналом
2	Якість	Низька якість	Відмова від продукту
3	Функціонування	Недостача функціоналу для задоволення потреб користувача	Розширення функціоналу
4	Нові технології	Застарілість оптичних датчиків вимірювання пульсу	Постійна модернізація
5	Наявність конфлікту	Проблема конкуренції зі схожими фірмами	Пошук нових шляхів розповсюдження товару

В даній таблиці було розглянуто основні фактори загроз, що можуть негативно вплинути на продукт. Основною загрозою являється вихід на ринок більш просунутого продукту від конкурентів. Але це можна переграти випустивши також більш просунутий продукт ніж у конкурентів. Такі перегони можна спостерігати в багатьох великих компаніях, і це добре, таким чином з'являється стимул до більшого розвитку.

Таблиця 4.8. Фактори можливостей.

<i>№ n/n</i>	<i>Фактор</i>	<i>Зміст можливості</i>	<i>Можлива реакція компанії</i>
1	Отримання	Завдяки додатковому	Розробка життєздатного

	інвестицій	фінансуванню можливе залучення нових працівників, що можуть пришвидшити виробництво	продукту, що максимально задовольняє потреби користувача
2	Освоєння нових сфер	Використання приладу не тільки для вимірювання пульсу	Створення нових груп працівників, що працюватимуть над розширенням функціоналу
3	Успішна маркетингова політика	Результатом маркетингу стала більша зацікавленість продуктом	Стабільний розвиток продукту
4	Вихід аналогу	Розробити конкурентоспроможний продукт	Задоволення потреб споживачів та надання збільшеної функціональності у порівнянні з конкурентами
5	Автоматизація	Використання автоматизованих алгоритмів	Підвищення швидкості та якості розробки продукту

В таблиці були розглянуті фактори можливостей, тобто що може бути при певних умовах. Загалом можливості можуть бути будь-які. Але приведено найімовірніші можливості для розробленого продукту.

Проведемо аналіз пропозицій та визначимо загальні риси конкуренції на ринку [42].

Таблиця 4.9. Ступеневий аналіз конкуренції на ринку.

<i>Особливості конкурентного середовища</i>	<i>В чому проявляється дана характеристика</i>	<i>Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)</i>
1. Вказати тип конкуренції - олігополія	Незначна кількість конкурентів. Схожість технологій.	Розробка технології, яка буде важко повторюваною, розробити певний функціонал для відмінності від інших компаній

2. За рівнем конкурентної боротьби - національний	Загроза появи нових конкурентів. Висока потреба у товарі.	Інформування ринку щодо якості використовуваної нової технології
3. За галузевою ознакою - внутрішньогалузева	Діяльність в середині однієї галузі.	Збільшення або підтримання на одному рівні вартості приладу
4. Конкуренція за видами товарів: - товарно-видова	Надання різних продуктів одного виду.	Маркетингова політика
5. За характером конкурентних переваг - цінова	Виникає, як правило, шляхом штучного збивання цін на дану продукцію.	Використання нових каналів збуту
6. За інтенсивністю - не марочна	Роль торгової марки незначна.	Періодичне інформування ринку щодо новаторської технології

В таблиці були приведені такі особливості конкурентного середовища, що найбільше відповідають розробленому приладу, так як конкурентів не дуже велика кількість, але достатня. Обравши рівень конкурентної боротьби національний, малось на увазі що це на початку стартапу (1-2 роки), далі запланований вихід на багатонаціональний рівень.

Визначимо детальний аналіз умов конкуренції в галузі (за моделлю 5 сил М. Портера).

Таблиця 4.10. Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером.

	<i>Прямі конкуренти в галузі</i>	<i>Потенційні конкуренти</i>	<i>Постачальники</i>	<i>Клієнти</i>	<i>Товари-замінники</i>
<i>Складові аналізу</i>	Класичні засоби вимірювання пульсу	Доступні ціни, достатньо великий асортимент	Концентрація постачальників, попит споживачів	Контроль якості, доступність, обсяги закупок	Ціна
<i>Висновки:</i>	Низька інтенсивність	Можливість виходу на ринок через	Вартість складових приладу	Попит на продукт	Обмежень немає

	впровадження незважаючи на велику кількість методів вимірювання	4 місяці. Найвні непрямі конкуренти.			
--	---	--------------------------------------	--	--	--

Виходячи із аналізу конкуренції в галузі можна зробити висновок, що даний проект може вийти на ринок. Враховуючи те, що останнім часом конкуренти нехтують якістю складників, через що визначення значення пульсу може бути недейсним.

Проведемо визначення та обґрунтування переліку факторів конкурентоспроможності [42].

Таблиця 4.11. Обґрунтування факторів конкурентоспроможності.

<i>№ n/n</i>	<i>Фактор конкурентоспроможності</i>	<i>Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущим)</i>
1	Унікальність системи	Прилад забезпечує високу ефективність вимірювання пульсу в період роботи
2	Цінова політика	Прибуток отримується за рахунок користувачів
3	Функціональність	Завдяки високій функціональності користувач швидко і без проблем може виміряти пульс

Головними факторами розробленого приладу є унікальність системи, цінова політика та функціональність, що проявляється в швидкості роботи.

Необхідно провести аналіз сильних та слабких сторін стартап-проекту.

Таблиця 4.12. Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін «Датчик для вимірювання та аналізу імпульсних сигналів».

<i>№ n/ n</i>	<i>Фактор конкурентоспроможності</i>	<i>Бали 1-20</i>	<i>Рейтинг товарів-конкурентів</i>						
			<i>-3</i>	<i>-2</i>	<i>-1</i>	<i>0</i>	<i>+1</i>	<i>+2</i>	<i>+3</i>
1	Унікальність системи	18							+
2	Цінова політика	14							+
3	Функціональність	15						+	

Можна сказати, що конкурентоспроможність може внести позитивний внесок, так як є стимул до більшого розвитку, у впровадженні нових методів визначення фізіологічного стану людини.

Складання SWOT-аналізу (матриці аналізу сильних (Strength) та слабких (Weak) сторін, загроз (Troubles) та можливостей (Opportunities) на основі виділених ринкових загроз та можливостей, та сильних і слабких сторін) [42].

Таблиця 4.13. SWOT-аналіз стартап-проекту.

<p>Сильні сторони:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Ефективність; - Цінова політика; - Функціональність; - Швидкість обробки сигналу; - Легкість використання. 	<p>Слабкі сторони:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Недостача стартового капіталу; - Відсутність охоронних документів.
<p>Можливості:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Інвестиції; - Збільшення продаж; - Модифікація; - Конкурентоспроможність; - Зацікавленість цільової аудиторії; - Розширення функціональності. 	<p>Загрози:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Відмова постачальників у постачанні матеріалів; - Крадіжка інтелектуальної власності.

Було проведено SWOT-аналіз стартап-проекту, де були визначені його сильні та слабкі сторони, можливості та загрози.

Проведемо розробку альтернативи ринкової поведінки (перелік заходів) для виведення стартап-проекту на ринок та орієнтовний оптимальний час їх ринкової реалізації [42].

Таблиця 4.14. Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту.

№ n/n	Альтернатива (орієнтовний комплекс заходів) ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
1	Закупка готових пульсометрів та їх просування	Мало ймовірне	-
2	Залучення	Ймовірне	3 місяці

	маркетингової компанії для приваблення більшої кількості клієнтів		
3	Спроба впровадження в інші галузі	Дуже ймовірне	4 місяці
4	Залучення інвесторів	Ймовірне	2 місяці

Були запропоновані альтернативні методи впровадження стартап-проекту до ринку. Найбільш ймовірним методом виявилася спроба впровадження в інші галузі, тобто розширити можливості застосування розробленого приладу.

4.4. Розроблення ринкової стратегії проекту.

Розроблення ринкової стратегії першим кроком передбачає визначення стратегії охоплення ринку: опис цільових груп потенційних споживачів [42].

Таблиця 4.15. Вибір цільових груп потенційних споживачів.

<i>№ п/п</i>	<i>Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів</i>	<i>Готовність споживачів сприйняти продукт</i>	<i>Орієнтовний попит в межах цільової групи (сегменту)</i>	<i>Інтенсивність конкуренції в сегменті</i>	<i>Простота входу у сегмент</i>
1	Медичні заклади	Готові, за умов наявності відповідних документів	Високий 90-98%	Висока	Є певні обмеження
2	Військові установи	Готові, за умов наявності відповідних документів	Середній 70-80%	Середня	Є певні обмеження
3	Спорт та фітнес - центри	Готові, за умов наявності відповідних документів	Високий 90-100%	Висока	Є певні обмеження
4	Звичайні користувачі	Готові	Середній 75-85%	Висока	Без обмежень

5	Інші установи де є потреба в вимірюванні пульсу	Готові, за умов наявності відповідних документів	Високий 85-90%	Висока	Без обмежень
Які цільові групи обрано: установи та користувачі у яких є необхідність у визначенні пульсу.					

Виходячи із значень таблиці найбільш привабливою розробка буде для медичних закладів, спорт та фітнес –центрів, та інші установи де є потреба в вимірюванні пульсу.

Сформуємо базову стратегію розвитку.

Таблиця 4.16. Визначення базової стратегії розвитку.

<i>Обрана альтернатива розвитку проекту</i>	<i>Стратегія охоплення ринку</i>	<i>Ключові конкурентоспроможні позиції відповідно до обраної альтернативи</i>	<i>Базова стратегія розвитку*</i>
Довіра покупців, завдяки якості та швидкості вимірювання	Стратегія диференційованого ринку	Участь у технічних виставках; Мобільність; Зручність; Простота у використанні; Достовірність результатів.	Стратегія диференціації

Була обрана стратегія диференціації тому, що в ній передбачається надання товару з певними відмінностями від конкурентів, що є важливими на думку користувача.

Виберемо стратегію конкурентної поведінки.

Таблиця 4.17. Визначення базової стратегії конкурентної поведінки.

<i>Чи є проект «періопродіцем» на ринку?</i>	<i>Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?</i>	<i>Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурента, і які?</i>	<i>Стратегія конкурентної поведінки*</i>

Ні	Буде проводитися пошук нових споживачів в різних сферах та частково забирати клієнтів у конкурентів	Всі характеристики товару будуть свої, починаючи від комплектуючих і закінчуючи корпусом.	Стратегія лідера
----	---	---	------------------

Була обрана стратегія лідера, що сфокусована на розширенні первинного попиту, тобто компанія попутно буде займатися реалізацією заходів щодо формування попиту зі сторони нових користувачів і пропагандувати нові напрями застосування.

Формування ринкової позиції [42].

Таблиця 4.18. Визначення стратегії позиціонування.

<i>№ п/п</i>	<i>Вимоги до товару цільової аудиторії</i>	<i>Базова стратегія розвитку</i>	<i>Ключові конкурентоспроможні позиції власного стартап-проекту</i>	<i>Вибір асоціацій, які мають сформувану комплексну позицію власного проекту (три ключових)</i>
1	Можливість швидкого вимірювання пульсу	Стратегія диференціації	Висока точність вимірювання; Швидкість вимірювання; Низька вартість; Зручність використання.	За співвідношенням «ціна - якість»; За сферою застосування; За показниками якості.
2	Доступність			
3	Ціна			
4	Сертифікація якості			
5	Достовірність результатів			

Була визначена стратегія позиціонування ринкової поведінки стартап-проекту, тобто було визначено напрям роботи компанії та конкурентоспроможні позиції.

Результатом виконання підрозділу є узгоджена система рішень щодо ринкової поведінки стартап-компанії, яка визначатиме напрями роботи стартап-компанії на ринку.

4.5. Розроблення маркетингової програми стартап-проекту.

Визначимо маркетингову концепцію товару [42].

Таблиця 4.19. Визначення ключових переваг концепції потенційного товару.

<i>№ n/n</i>	<i>Потреба</i>	<i>Вигода, яку пропонує товар</i>	<i>Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити</i>
1	Автоматизованість	Автоматичний процес вимірювання	Необхідно лише натиснути на одну кнопку, і вимірювання буде виконуватись автоматично
2	Точність	Точність значень вимірювання	Точно вимірює значення пульсу
3	Зручність	Легкий у використанні	Проста конструкція
4	Мобільність	Можливість використання будь-де	Завдяки цьому є можливість без обмежень вимірювати пульс будь-де

В даній таблиці визначені ключові переваги концепції потенційного товару, а саме: автоматизованість, точність, зручність, мобільність. Це дає ряд переваг над уже існуючими приладами вимірювання пульсу.

Розробимо трирівневу маркетингову модель товару [42].

Таблиця 4.20. Опис трьох рівнів моделі товару

<i>Рівні товару</i>	<i>Сутність та складові</i>		
I. Товар за задумом	Швидке та точне вимірювання пульсу людини, без використання великих за габаритами пристроїв.		
II. Товар у реальному виконанні	Властивості/характеристики	М/Нм	Вр/Тх /Тл/Е/Ор
	1. Універсальність	Нм	Тл
	2. Вартість	Нм	Вр
	3. Мобільність	Нм	Тл
	4. Надійність	Нм	Тх
5. Зручність використання	Нм	Ор	

	6. Точність 7. Автоматизованість	М Нм	Тх Тл
	Якість: технічний регламент, охоронні документи		
	Пакування: коробка з пухирчастою плівкою власного виробництва		
	Марка: Датчик для вимірювання та аналізу імпульсних сигналів		
III. Товар із підкріпленням	До продажу – реклама в різних ресурсах, та учать в різних технічних виставках.		
	Після продажу – оновлення алгоритму просування.		
За рахунок чого потенційний товар буде захищено від копіювання: за рахунок охоронних документів.			

Було розглянуто сутність та складові трьох рівнів товару. Визначено властивості та характеристики, можливість пакування, марка та якість.

Визначення цінових меж [42].

Таблиця 4.21. Визначення меж встановлення ціни.

<i>Рівень цін на товари-замінники</i>	<i>Рівень цін на товари-аналоги</i>	<i>Рівень доходів цільової групи споживачів</i>	<i>Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу</i>
200 - 400	300 - 1500	7000 - 50000000	500 - 1000

В даній таблиці були описані рівень цін на товари замітники, рівень цін на товари аналоги, рівень доходів цільової групи, і виходячи із цих значень були встановлені верхні та нижні межі ціни на товар, і при покупці в роздріб ціна буде ближче до верхньої межі, а якщо оптом (різні установи) то ціна буде на нижній межі.

Визначення оптимальної системи збуту [42].

Таблиця 4.22. Формування системи збуту.

<i>№ п/п</i>	<i>Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів</i>	<i>Функції збуту, які має виконувати постачальник товару</i>	<i>Глибина каналу збуту</i>	<i>Оптимальна система збуту</i>
1	Збут власними силами	Забезпечення постійною технічною підтримкою після продажу	Канал нульового рівня (без посередників)	Власна система збуту

2	Збут через колаборацію	Проведення навчання роботі розробленого приладу	Канал одного рівня	Власна система збуту
3	Забезпечення регулярного постачання	Постійне вдосконалення алгоритму розробки	Канал нульового рівня (без посередників)	Розроблена раніше система

Була розроблена система збуту, що передбачає в собі збут власними силами, збут через колаборацію, що дуже вигідно так як колаборантами можуть бути фірми які і близько не відносяться до технічної спеціальності, а також забезпечення регулярного постачання.

Розробка концепції маркетингових комунікацій [42].

Таблиця 4.23. Концепція маркетингових комунікацій.

<i>№ п/п</i>	<i>Специфіка поведінки цільових клієнтів</i>	<i>Канали комунікацій, якими користуються цільові клієнти</i>	<i>Ключові позиції, обрані для позиціонування</i>	<i>Завдання рекламного повідомлення</i>	<i>Концепція рекламного звернення</i>
1	Забезпечення постійною технічною підтримкою	Формальні та неформальні комунікації	Комплексний підхід	Стимулювання на купівлю; Інформування щодо характеристик, якості і можливостей;	Розроблений продукт являється сучасним, точним та унікальним
2	Регулярне поновлення програмного забезпечення	Неформальні комунікації	Доступність	Пошук вигідних контрактів	

Для того щоб обрати маркетингову програму було визначено концепцію товару, збуту, просування, було проведено аналіз ціноутворення, визначені потреби потенційних клієнтів, переваги розробленої ідеї над конкурентами, проаналізовано ринкове середовище та альтернативу ринкової поведінки.

4.6. Організація реалізації стартап-проекту.

Представимо команду стартап-проекту та її розвиток.

Таблиця 4.24. Команда стартап-проекту.

Розвиток команди	Учасники	Завдання учасників	Освіта	Досвід роботи	Спеціалізовані знання	Витрати, тис. грн.
Мінімальна команда	Березанська	Керівник, інженер, маркетолог, фінансист	Бакалавр	Графічний дизайн, бухгалтер, розробник	Є знання в розробці програмного забезпечення, проектуванні приладів, а також їх конструювання	17000
Разом:						17000

В даній таблиці була представлена команда, яка повністю представляє інтереси стартап-проекту.

Далі необхідно розробити календарний графік реалізації стартап-проекту.

Таблиця 4.25. Календарний графік реалізації стартап-проекту.

№	Зміст етапу	Період реалізації, номер місяця з початку виконання робіт													Вартість етапу, грн.		
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13			
1.	Розробка моделі	■															1500
2.	Розробка кошторису			■													10000
3.	Розробка дизайну				■												10000
4.	Аналіз конструкції					■											10000
5.	Проектування конструкції						■										10000
6.	Створення прототипу							■									10000

7.	Тестування														10000
8.	Аналіз недоліків														10000
9.	Усунення недоліків														10000
10.	Розробка нового прототипу														10000
11.	Запуск реклами														10000
12.	Запуск масового виробництва														10000
Всього грн.													111500		

В даній таблиці представлено календарний графік реалізації стартап-проекту, що передбачає всі можливі витрати на проект від початку його розробки до моменту запуску реклами.

Надалі є необхідність пояснення виробничого процесу, тобто визначення матеріалів та комплектуючих пристрою та потреба в промислово виробничому персоналі.

Таблиця 4.26. Сировина, матеріали та комплектуючі виробу.

№	Найменування видів сировини, матеріалів та комплектуючих виробів	Постачальники	Ціна за одиницю	Примітки (місцезнаходження постачальників, умови поставок тощо)
1.	Плати	Постачальниками можуть бути фірми інвесторів	140	Постачальники знаходяться в Україні; поставки виконуються двічі на тиждень
2.	Дроти		10	
3.	Кріплення		30	
4.	Датчики пульсу		115	
5.	Корпусні деталі		150	
Разом:			445	

В таблиці розглядаються матеріали та комплектуючі необхідні для розробки одного приладу визначення частоти серцевих скорочень. Також слід враховувати що це вказана роздрібна ціна, а якщо буде масове виробництво то ціни будуть оптовими.

Таблиця 4.27. Потреба в промислово-виробничому персоналі.

№	Посада/виконувані завдання	Чисельність	Витрати на персонал, тис. грн.
1.	Керівник	1	15000
2.	Фінансист	1	8000
3.	Інженер	1	8000
4.	Маркетолог	1	9000
5.	Комунікатор	1	9000
6.	Робітники на виробництво	6	36000
Разом:		12	85000

Якщо планується масове виробництво є потреба у розширенні персоналу, так як одній людині фізично важко виконувати всі завдання виробництва.

Далі необхідно визначити початкові витрати необхідні для стартапу.

Таблиця 4.28. План витрат на запуск виробництва продукції.

№	Найменування	Характеристика	Вартість, тис. грн.
1.	Витрати на придбання обладнання та устаткування	Витрати на придбання обладнання	50000
2.	Сировина, основні матеріали	Вартість сировини та матеріалів для забезпечення технологічного процесу	50000
3.	Комплектуючі	Витрати на комплектуючі продукту	25000
4.	Паливо та електроенергія на технологічні цілі	Витрати на електроенергію, а також на паливо, необхідні для запуску проектної потужності виробництва	30000
5.	Оплата праці промислово-виробничого персоналу	Витрати на заробітну плату та соціальні відрахування	85000

6.	Освоєння та запуск виробництва	Витрати на пусконаладжувальні роботи, запуск виробництва	70000
Разом:			310000

В даній таблиці було визначено початковий план витрат, що необхідний для запуску виробництва.

Також визначимо загальні обсяги інвестицій.

Таблиця 4.29. Обсяги інвестицій.

№	Вид інвестицій	Сума, грн
1.	Першо-початкові інвестиції	310000
2.	Інвестиції на стадії виробництва	111500
3.	Інвестиції на просування стартапу	100000
Разом:		521500

Визначено суму загального обсягу виробництва на всі етапи розробки продукту, тобто початкові інвестиції, інвестиції на стадії виробництва та на просування стартапу.

Висновки

В цьому розділі магістерської дисертації було проведено розробку стартап-проекту для впровадження технічного засобу датчика для вимірювання та аналізу імпульсних сигналів.

Було проведено опис ідеї проекту, де було розглянуто зміст ідеї в основі якої лежить розробка пульсометру, що швидко і точно вимірює значення серцевих скорочень не завдаючи дискомфорту. Також були визначені напрямки застосування з чого можна зрозуміти, що пульсометри досить часто використовувані у тих сферах де необхідно знати функціональний стан серця. Також були визначені техніко-економічні переваги ідеї у порівнянні з пропозиціями конкурентів. Визначивши технологічну здійсненність стало зрозуміло, що реалізація даного пульсометру можлива.

Завдяки аналізу ринкових можливостей було проведено аналіз попиту, визначені потенційні групи клієнтів, фактори загроз та фактори можливостей, проведений аналіз конкуренції на ринку, визначені фактори конкурентоспроможності, розглянуто сильні та слабкі сторони.

Також була розроблена ринкова стратегія проекту і маркетингова програма стартап-проекту.

Аналізуючи всю виконану роботу можна сказати, що розроблений проект датчика вимірювання та аналізу імпульсних сигналів можна з легкістю впровадити в ринок, так як у нього є всі необхідні для цього характеристики: доступність, простота у використанні, якість, точність виміряних значень, цінова політика та малі габаритні розміри.

ВИСНОВКИ

В роботі був розроблений пристрій для визначення частоти серцевих скорочень та програмне забезпечення до нього. Перевагами даного пристрою є простота його експлуатації, легкість кріплення, простота конструкції, можливість транспортування, низька вартість у порівнянні з аналогами.

В першому розділі був проведений аналіз та огляд існуючих методів вимірювання та аналізу імпульсних сигналів. Тобто було розглянуто класифікацію імпульсних сигналів, проведено огляд засобів реєстрації і методів обробки біологічних сигналів. Визначено прилади за допомогою яких може проводитися знімання значень частоти серцевих скорочень, та розглянута класифікація пульсометрів за методом вимірювання та за методами кріплення. Також враховуючи вікові властивості людей було визначено норми пульсу для різних категорій людей. Та було введено поняття варіабельності серцевого ритму.

В другому розділі була проведена розробка цифрового пристрою для вимірювання пульсу. Тобто була представлена функціональна схема пристрою та описаний його принцип дії. Було обґрунтовано вибір елементної бази, в основі якої лежить датчик визначення частоти серцевих скорочень Pulse Sensor та плата Arduino Uno R3 та світлодіод. Була спроектована схема пристрою, по якій потім був розроблений цифровий пристрій визначення частоти серцевих скорочень. Також було розроблене програмне забезпечення для даного пристрою.

В третьому розділі були проведені натурні випробування, в ході яких проводилось вимірювання частоти серцевих скорочень за допомогою розробленого пристрою та еталонного, з яким порівнювались значення. По вимірним значенням частоти серцевих скорочень були проведені розрахунки реакцій пульсу, похибок вимірювання, проведено спектральний аналіз та обробка сигналу статистичними методами.

Четвертий розділ включає в себе розробку стартап-проекту. Де було описана ідея проекту, визначений технологічний аудит, проведено аналіз ринкових можливостей, розроблена ринкова стратегія, маркетингова програма і проведена організація реалізації стартап-проекту.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ:

1. Надольский А. Н. Теоретические основы радиотехники / Надольский А. Н. – Минск, 2005. – 234 с.
2. Сергиенко А.Б. ЦОС (Цифровая обработка сигналов) / Сергиенко А.Б., 2003. – 586 с.
3. Імпульсні сигнали. [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://itcj.sethost.net/pdf/epivt_2_1_1.pdf.
4. Математическое моделирование и анализ погрешностей измерительных преобразователей биомедицинских сигналов [Електронний ресурс] / А.А. Федотов С.А. Акулов – Режим доступу до ресурсу: <https://docplayer.ru/29337340-A-a-fedotov-s-a-akulov-matematicheskoe-modelirovanie-i-analiz-pogreshnostey-izmeritelnyh-preobrazovateley-biomedicinskih-signalov.html>.
5. Пальцевый фотоплетизмограф [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <http://fbme.univer.kharkov.ua/2011/02/palcevyj-fotopletizmograf/>.
6. Оптические датчики сердечного ритма. Простой кардиомонитор [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://cxem.net/medic/medic37.php>.
7. Волоконно-оптические датчики. [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://works.doklad.ru/view/c4i_JxGBz4c.html.
8. Мельник К. В. Система принятия решений при управлении лечением сердечных заболеваний / К. В. Мельник, А. Е. Голоскоков // Вестник Нац. техн. ун-та "ХПИ" : сб. науч. тр. Темат. вып. : Системный анализ, управление и информационные технологии. – Харьков : НТУ "ХПИ", 2008. – № 26. – С. 13-17.
9. Наушники можно использовать для измерения пульса [Електронний ресурс]. – 2013. – Режим доступу до ресурсу: <https://vido.com.ua/article/7166/naushniki-mozhno-ispol-zovat-dlia-izmiereniia-pul-sa/>.

10. Электрокардиография (ЭКГ) [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://med-herz.kiev.ua/elektrokardiografiya-ekg/>.

11. Новая технология позволяет измерять пульс по видео [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://hightech.fm/2018/01/30/heartbeat-camera>.

12. Сфигмография. [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://www.km.ru/zdorove/encyclopedia/sfigmografiya#>.

13. СФИГМОМАНОМЕТРИЯ [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://бмэ.орг/index.php/СФИГМОМАНОМЕТРИЯ>

14. Кишов Р. М. Неинвазивное непрерывное измерение артериального давления / Р. М. Кишов // Проблемы современной науки и образования / Problems of modern science and education - 2015 - № 7 (37)

15. Огляд та сучасний стан датчиків серцевого ритму / М. О. Березанська // XV Всеукраїнська науково-практична конференція студентів, аспірантів та молодих вчених «Ефективність інженерних рішень у приладобудуванні», 10-11 грудня 2019 року, м. Київ, Україна : збірник праць конференції / КПІ ім. Ігоря Сікорського, ПБФ, ФММ. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського; Центр учбової літератури, 2019. – С. 26–29.

16. Мониторинг функциональных и адаптивных резервов организма человека / В.А. Петрухин, Ю.О. Погребняк, В.О. Рузов, А.О. Тараймович, С.Х. Шайхлисламов, М.М. Артемьева, А.А. Даньшин // Компьютерная математика. — 2013. — № 2. — С. 105-114.

17. Нагрудный пульсометр или оптический датчик? [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://sport-ritm.ru/blogs/stati/nagrudnyj-pulsometr-ili-datchik-pulsa>.

18. Датчик пульса для велотренажера [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://sportzapchasti.com.ua/zapchasti-dlya-velotrenajerov/datchiki/datchik-pulsa-dlya-velotrenajera/>.

19. Модульная система измерения физиологических показателей человека [Электронный ресурс] / Файзраманов Р.А., Кычкин А.В.,

Бакунов Р.Р., Мехоношин А.С.. // Пермский национальный исследовательский политехнический университет – Режим доступа до ресурсу: <https://cyberleninka.ru/article/n/modulnaya-sistema-izmereniya-fiziologicheskikh-pokazateley-cheloveka/viewer>.

20. Разработка аппаратного и программного обеспечения комплекса для проведения гипокситерапии [Электронный ресурс] / Слипченко В. Г., Полягушко Л. Г., Котунов В. О – Режим доступа до ресурсу: <https://media.neliti.com/media/publications/312743-rozrobka-aparatnogo-ta-programnogo-zabez-9efa4686.pdf>.

21. Оптические датчики сердечного ритма. Простой кардиомонитор [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://cxem.net/medic/medic37.php>.

22. Система принятия решений при управлении лечением сердечных заболеваний / К. В. Мельник, А. Е. Голоскоков // Вестник Нац. техн. ун-та "ХПИ" : сб. науч. тр. Темат. вып. : Системный анализ, управление и информационные технологии. – Харьков : НТУ "ХПИ", 2008. – № 26. – С. 13-17.

23. Волоконно-оптические датчики. [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: https://works.doklad.ru/view/c4i_JxGBz4c.html.

24. Який пульс вважається нормальним для здоров'я [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://kvitna.org/5791-yakij-puls-vvazhayetsya-normalnim-dlya-zdorovya.html>.

25. Вариабельность сердечного ритма: возможности применения в физиологии и клинической медицине [Электронный ресурс] / Попов В.В., Фрицше Л. Н. – Режим доступа до ресурсу: <https://www.umj.com.ua/article/503/variabelnost-serdechnogo-ritma-vozmozhnosti-primeneniya-v-fiziologii-i-klinicheskoy-medicine>.

26. Анализ вариабельности сердечного ритма при использовании различных электрокардиологических систем (часть 1) [Электронный ресурс] / Баевский, Р. М., Иванов, Г. Г., Чирейкин, Л. В., Гаврилушкин, А.

П., Довгалеvский, П. Я., Кукушкин, Ю. А., Миронова, Т. Ф., Прилуцкий, Д. А., Семенов, А. В., Федоров, В. Ф., Флейшман, А. Н., Медведев, М. М. – Режим доступа до ресурсу: <http://www.vestar.ru/article.jsp?id=1267>.

27. Цифровий пристрій для визначення частоти серцевих скорочень // XVI Науково-практична конференція студентів, аспірантів та молодих вчених «Ефективність та автоматизація інженерних рішень у приладобудуванні», 8-9 грудня 2020 року, м. Київ, Україна : збірник праць конференції / КПІ ім. Ігоря Сікорського, ПБФ, ФММ. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського;

28. Датчик для измерения пульса в пальце KY-039 [Електронний ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://hcomp.ru/shop/ky039/>.

29. Датчик пульса [Електронний ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://3d-diy.ru/wiki/arduino-datchiki/datchik-pulsa/>.

30. Arduino Uno R3 [Електронний ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://www.mini-tech.com.ua/arduino-uno>.

31. Arduino Mega 2560 R3 [Електронний ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://www.mini-tech.com.ua/arduino-mega-2560>.

32. Arduino Nano v3.0 [Електронний ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://www.mini-tech.com.ua/arduino-nano-ft232>.

33. Arduino Pro Mini 5V ATmega328 [Електронний ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://www.mini-tech.com.ua/arduino-pro-mini-5v>.

34. Arduino Due R3 [Електронний ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://www.mini-tech.com.ua/arduino-due>.

35. Arduino Esplora [Електронний ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://www.mini-tech.com.ua/arduino-esplora>.

36. Что такое светодиоды. Как делают светодиоды. Типы светодиодов, характеристики, достоинства и недостатки [Електронний ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://www.natrix-el.kz/ehlektrosnabzhenie-doma/osveshchenie/svetodiody.html>.

37. Вікові особливості серцево-судинної системи. Оцінка функціонального стану серцево-судинної системи дітей та підлітків [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://www.lnu.edu.ua/life-safety/wp-content/uploads/2019/09/OZDSH_PR-1-2019.pdf.

38. Моделирование и обработка случайных сигналов и структур / П.В. Короленко, Ю.В. Рыжикова. – Москва, 2012. – 69 с. – (Кафедра оптики и спектроскопии отделения ядерной физики физического факультета МГУ).

39. Анализ биомедицинских сигналов в среде MATLAB / В. С. Кубланов, В. И. Борисов, А. Ю. Долганов. – Екатеринбург Издательство Уральского университета, 2016.

40. Matlab - пакет прикладных программ для решения задач технических вычислений - установка и настройка Подробнее: <https://pro-spo.ru/information-required-to-install/1053-matlab> [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://pro-spo.ru/information-required-to-install/1053-matlab>.

41. Спектроанализатор – что мы на нем видим? [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://prosound.ixbt.com/education/spektr-analys.shtml>.

42. Розроблення стартап-проекту [Електронний ресурс] : Методичні рекомендації до виконання розділу магістерських дисертацій для студентів інженерних спеціальностей / За заг. ред. О.А. Гавриша. – Київ : НТУУ «КПІ», 2016. – 28 с.

```

int sensor_pin = 0;
int led_pin = 13;
volatile int heart_rate;
volatile int analog_data;
volatile int time_between_beats = 600;
volatile boolean pulse_signal = false;
volatile int beat[10];          // у цьому масиві буде
вказано значення серцебиття
volatile int peak_value = 512;
volatile int trough_value = 512;
volatile int thresh = 525;
volatile int amplitude = 100;
volatile boolean first_heartpulse = true;
volatile boolean second_heartpulse = false;
volatile unsigned long samplecounter = 0;      // Цей
лічильник покаже нам час імпульсу
volatile unsigned long lastBeatTime = 0;
void setup()
{
  pinMode(led_pin, OUTPUT);
  Serial.begin(115200);
  interruptSetup();
}
void loop()
{
  Serial.print("BPM: ");
  Serial.println(heart_rate);
  delay(200); // переривання

void interruptSetup()
{
  TCCR2A = 0x02; // Це вимкне ШІМ на контактах 3 і 11
  OCR2A = 0x7C; // Це встановить верхній відлік до 124
для частоти дискретизації 500 Гц
  TCCR2B = 0x06; // Не прикладати силу, 256 прескалер
  TIMSK2 = 0x02; // Це дозволить переривати матч між
OCR2A та таймером
  sei(); // Це забезпечить увімкнення глобальних
переривань
}
ISR(TIMER2_COMPA_vect)
{

```

```

cli();
analog_data = analogRead(sensor_pin);
samplecounter += 2;
int N = samplecounter - lastBeatTime;
if(analog_data < thresh && N >
(time_between_beats/5)*3)
{
    if (analog_data < trough_value)
    {
        trough_value = analog_data;
    }
}
if(analog_data > thresh && analog_data > peak_value)
{
    peak_value = analog_data;
}
if (N > 250)
{
    if ( (analog_data > thresh) && (pulse_signal ==
false) && (N > (time_between_beats/5)*3) )
    {
        pulse_signal = true;
        digitalWrite(led_pin,HIGH);
        time_between_beats = samplecounter -
lastBeatTime;
        lastBeatTime = samplecounter;
        if(second_heartpulse)
        {
            second_heartpulse = false;
            for(int i=0; i<=9; i++)
            {
                beat[i] = time_between_beats; //Заповнення
масиву значеннями серцебиття
            }
        }
        if(first_heartpulse)
        {
            first_heartpulse = false;
            second_heartpulse = true;
            sei();
            return;
        }
        word runningTotal = 0;
        for(int i=0; i<=8; i++)

```

```

        {
            beat[i] = beat[i+1];
            runningTotal += beat[i];
        }
        beat[9] = time_between_beats;
        runningTotal += beat[9];
        runningTotal /= 10;
        heart_rate = 60000/runningTotal;
    }
}
if (analog_data < thresh && pulse_signal == true)
{
    digitalWrite(led_pin,LOW);
    pulse_signal = false;
    amplitude = peak_value - trough_value;
    thresh = amplitude/2 + trough_value;
    peak_value = thresh;
    trough_value = thresh;
}
if (N > 2500)
{
    thresh = 512;
    peak_value = 512;
    trough_value = 512;
    lastBeatTime = samplecounter;
    first_heartpulse = true;
    second_heartpulse = false;
}
sei();
}

```

```

%% Load data
%1.рука в стані спокою
%Н1,Н2,Н3,Н4,Н5
%2. рука в русі
%Hs1, Hs2, Hs3, Hs4, Hs5
% параметри сигналу
t=10; %сек
% L=length(H1);
fs=5.7 %L/t;
%% розрахунки спектрів сигналів
FftL=1024;
F=0:fs/FftL:fs/2-1/FftL;
Fft=abs(fft(H1,FftL));
Fft=2*Fft./FftL;
Fft(1)=Fft(1)/2;

Fft1=abs(fft(H2,FftL));
Fft1=2*Fft1./FftL;
Fft1(1)=Fft1(1)/2;

Fft2=abs(fft(H3,FftL));
Fft2=2*Fft2./FftL;
Fft2(1)=Fft2(1)/2;

Fft3=abs(fft(H4,FftL));
Fft3=2*Fft3./FftL;
Fft3(1)=Fft3(1)/2;

Fft4=abs(fft(H5,FftL));
Fft4=2*Fft4./FftL;
Fft4(1)=Fft4(1)/2;
figure;
plot(F,Fft(1:length(F)),'r',F,Fft1(1:length(F)),'b',F,Fft2(1:length(F)),'k',F,Fft3(1:length(F)),'g',F,Fft4(1:length(F)),'m');grid;
title('Спектр отриманих сигналів з Pulse Sensor В стані спокою');
ylabel('Амплітуда');
xlabel('Частота (Гц)');
%%
Fft5=abs(fft(Hs1,FftL));
Fft5=2*Fft5./FftL;
Fft5(1)=Fft5(1)/2;

Fft6=abs(fft(Hs2,FftL));
Fft6=2*Fft6./FftL;
Fft6(1)=Fft6(1)/2;

```



```

Fft7=abs(fft(Hs3,FftL));
Fft7=2*Fft7./FftL;
Fft7(1)=Fft7(1)/2;

Fft8=abs(fft(Hs4,FftL));
Fft8=2*Fft8./FftL;
Fft8(1)=Fft8(1)/2;

Fft9=abs(fft(Hs5,FftL));
Fft9=2*Fft9./FftL;
Fft9(1)=Fft9(1)/2;
figure ;
plot(F,Fft5(1:length(F)),'r',F,Fft6(1:length(F)),'b',F,Ff
t7(1:length(F)),'k',F,Fft8(1:length(F)),'g',F,Fft9(1:length
(F)),'m');grid;
title('Спектр отриманих сигналів з Pulse Sensor підчас
руху руки');
ylabel ('Амплітуда');
xlabel('Частота (Гц)');

```

```
N = length(H3);
M = (1/N)*sum(H3)
SDNN = sqrt((1/(N-1))*sum((H3-M).^2))
RMSDD = (sum((H3(1:N-1,1)-H3(2:N,1)).^2)/N)^0.5
NN50=0;
for i=1: N-1
if (H3(i,1)-H3(i+1,1))>50
NN50=NN50+1;
end
end
NN50
PNN50 = (NN50/(N-1))*100
CV = (SDNN/M)*100
```

УДК 621.317

М.О. Березанська, гр. ПГ-91мп
КПІ ім. Ігоря Сікорського

ОГЛЯД ТА СУЧАСНИЙ СТАН ДАТЧИКІВ СЕРЦЕВОГО РИТМУ

Анотація. В даній статті був приведений огляд та сучасний стан датчиків серцевого ритму, де було визначено, що датчик серцевого ритму – це певний пристрій, що застосовується для моніторингу частоти серцевих скорочень для використання цих даних в нинішній час чи для подальших досліджень. Також представлені види цих датчиків по типу їх кріплення і по типу підключення.

Ключові слова: датчик серцевого ритму, пульсометр, датчик.

ВСТУП

В наш час технології стрімко зростають, тому використання датчиків серцебиття знайшло застосування не лише в сфері медицини, а й в повсякденному житті. Наприклад, під час занять спортом необхідно контролювати свій пульс, для розуміння чи необхідно зменшити навантаження, чи навпаки збільшити. І на заміну звичайного підрахунку пульсу, на допомогу прийшли датчики вимірювання серцевого ритму, які значно спрощують цю задачу, а також економлять час.

Пульсометр – це пристрій, що застосовується для спостереження за частотою скорочень серця в реальному часі чи для запису показників для послідовних дослідів.

Даний датчик знайшов широке застосування серед людей які займаються спортом або просто тренуються [1].

Перші зразки даного пристрою склалися з корпусу та двох електродів, які прикріплювалися до грудної клітки. Основним призначенням пульсометру був контроль пульсу.

В більш сучасних пульсометрах, окрім датчика серцевого ритму, для зручності використання містяться додаткові функції, такі як: годинник, секундомір, крокомір, календар та ін. [1].

ОГЛЯД ДАТЧИКІВ ВИМІРЮВАННЯ СЕРЦЕВИХ СКОРОЧЕНЬ

Існує багато різних класифікацій датчиків вимірювання серцевих скорочень:

- за методом вимірювання;
- за типом передачі сигналу;
- за способом підключення.

Основні способи вимірювання частоти серцевих скорочень поділяються на механічні, електричні і оптичні.

Механічний використовується в тонометрах, які фіксують частоту перепаду тиску, викликаних роботою серця [2].

Електричний метод використовується за рахунок того, що в процесі скорочення серцевих м'язів, виділяються мікро струми. Найбільше застосування знайдено для обладнання зняття електрокардіограми та в нагрудних датчиках вимірювання пульсу.

Ці два методи вимірювання серцевого ритму мають певні недоліки – це необхідність в тісному контакті з тілом. У випадку з механічним способом датчик безпосередньо повинен бути притиснутим до шкіри, де судини знаходяться не глибоко. А в випадку з електричним способом необхідно знаходитися якомога ближче до серця [3].

В основі роботи оптичного пульсометру, що застосовується в переносній електроніці, є технологія фотоплетизмографії. Даний датчик містить в собі світлодіоди, які випускають світло, і датчики, які реєструють рівень його відображення. Принцип його роботи полягає в тому, що в шкірі людини знаходиться велика кількість тонких капілярів, що наповнені кров'ю. Коли серце скорочується, то тиск підвищується і кров більш активно поширюється в судинах і це означає, що поглинається більше світла. Датчик це реєструє, і через певний проміжок часу проводиться підрахунок кількості таких сплесків за хвилину і таким чином визначається частота серцевого ритму [3].

В залежності від розташування датчики поділяються на нагрудні, владштований та датчик пульсації крові.

1. Нагрудний датчик. Являється найбільш точним датчиком визначення пульсу. Даний датчик кріпиться до грудей за допомогою спеціального ремня, а також має автономне джерело живлення, що запускається при появі пульсу. Потім сигнал передається на певну відстань на приймач. Перевагами даного датчика є те, що він являється одним із найбільш точних при будь-якій погоді. До недоліків можна віднести незручність при постійному використанні [4].

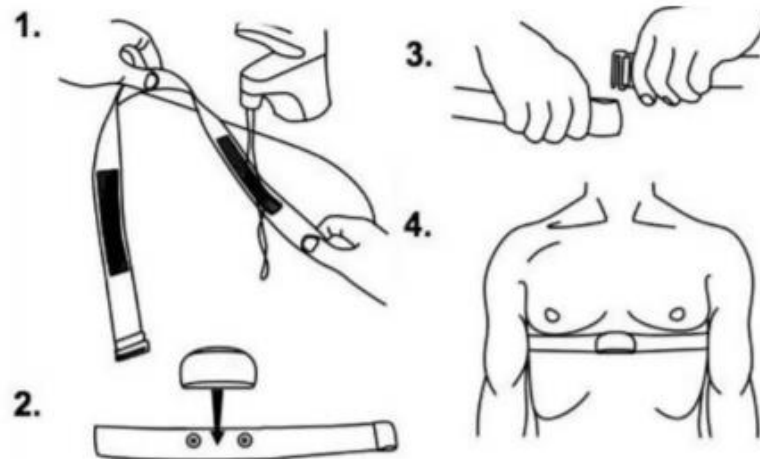


Рис. 1. Кріплення нагрудного датчика [5].

2. Владштований датчик. В нинішній час пульсометри без використання нагрудного датчика дозволяють визначати пульс за допомогою двох електродів на корпусі пульсометра, які прикладаються до тіла на декілька секунд. Дані прилади популярні серед користувачів через зручність і простоту використання, але вони не надають такої ж точності, як нагрудний датчик. Дані прилади з владштованим вимірюванням бувають декількох типів: фітнес-браслет,

годинник або пульсометр-каблучка. Перевагами цих датчиків є простота у використанні, так як датчик знаходиться на внутрішній стороні пульсометра, для того щоб знаходитись в безпосередній близькості з тілом, до недоліків можна віднести, що на їх точність сильно впливає холод, або не чітка фіксація на тілі [6].

3. Датчик пульсації крові. Даний датчик кріпиться на мочку вуха чи на палець. Ритм серця визначається по пульсації крові в тканинах.

На мочку вуха. Вся інформація відображається на дисплеї пристрою, який без проблем можна носити в кармані. Перевагами датчика пульсації крові є те що він легкий і компактний, недоліками - перетискає мочку вуха або спадає, а також при холодній погоді можливе неточне відображення даних.

На палець. Кріпиться як прищіпка, або у вигляді рукавиці. До переваг можна віднести що, по мірі звикання не відчувається на руці, а до недоліків - не точні показання при холодній температурі.

Навушники-пульсометри. Побудовані з внутрішнім монітором серцебиття. Перевагами є – при використанні датчика даного типу можна суміщати приємне з корисним, тобто слухати музику та слідкувати за пульсом, а недоліки – заважають зосередитись [4,6].



Рис.2. Датчик пульсації крові з кріпленням на мочку вуха [7].

В залежності від типу передачі сигналу датчики поділяться на аналогові та цифрові.

Аналоговий – підключається до певних пристроїв, наприклад до тренажерів або смартфонів. Після того, як сигнал починає зніматися, аналоговий пульсометр видає не закодоване повідомлення. Тому, якщо поряд працюють декілька аналогових пульсометрів, часто відбувається зчитування даних з чужих пульсометрів. А також може не працювати якщо знаходиться поблизу високовольтних ліній електропередачі.

Цифровий – не боїться перешкод і транслює більш точні показники [6].

За способом підключення датчиків поділяться на: дротові та бездротові датчики.

Дротовий датчик з'єднаний з приладом безпосередньо за допомогою дроту, дана конструкція є надійною тому, що захищена від перешкод.

Бездротовий датчик. В ньому дані передаються по радіоканалу як в аналоговому так і в цифровому вигляді. Певним недоліком є необхідність заміни елементів живлення, а також можливе порушення передачі сигналу в умовах радіоперешкод [8].

ВИСНОВКИ

Використання датчиків серцевого ритму значно спрощує і пришвидшує визначення пульсу в різних умовах. В наш час вони знайшли широке застосування не лише в медичній сфері, а й серед спортсменів, для яких контроль серцебиття є невід'ємною частиною.

За рахунок того, що на сьогоднішній день є велика кількість всіляких типів та видів датчиків серцевого ритму, то у людей є можливість підібрати пульсометр під свої потреби.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] Как выбрать пульсометр или монитор сердечного ритма для катания на велосипеде, бега, финесе [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <http://www.velootpusk.ru/velolife/equipment/187/>
- [2] Какой пульсометр выбрать [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <http://f.ua/articles/kak-vybrat-pulsometr.html>
- [3] Обзор фитнес-браслета Xiaomi [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.ixbt.com/mobile/xiaomi-mi-band-3-review.html>
- [4] Как выбрать пульсометр для бега? [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://med-magazin.ua/articles/view/386/>
- [5] Эластичный нагрудный ремень [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://crosswoodchurch.com/products>
- [6] Как выбрать пульсометр GARMIN для тренировок [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.garmin.ru/about/posts/kak-vybrat-pulsometr-garmin-dlya-trenirovok/>
- [7] Пульсометр HRM-2935 с датчиком на ухо [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://activ-ua.com/p132674083-pulsometr-hrm-2935.html>
- [8] Основы электрокардиографии [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://compendium.com.ua/uk/clinical-guidelines-uk/cardiology-uk/section-5-uk/glava-1-osnovi-elektrokardiografii/>

Науковий керівник: к.т.н. Півторак Д. О.

СЕКЦІЯ №1 — ЕКОНОМІКА ТА ЕФЕКТИВНІСТЬ КОМП'ЮТЕРНО-ІНТЕГРОВАНІХ НАВИГАЦІЙНИХ СИСТЕМ І ПРИЛАДІВ.

УДК 621.317

*М.О. Березанська, студентка гр. ПГ-91мт, к.т.н., доц. Д.О. Півторак,
НТУУ «КПІ ім. Ігоря Сікорського»*

ЦИФРОВИЙ ПРИСТРІЙ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ ЧАСТОТИ СЕРЦЕВИХ СКОРОЧЕНЬ

Анотація. В роботі розроблений пристрій для визначення частоти серцевих скорочень, що дозволяє визначати пульс людини точно та швидко. Розроблене програмне забезпечення, що за допомогою певних перетворень представляє на екрані значення кількості ударів серця в хвилину.

Ключові слова: пульс, датчик вимірювання пульсу, Pulse Sensor, Arduino Uno, функціональна схема.

ВСТУП

На сьогоднішній день, з урахуванням стрімкого розвитку різних технологій, прилади вимірювання пульсу є досить різноманітними. Вони можуть розрізнятися як за способом вимірювання, так і способом кріплення та розмірами.

Користуючись приладом вимірювання частоти серцевого ритму є можливість спростити задачу вимірювання серцевих скорочень у порівнянні з різними методами вимірювання, а також значно зекономити час [1].

Найбільше застосування прилади визначення частоти серцевих скорочень знайшли в медицині, спорті та в повсякденному житті, що дає змогу аналізувати функціональний стан здоров'я.

Одними із найзручніших у використанні пристроїв визначення частоти серцевих скорочень є пристрій в основі якого лежить оптичний датчик вимірювання пульсу.

На ринку представлені багато різних виробників пристроїв визначення частоти серцевих скорочень в основі яких лежить оптичний датчик вимірювання серцевих скорочень. Кожен із цих пристроїв має свої переваги та недоліки. Наприклад, може бути швидке вимірювання, а самі значення виміру не точні, складна конструкція, але точний у вимірюваннях, незручний у використанні, але за доступну ціну [2].

Проаналізувавши всі переваги та недоліки, прилад визначення частоти серцевих скорочень має володіти певними характеристиками для задоволення потреб користувачів, а саме: швидкість вимірювання, точність вимірюваних значень, легка конструкція, зручність використання, малі габаритні розміри, можливість транспортування, невисока ціна.

ЦИФРОВИЙ ПРИСТРІЙ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ ЧАСТОТИ СЕРЦЕВИХ СКОРОЧЕНЬ

В якості чутливого елемента пристрою для визначення частоти серцевих скорочень використовується датчик Pulse Sensor, який складається з світлодіоду та фотоприймача (рис. 1). Принцип роботи датчика полягає у зміні відбивання світлового потоку від пульсуючих судин, які наповненні кров'ю.

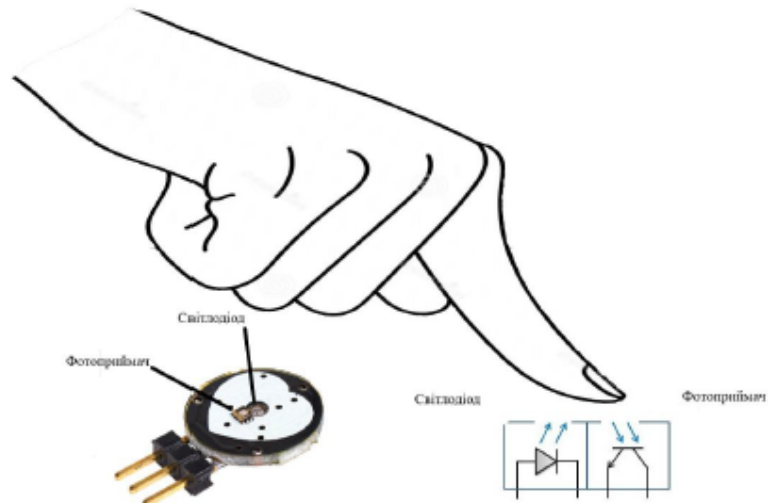


Рисунок 1. Розташування на датчику Pulse Sensor світлодіода та фотоприймача і його принцип дії.

Датчик Pulse Sensor та світлодіод підключається до плати Arduino Uno R3 до спеціально визначених входів.

Контакт S (signal), що являється аналоговим виходом датчика, підключається до аналогового входу плати Arduino. На контакт «+» подається живлення 5 V з плати, і контакт «-» заземлюється [3].

Світлодіод має всього 2 контакти: довший контакт підключається до цифрового входу плати, а коротший до GND, тобто заземлюється [4].

Схема підключення датчика Pulse Sensor та світлодіоду до плати Arduino представлена на рисунку 2.

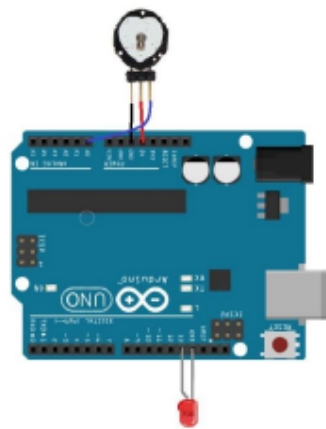


Рисунок 2. Схема підключення датчика Pulse Sensor та світлодіоду до плати Arduino.

Принцип дії розробленого пристрою полягає в наступному (рис.3). Датчик Pulse Sensor кріпиться до тіла людини (Л), якій вимірюється пульс.

Запускається блок подачі та прийому інформації (БПІ), що через блок USB передає інформацію на мікроконтролер, який потім подає сигнал на датчик Pulse Sensor і виконується зняття інформації, тобто вимірюється пульс.

Після чого дані передаються на підсилювач сигналу (П). Сигнал пропускається через фільтр нижніх частот (ФНЧ), після чого дані передаються на мікроконтролер з якого через блок USB, інформація передається до блоку прийому (БПІ) інформації (до комп'ютеру), і завдяки програмному коду написаному на комп'ютері виконується перетворення вимірних значень і представляється результат частоти серцевих скорочень.

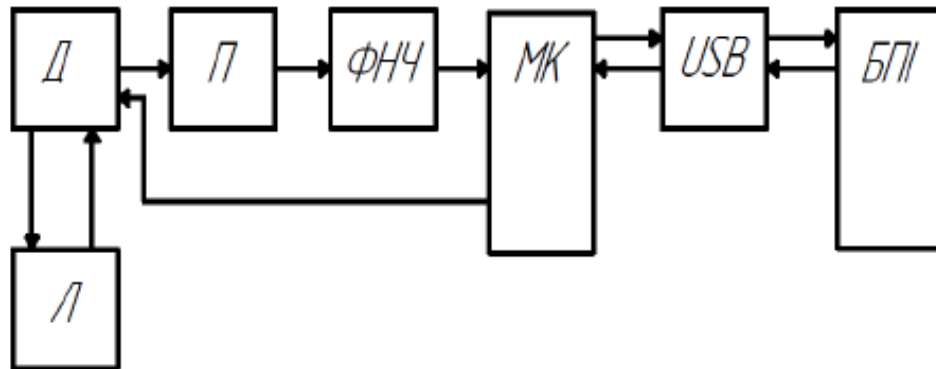


Рисунок 3. Структурна схема пульсометра.

На рис. 4 представлений розроблений пристрій для вимірювання частоти серцевих скорочень.

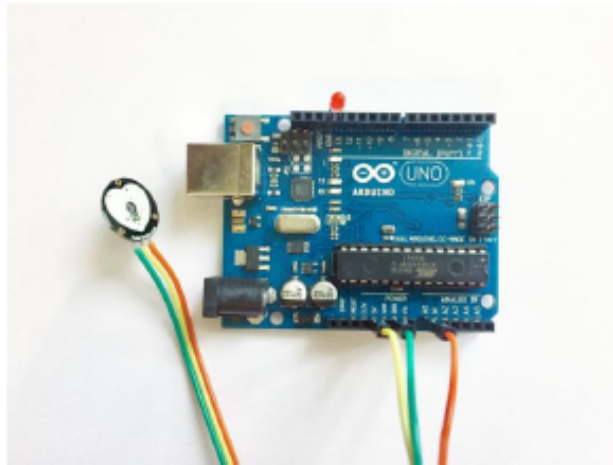


Рисунок 4. Цифровий пристрій для визначення частоти серцевих скорочень.

Кріплення датчика до пальцю здійснюється за допомогою спеціальної кліпси. Завдяки цьому, датчик чітко фіксується на пальці, що дає змогу отримати точні значення частоти пульсу (рис.5).

Для пристрою визначення частоти серцевих скорочень було розроблене програмне забезпечення в програмному середовищі Arduino IDE, що дозволяє

обробити отриманий сигнал з датчика, провести певні обрахунки і в результаті значення кількості серцевих скорочень вивести на екран (рис. 5).



Рисунок 5. Кріплення датчику до пальця та результат вимірювання частоти серцевих скорочень.

ВИСНОВКИ

Точне визначення частоти серцевих скорочень має важливе значення в медицині, спорті, повсякденному житті, так як знаючи пульс, можна оцінити функціональний стан людини. Розроблений пристрій для визначення частоти серцевих скорочень дасть змогу вимірювати частоту серцевих скорочень швидко і точно. Також перевагою розробленого пристрою є простота використання його розмір, за рахунок цього є можливість використовувати його будь-де.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] Огляд та сучасний стан датчиків серцевого ритму / М. О. Березанська // XV Всеукраїнська науково-практична конференція студентів, аспірантів та молодих вчених «Ефективність інженерних рішень у приладобудуванні», 10-11 грудня 2019 року, м. Київ, Україна : збірник праць конференції / КПІ ім. Ігоря Сікорського, ПБФ, ФММ. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського; Центр учбової літератури, 2019. – С. 26–29.
- [2] Вариабельность ритма сердца в диагностике и лечении внутричерепного гипертензионного синдрома: монография /В.И. Горбачёв, В.В. Ковалёв, Ю.В. Добрынина. – Иркутск: РИО ГБОУ ДПО ИГМАПО, 2012. – 128 с.
- [3] Pulse Sensor [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://pulsesensor.com/>.
- [4] Подключение светодиода к Ардуино [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://arduino-master.ru/uroki-arduino/podklyuchenie-svetodioda-k-arduino/>.