

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

Радіотехнічний факультет  
(повна назва інституту/факультету)

Кафедра радіоконструювання та виробництва радіоапаратури  
(повна назва кафедри)

«На правах рукопису»  
УДК 621.3677.7087.6.  
621.30.82.1

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри  
Є.А. Нелін  
(ініціали, прізвище)

“ 16 ” 12 2019 р.

## Магістерська дисертація

за спеціальністю 172 Телекомунікації та радіотехніка  
за освітньою програмою (спеціалізацією) Інтелектуальні технології  
мікросистемної радіоелектронної техніки (код і назва спеціальності)

на тему: Апарат пульсової діалогістики

Виконав (-ла): студент (-ка) 2 курсу, групи PI-81 мп  
(шифр групи)

Голомська Марія Олександрівна  
(прізвище, ім'я, по батькові)

Н.Мей  
(підпис)

Науковий керівник: Викарат Іосиф Володимир Ілліч  
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

В.Іосиф  
(підпис)

Консультант з охорони праці к.т.н., доцент Каштанов С.Ф.  
(назва розділу) (науковий ступінь, вчене звання, прізвище, ініціали)

С.Ф.  
(підпис)

Рецензент: доц.коф.РПРС, к.т.н. доцент Чижов В.О.  
(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

В.О.  
(підпис)

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

Студент Н.Мей  
(підпис)

Київ – 2019 року

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

Факультет (інститут) радіотехнічний факультет  
(повна назва)

Кафедра радіоконструювання та виробництва радіоапаратури  
(повна назва)

Рівень вищої освіти – другий (магістерський) за освітньо-професійною  
програмою

За спеціальністю 172 Телекомунікації та радіотехніка

За освітньою програмою (спеціалізацією) Інтелектуальні технології  
мікросистемної радіоелектронної техніки

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

С. А. Нелін  
(ініціали, прізвище)

02 вересня 2019р.

**ЗАВДАННЯ**  
на магістерську дисертацію студенту

\_\_\_\_\_ (прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема дисертації

Апарат пульсової діагностики

науковий керівник дисертації

Гонсуї Володимир Ілліч  
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від «  »    20   р. №  

2. Строк подання студентом дисертації

до 4.12.2019

3. Об'єкт дослідження

робота тиску апарата  
пульсової діагностики

4. Предмет дослідження (вихідні дані для магістерської дисертації за освітньо-професійною програмою) параметри та характеристики робочих та опоративних реалізацій вимірювачів пильку.

5. Перелік завдань, які потрібно розробити розробка концепції збору інформації про серво-двигун системи морщинистого моршкету; розробка алгоритму в середовищі Matlab; аналіз результатів моршкету; розробка структурної схеми апарату; обґрунтування вибору датчиків; рекомендації; закомполювати.

6. Орієнтовний перелік ілюстративного (графічного) матеріалу Не менше 15 слайдів в електронній формі презентації;

7. Орієнтовний перелік публікацій виступ на конференції;

8. Консультанти розділів дисертації\*

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
3 охорони праці	Каштанов С.Ф., доцент, к.т.н.		

9. Дата видачі завдання 02 вересня 2019 року

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Строк виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1	Аналіз літ. джер. за напр. дослідження.	02.09.2019 - 30.10.2019	
2	Теор. дослідження, розробка матеріалу	01.11.2019 - 15.11.2019	
3	Розробка структур. схеми апарату	16.11.2019 - 3.12.2019	
4	Тривимірне моделювання мех. системи регуляторів моршкету	04.12.2019	

Студент

Н.Таму  
(підпис)

Клименська Н.О  
(ініціали, прізвище)

Науковий керівник дисертації

(підпис)

Гонсець В.І  
(ініціали, прізвище)

\* Консультантом не може бути зазначено наукового керівника

## Реферат

Обсяг пояснювальної записки 72 сторінок. Магістерської дисертації становить.. сторінок, 37 ілюстрацій, 14 таблиць, 6 розділів, 1 додаток.

**Ключові слова:** пульсова діагностика, пульсова хвиля, давач, сенсор, тензорезистор, актуатор.

**Актуальність теми дослідження:** Підвищення точності вимірювання пульсу людини при використанні компактних переносних апаратів.

**Мета та завдання:** розробка концепції побудови та структури апарату пульсової діагностики з використанням двох або більше методів вимірювання пульсу. Для реалізації поставленої мети були сформульовані наступні завдання дослідження: дослідити можливості існуючих компактних вимірювачів пульсу; створити математичні моделі тензометричного та п'єзоелектричного давачів тиску з метою пошуку способів підвищення точності вимірювань; розробити структурну схему апарату пульсової діагностики з реалізацією одночасного використання двох методів вимірювання.

**Об'єкт:** об'єктом роботи є давачі тиску апарату пульсової діагностики.

**Предмет роботи:** параметри та характеристики давачів та апаратна реалізація вимірювачів пульсу.

**Метод дослідження:** математичне моделювання давача в програмному середовищі MatLab.

**Наукова новизна:** поєднання двох методів вимірювання пульсу в одному апараті, а саме оптичного та тензометричного (п'єзоелектричного) методів.

**Практичне значення одержаних результатів:** виражається в потенціалі для подальшого розвитку і комерціалізації апарату.

## Abstract

Volume of explanatory note .. Master's thesis is .. pages, 30 illustrations, 5 tables, 5 sections, 1 appendix.

**Keywords:** pulse diagnostics, pulse wave, encoder, sensor, strain gauge, actuator.

**Relevance of the research topic:** Improving the accuracy of human pulse ejection using compact portable devices.

**Purpose and task:** to develop the concept of construction and structure of the pulse diagnostics apparatus using two or more pulse measurement methods. To achieve this goal, the following research objectives were formulated: to explore the possibilities of existing compact pulse meters; to create mathematical models of tensometric and piezoelectric pressure transducers to find ways to improve measurement accuracy; to develop a block diagram of the pulse diagnostics apparatus with the simultaneous use of two measurement methods.

**Object:** The object of the work is the pressure sensors of the pulse diagnostics apparatus.

**Subject of work:** parameters and characteristics of sensors, and hardware implementation of pulse meters.

**Research Method:** Mathematical simulation of encoder in MatLab software environment.

**Scientific novelty:** there is a combination of two methods of measuring the pulse of the water apparatus, namely optical and physical methods.

The practical significance of the results obtained is expressed in the potential for further development and commercialization of the apparatus.

## **ПОЯСНЮВАЛЬНА ЗАПИСКА**

**до магістерської дисертації**

**«Апарат пульсової діагностики»**

Полонська Н.О. РІ-81МП, 2019

## Зміст

Перелік скорочень.....	6
Вступ .....	7
<b>1 ОГЛЯД ІСНУЮЧИХ АПАРАТІВ ПУЛЬСОВОЇ ДІАГНОСТИКИ.....</b>	<b>8</b>
1.1 Xiaomi Mi Band 2 .....	8
1.2 Фітнес годинник F1 .....	9
1.3 Фітнес-браслет ZeFit4 HR MyKronoz .....	9
1.4 Пульсометр оксиметр напалечний UKC VL-230B .....	10
<b>1.5 Пульсоксиметр JZK-301.....</b>	<b>10</b>
<b>1.6 Постановка задачі.....</b>	<b>13</b>
<b>2 КОНЦЕПЦІЯ ЗБОРУ ІНФОРМАЦІЇ ПРО ПУЛЬС ЛЮДИНИ .....</b>	<b>14</b>
2.1.Метод роботи фотоплетизмограми.....	14
<b>2.2 Методи діагностики за формою пульсової хвилі .....</b>	<b>17</b>
Висновки за розділом .....	23
<b>3 МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ДАВАЧА ПУЛЬСУ .....</b>	<b>25</b>
3.1 Математичне моделювання п'єзоперетворювача .....	26
3.2 Видовження ПЕ від його довжини .....	29
<b>3.3 Тензорезистивний сенсор .....</b>	<b>30</b>
Висновки за розділом .....	37
<b>4 РОЗРОБКА КОНСТРУКЦІЇ ТЕНЗО ДАВАЧА.....</b>	<b>38</b>
4.1 Конструкція тензо давача .....	40
4.2 Конструкція п'єзо давача.....	41
4.3 Вибір довжини хвилі випромінювача.....	42
3.4 Схематичне моделювання апарату .....	46
<b>5 РОЗРОБКА СТАРТАП ПРОЕКТУ .....</b>	<b>49</b>
<b>6 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ</b>	<b>54</b>

<b>6.1</b>	<b>Визначення основних потенційно небезпечних та шкідливих виробничих чинників при виконанні магістерської дисертації .....</b>	<b>54</b>
<b>6.3</b>	<b>Технічні рішення та організаційні заходи щодо забезпечення конкретних умов праці користувачів комп'ютера.....</b>	<b>56</b>
<b>6.4</b>	<b>Освітлення робочих місць .....</b>	<b>57</b>
<b>6.5</b>	<b>Мікроклімат робочої зони.....</b>	<b>59</b>
<b>6.6</b>	<b>Електробезпека .....</b>	<b>60</b>
<b>6.7</b>	<b>Виробничий шум.....</b>	<b>62</b>
<b>6.8</b>	<b>Безпека в надзвичайних ситуаціях .....</b>	<b>63</b>
<b>6.9</b>	<b>Пожежна безпека.....</b>	<b>64</b>
	<b>Висновки.....</b>	<b>67</b>
	<b>ДОДАТОК А .....</b>	<b>69</b>

Полонська Н.О. РІ-81МП, 2019



**ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ**

МД— магістерська дисертація

ПЕ — п'єзоелектрик;

ПР — п'єзорезистор

МД— магістерська дисертація

ТР— тензорезистор

Полонська Н.О. РІ-81МП, 2019

## ВСТУП

Кількість факторів, які впливають на здоров'я людини, дуже велика тому важливим є не лише коректно проведене лікування, але й правильно поставлений діагноз, тому необхідно мати якісну медичну техніку для обстежень. Пристрої пульсової діагностики є актуальними для майже всіх категорій населення. Такі пристрої використовуються не лише для побутового використання, але й в стаціонарних умовах. Такі пристрої відрізняються вбудованими додатковими функціями такими як вимірювання ЕКГ, та показники гемоглобіну і кисню. Також варто зазначити, що наразі проблеми з серцево-судинною системою є однією з найпоширеніших причин смерті в світі. Тому надзвичайно важливо слідкувати за станом серцево-судинної системи. Метою магістерської дисертації є створення апарату пульсової діагностики, який базується відразу на двох методах вимірювання, а саме методі фотоплетизмографії, та методі вимірювання за допомогою давача тиску.

Для досягнення поставленої задачі необхідно виконати наступні пункти:

- а) розробка концепції збору інформації про серцево –судинну систему людини;
- б) математичне моделювання сенсора та актуатора тиску в середовищі MatLab;
- в) аналіз результатів моделювання;
- г) розробка структурної схеми апарату вимірювання пульсу;
- д) обґрунтування вибору давачів;
- ж) рекомендації до конструкції апарату;
- з) створення стартап — проекту;

Висновки

## 1 ОГЛЯД ІСНУЮЧИХ АПАРАТІВ ПУЛЬСОВОЇ ДІАГНОСТИКИ

В даній роботі проведено порівняльний аналіз апаратів пульсової діагностики. На ринку існує багато аналогів апаратів пульсової діагностики, відрізняються вони не лише габаритами та конструкцією, але й принципом за яким вони працюють. Існують пристрої на основі механічного, електричного та оптичних методах вимірювань. Механічний метод застосовується в простих тонометрах, які фіксують частоту ударів та тиск, електричний метод можливий лише тому, що серце при скороченні виробляє мікротоки, він зазвичай використовується в пристроях для зняття ЕКГ, та нагрудних датчиках для вимірювання пульсу. Недоліком пристроїв на основі електричного та механічного методів є те, що необхідно забезпечити тісний контакт пристрою з ділянкою тіла де проходить судод. Тому найпоширенішим є метод, який базується на основі аналізу відбитого потоку світла від судин (метод фотоплетизмографії). В основному всі сучасні пристрої для вимірювання пульсу базуються на даному методі.

### 1.1 Xiaomi Mi Band 2

Особливості цього пристрою є те, що він окрім безпосереднього вимірювання пульсу має ще деякі корисні функції, а саме крокомір та може фіксувати зміну серцевого ритму, корпус з алюмінію та пластику. Робоча температура від  $-20^{\circ}\text{C}$  до  $+40^{\circ}\text{C}$  [1].



Рисунок 1.1 — Xiaomi Mi Band 2

## 1.2 Фітнес годинник F1

Фітнес годинник F1 (smart годинник, браслет, вимірювання тиску, пульсу). Також годинник має додаткові функції, наприклад: крокомір, витрачені калорії, артеріальний тиск, вміст кисню в крові, моніторинг сну, має влаштований розумний будильник. Даний пристрій водонепроникний, точність вимірювання тиску 90% в порівнянні з медичними пристроями. Bluetooth: 4.0 BLE. Робоча температура від  $-20^{\circ}\text{C}$  до  $+40^{\circ}\text{C}$ . Матеріал силікон [2].



Рисунок 1.2 — Фітнес годинник F1

## 1.3 Фітнес-браслет ZeFit4 HR MyKronoz

Даний пристрій не лише вимірює пульс, але також має крокомір, визначає кількість спалених калорій, стежить за показниками сну. Інтерфейс підключення Bluetooth: 4.0 BLE. Дисплей TFT кольоровий, сенсорний екран  $160 \times 64$  пікселей. Датчики: 3-осевой акселерометр. Робоча температура від  $-20^{\circ}\text{C}$  до  $+40^{\circ}\text{C}$ , водонепроникний. Матеріал силікон [3].



Рисунок 1.3 — Фітнес-браслет ZeFit4 HR MyKronoz

## 1.4 Пульсометр оксиметр напалечний UKC BL-230B



Рисунок 1.4— Пульсометр оксиметр напалечний UKC BL-230B

## 1.5 Пульсоксиметр JZK-301

Медичний прилад призначений для неінвазивного вимірювання рівня сатурації киснем капілярної крові, а також моніторингу серцевого пульсу.

Пульсоксиметр – медичний контрольно-діагностичний прилад для неінвазивного вимірювання рівня сатурації киснем капілярної крові.

Існує безліч патологій, що характеризуються хронічною нестачею кисню в крові (гіпоксією). В даному випадку показник сатурації кисню крові вимагає постійного спостереження.

Характеристики:

Відсутність будь-якого дискомфорту під час використання, стійкий за-  
тиск

Підійде для будь-якого віку і розміру пальців

Діапазон вимірювання рівня сатурації: 80-100%

Діапазон вимірювання пульсу: 25-250 ударів за хвилину

Кольоровий OLED дисплей

Рекомендована температура роботи: 10 – 40 ° C

Індикатор заряду батареї

Управління однією кнопкою

Розмір: 54 x 33 мм

Вага без батарей: 29 г

Приблизна вага з батарейками: 52 г

Працює від 2 ААА батарейок (не включені в комплект)



Рисунок 1.5— Пульсоксиметр JZK-301

Призначений для контролю пульсу і рівня сатурації капілярної крові в межах 70 - 99%

Пульсоксиметр можна використовувати як в домашніх умовах так і в амбулаторній практиці. Прилад призначений для самоконтролю з боку пацієнтів, які страждають хронічними захворюваннями дихальної та серцево судинної системи, в період реабілітації людям, які перенесли інфаркт, для контролю фізичного навантаження.

Рекомендований для пацієнтів, які отримують кисневу терапію.

За допомогою пульсоксиметра спортсмен може швидко контролювати рівень своїх навантажень, так як навантаження на м'язи спалюють кисень і рівень насичення артеріальної крові киснем падає.

Технічні характеристики:

Кольоровий 1,1 "OLED екран

Оптичний метод вимірювання

Межа вимірювання пульсу: від 30 до 240 ударів за хвилину

Межа вимірювання сатурації: від 70 до 99%

Порівняльний аналіз наведений в таблиці 1.1.

Таблиця 1.1 – Порівняльний аналіз пристроїв пульсової діагностики

Назва	Ціна, грн	Вага, г	Дісплей	Заявлена точність	Живлення LiPo, мАг	Додаткові функції
Xiaomi Mi Band 2	323	7	OLED 40,3x15,7x x10,5	$\pm 2 \%$	70, 30 діб	Полікарбонат, Алюміній
Mavens fit F1	777	5	OLED 40,3x15,7x x10,5	$\pm 3 \%$	90, 5 діб	Керування камерою, пошук, SOS
ZeFit4 HR MyKronoz	1999	7	TFT 45,5x1 8,6x x9,3	$\pm 2 \%$	80, до 7 діб	Керування камерою, пошук, безпроводна зарядка

Аналіз характеристик фітнес-браслетів показав, що не зважаючи на бренд, точність виміру пульсу в спокійному стані всіх пристроїв майже однакова і достатня для загального використання. Можливість зв'язку з смартфоном дозволяє, при відповідному програмному забезпеченні, проводити цілодобовий моніторинг параметрів людини: накопичувати, зберігати і передавати критичну інформацію лікарю, або сигнал SOS родичам користувача, надавати рекомендації та ін. Додаткові функції не варті заявленої ціни і затребувані обмеженою категорією користувачів. Фітнес-браслети не є високоточними приладами, це лише індикатори; похибка виміру пульсу притаманна всім пристроям; вартість фітнес-браслету не є синонімом точності вимірів; для підвищення точності вимірів необхідно вводити програмно, або запам'ятовувати особистий коефіцієнт кореляції показника пульсу в залежності від фізичного навантаження і умов вико-

ристання; своєчасне поновлення програмного забезпечення фітнес-браслетів дозволяє отримати додаткові функції і підвищити точність виміру.

Отже з даних характеристик, що представлені в таблиці пристроїв пульсової діагностики, які представлені на сучасному ринку можна зробити висновки, який саме пристрій є кращим. Апарати мають спільну методику роботи і мають схожі функції. Але є і відмінності, наприклад в ціні, адже найдорощим представником є Фітнес-браслет ZeFit4 HR MyKronoz, хоча якщо порівнювати цінову категорію з годинником Фітнес годинник F1, який являється дешевшим, але в порівнянні з попереднім має більше функцій, а саме функцію вимірювання артеріального тиску, яка відсутня в двох інших представників. найдешевшим пристроєм є годинник Xiaomi Mi Band 2. Якщо врахувати всю перелічену інформацію найкращим представником являється годинник Фітнес-браслет ZeFit4 HR MyKronoz.[2]

## 1.6 Постановка задачі

Пристрої пульсової діагностики можна поділити на декілька видів, а саме: великі медичні апарати для використання в медичних закладах, та портативні фітнес браслети.

Стационарні пристрої вимірюють не лише пульс, але й інші життєво важливі показники такі як: рівень насиченості киснем та кількість гемоглобіну. Вони досить коштовні та мають великі габарити, хоча мають досить велику точність вимірювань, але не зручні в повсякденному використанні. Портативні пульсометри, які базуються на давачі тиску, мають менші габарити тому є більш зручними в повсякденному використанні, недоліками таких пристроїв є те, що вони не мають додаткових функцій, та менш точні у вимірюваннях. Тому була поставлена задача створити апарат пульсової діагностики, який буде задовольняти потреби користувача, мати адекватну вартість, зручність у використанні та максимальну можливу точність, яку можливо досягнути за допомогою використання сенсора тиску, що фіксуватиме зміну пульсу, актуатора, який забезпечить необхідний тиск на судини та фото діода з відповідним фото чутливим давачем. Тобто пристрій повинен працювати відразу з двома методами вимірювання пульсу, що забезпечить кращу точність.



## 2 КОНЦЕПЦІЯ ЗБОРУ ІНФОРМАЦІЇ ПРО ПУЛЬС ЛЮДИНИ

Пульс людини — це коливання стінок артерій, пов'язані з серцевими циклами. У більш широкому сенсі під пульсом розуміють будь-які зміни в судинній системі, пов'язані з діяльністю серця, тому в клініці розрізняють артеріальний, венозний і капілярний пульс. Є одним з основних і найстаріших біомаркерів. Артерії - кровоносні судини, що несуть кров від серця до органів, на відміну від вен, в яких кров рухається до серця [3].

Варто зауважити, що артерії не обов'язково несуть артеріальну кров. Наприклад, легеневий стовбур і його гілки є артеріальними судинами, які несуть незбагачену киснем кров до легень. Крім того, артерії, по яких в нормі тече артеріальна кров, можуть містити венозну або змішану кров при захворюваннях, наприклад, вроджених вадах серця.

Артерії пульсують в ритмі скорочень серця. Ритм цей можна відчутти, якщо притиснути пальці там, де артерії проходять близько до поверхні. Найчастіше пульс намацують в районі зап'ястя, де легко можна виявити пульсацію променевої артерії.

Вена — кровоносна судина, по якій кров рухається до серця. Вена отримує кров з капілярів. Вени об'єднуються в венозну систему, частину серцево-судинної системи. Судини, по яких кров тече від серця, називаються артеріями.

У декількох системах спостерігається поділ вен на капілярну мережу і повторне злиття, наприклад, в портальній системі печінки (зворотня вена) і в гіпоталамусі.

Капіляр є найтоншою судиною в організмі людини. Середній діаметр капіляра становить 5-10 мкм. Поєднуючи артерії і вени, він бере участь в обміні речовин між кров'ю і тканинами.

### 2.1 Метод роботи фотоплетизмограми

Фотоплетизмограма — метод реєстрації потоку крові з використанням джерела світла, фото резистора, або фото транзистора.

Даний метод являється най поширеним методом вимірювання пульсу, варто зазначити, що перші спроби застосування даного метода були зареєстровані ще в 1800-х роках. При звуженні та розширенні судив, під дією пульсації кровотоку, визивають відповідні зміни амплітуди сигналу отриманого з виходу фотоприймача. Перевагою даного метода є те, що для зняття показників не потрібно перетискати судини ременем та манжетом. Світло, яке потрапляє в кровоток буде розсіюватись при зміні швидкості кровотоку. Оптична система вимірює пульс за допомогою аналізу сигналів з світло діодів, тобто саме вимірювання відбувається так: світло від світло діода потрапляє на ділянку тіла на якому потрібно виміряти пульс, та вимірює кількість розсіяного світла. Тобто фоторезистор міняє опір в залежності від поглиненого світла, чим більшим є потік крові, тим менше світла поглинається тканинами організму. Фотоплетизмограма дозволяє виміряти об'ємний пульс крові, який викликаний змінами в об'ємі крові при кожному ударі серця, частоту серцебиття, варіабельність серцевого ритму. Для вимірювання пульсу важливою є діапазон з максимальним поглинанням, а це діапазон від 500 до 600 нм. зазвичай вибирається 525 нм. (зелений колір). Вважається, що оптичний метод вимірювання пульсації крові є одним з найточніших методів. Однак є деякі й недоліки. Наприклад, якщо пульсація перевищує понад 160 ударів за хвилину, в такому випадку можливі похибки в вимірюваннях.[4] Ілюстрація методу зображена на рис.2.1

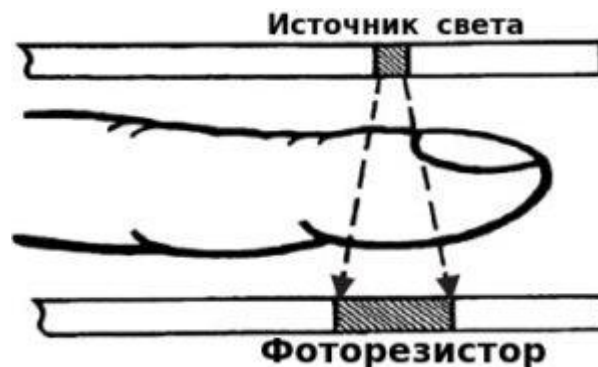


Рисунок 2.1 — Ілюстрація методу фотоплетизмографії

### Electrocardiogram (ECG)



### Photoplethysmogram (PPG)

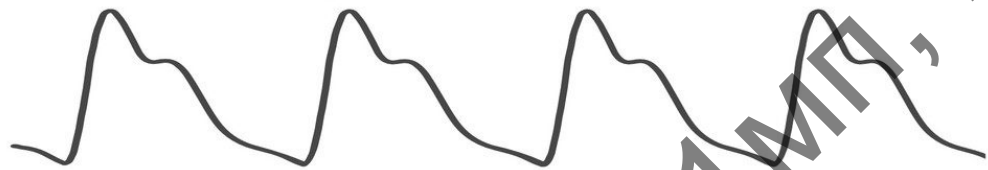


Рисунок 2.2 — Сигнал, що виходить з фотоплетизмографа має вигляд хвилі (ЕКГ зверху, ФПГ знизу).

Також для вирішення поставленої задачі МД необхідним є зазначити поняття плетизмографії.

Плетизмографія — спосіб реєстрації змін об'єму тіла або частини його, пов'язаних з динамікою кровонаповнення. Загальна плетизмографія використовується для дослідження функцій зовнішнього дихання і хвилинного обсягу кровообігу. За допомогою плетизмографії можна оцінити судинний тонус і при використанні різних спроб скласти уявлення про органічну або функціональну природу судинних змін. Реєстрація плетизмограми проводиться спеціальними приладами — плетизмографами різної конструкції (водяні, електро-, фотоплетизмографія). Залежно від характеру сигналу, одержуваного при зміні кровонаповнення, розрізняють механічну плетизмографію, при якій у частині тіла, що досліджується герметично закривається судина з твердими стінками, а коливання обсягу прокачаної крові реєструються завдяки повітряній або рідинній передачі, електроплетизмографією, фотоелектричною плетизмографією, або денсографією, в основі якої лежить оцінка світлопроникності органів або частини тіла в залежності від ступеня кровонаповнення. Останній метод не отримав широкого застосування, так як не є якісним [5].

## 2.2 Методи діагностики за формою пульсової хвилі

Форма пульсової хвилі індивідуальна, але повної клінічної її інтерпретації поки немає. Але відомо, що на низькохідному коліні кожної хвилі помітна вирізка. Дикротична інцезура, яка відповідає за закриття аортального клапана. За інцезурою слідує додатковий пікдікродотичний зубець. Чіткість зображення інцезури і зубця на дисплеях різних моделей пульсоксиметрів неоднакова, і нерідко вони представлені ледь помітною хвилею [7].

При вираженій артеріальній гіпертензії або аортальній недостатності дикротичний зубець може бути дуже високим, і пульсоксиметр інтерпретує його як самостійну пульсову хвилю. В результаті частота пульсу завищується. Іноді в проміжках між піками на пульсової хвилі спостерігаються додаткові коливання – а саме венозні, які теж можуть бути джерелом похибки. Якщо причина зміни форми пульсової хвилі не викликає сумнівів, висновок, зроблений лікарем, допоможе своєчасно прийняти правильні заходи і контролювати їх ефективність. Однак при наявності складних розладів кровообігу, коли форма пульсової хвилі формується під впливом відразу декількох факторів, вона втрачає самостійне діагностичне значення і стає лише додатковим аргументом диференціальної діагностики. Перший пік пульсової хвилі, відповідний анакротичному періоду пульсової хвилі, утворюється в період систоли. Амплітудне значення анакротичної фази носить також назву амплітуди пульсової хвилі і відповідає ударному обсягу крові при серцевому викиді, надаючи, таким чином, непрямі відомості про ступінь інотропного ефекту. Другий пік, відповідно дикротичному періоду пульсової хвилі, утворюється за рахунок відбиття обсягу крові від аорти і великих магістральних судин і частково відповідає діастолічному періоду серцевого циклу. Дикротична фаза надає інформацію про тонус судин. Вершина пульсової хвилі відповідає найбільшому обсягу крові, а її протилежна частина найменшому обсягу крові в досліджуваній ділянці тканини. Характер пульсової хвилі залежить від еластичності судинної стінки, частоти пульсу, розміру досліджуваної ділянки тканини, ширини просвіту судин. Вважається, що частота і тривалість пульсової хвилі залежать від особливостей роботи серця, а величина і форма її піків від стану судинної стінки.

Досліджувані параметри фотоплетизмограми групуються за двома ознаками. По вертикальній осі вивчаються амплітудні характеристики пульсової хвилі, відповідно анакротичному та дикротичному періоду. Незважаючи на те що ці параметри є відносними, їх вивчення в динаміці надає цінну інформацію про силу судинної реакції. У цій групі ознак вивчаються амплітуда анакротичної та дикротичної хвилі, індекс дикротичної хвилі. Останній показник має абсолютне значення і має власні нормативні показники. По горизонтальній осі вивчаються тимчасові характеристики пульсової хвилі, що надають інформацію про тривалість серцевого циклу, співвідношення та тривалість систоли і діастоли. Ці параметри мають абсолютні значення і можуть порівнюватися з існуючими нормативними показниками. При підвищеному периферичному опорі, наприклад при поєднанні атеросклерозу і гіпертонічної хвороби, а особливо у хворих аортальним стенозом форма пульсових хвиль відповідає *pulsus tardus*: підйом пульсової хвилі пологий, нерівномірний, вершина зміщується до кінця систоли («пізніше систоличне випинання») (рис.2.3).

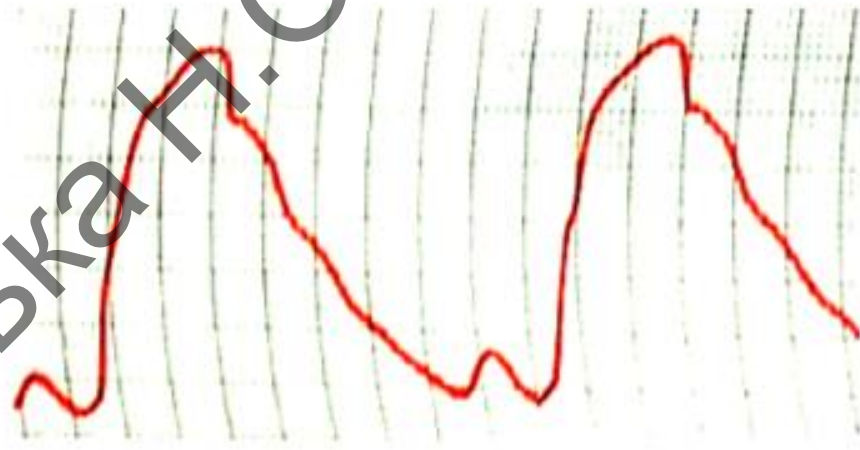


Рисунок 2.3 — Пульсові хвилі типу *pulsus tardus*

При низькому периферичному опорі і великому систоличному викиді, характерному для хворих з аортальною недостатністю, пульсові хвилі мають вигляд *pulsus celer*: крутий підйом пульсової хвилі, швидке зниження і малопомітну інцезуру. Між локалізацією інцезури, величиною периферичного опорі і пружним станом артерій відзначається певна залежність: при зниженій еластичності судин інцезура наближається до вершини, а при вазодилатації не виходить за межі нижньої половини пульсової кривої (рис.2.4).

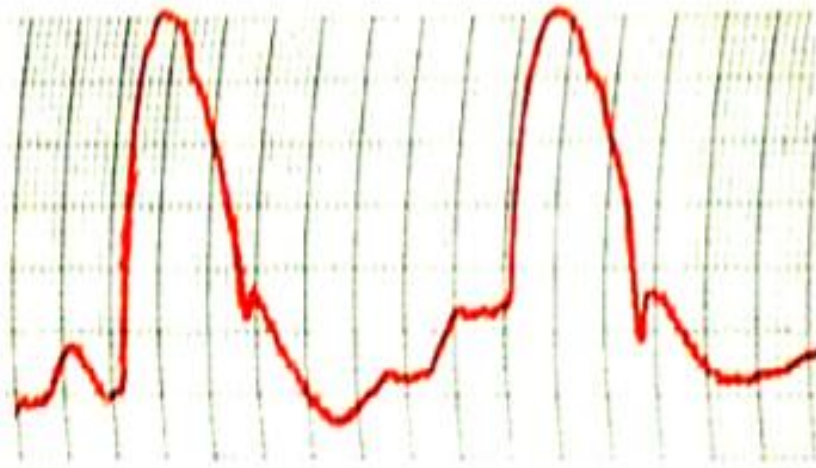


Рисунок 2.4 — Пульсові хвилі типу pulsus celer

Можна перерахувати деякі патологічні ознаки пульсових хвиль, що вказують на відхилення загальної або локальної гемодинаміки.

- 1) поблизу вершини є додаткові високочастотні хвилі (симптом «півнячого гребеня»)
- 2) спадна частина пульсової хвилі більш полого в порівнянні з висхідним ділянкою
- 3) на анакротах є сходинка
- 4) слабо виражений або занадто високо піднятий дикротичний зубець
- 5) збільшена тривалість анакротичної фази пульсової хвилі.

Зображено на рис 2.6-2.11

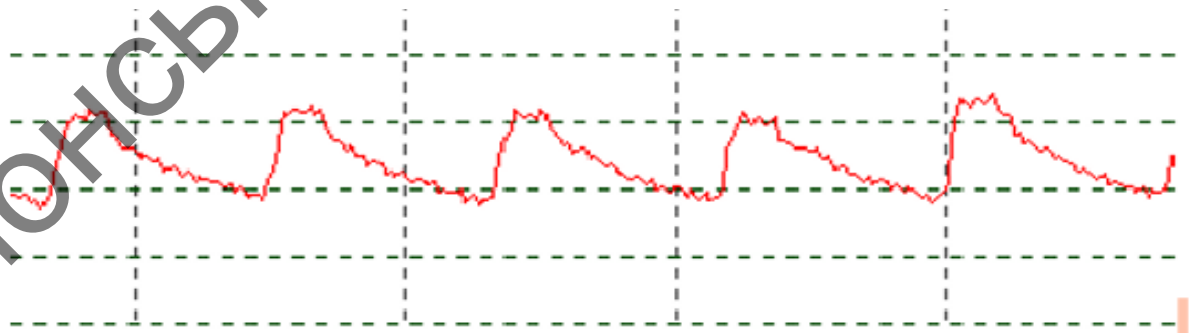


Рисунок 2.6 — Симптом півнячого гребеня



Рисунок 2.7 — Слабовиражений дикротичний зубець

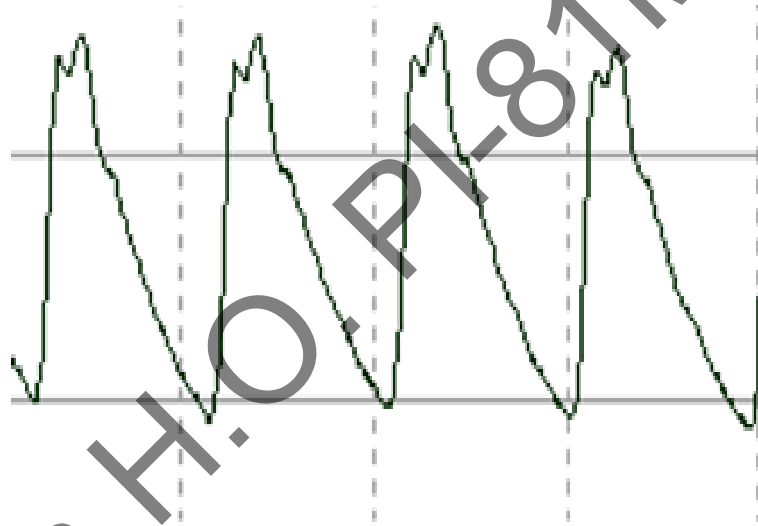


Рисунок 2.8 — Сходінка на вершині пульсової хвилі

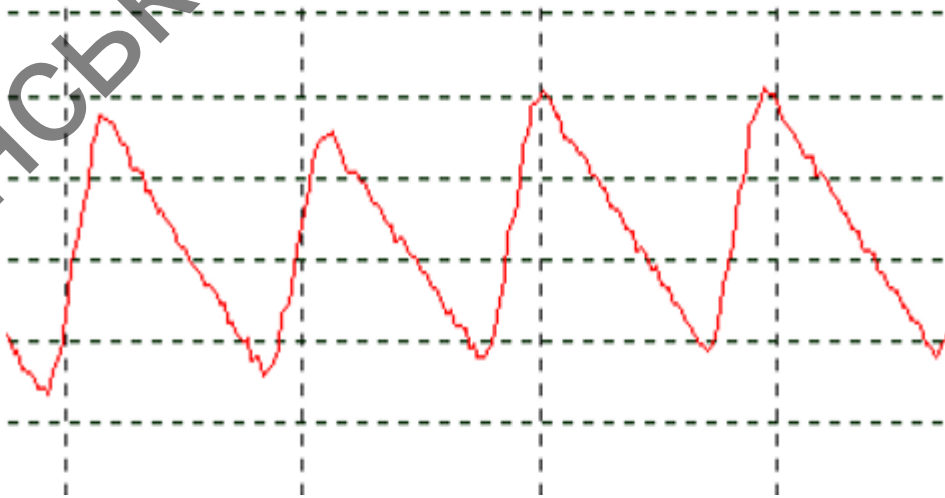


Рисунок 2.9 — Слабо виражений та високо піднятий дикротичний зубець

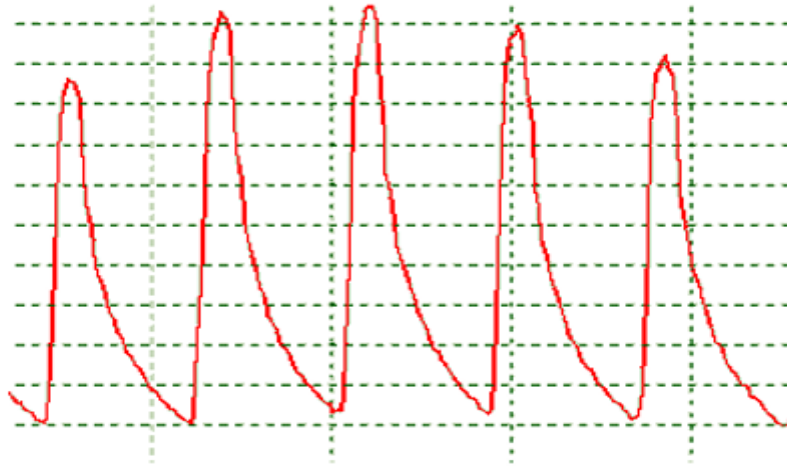


Рисунок 2.10 — Відсутність дикротичної хвилі на пульсограмі у хворої на цукровий діабет

Багато років основним способом отримання діагностичної інформації був аналіз форми коливань або їх спектральний аналіз. Якщо мають місце періодичні коливання простої форми, наприклад гармонійні, успішно можуть використовуватися обидва види аналізу. Інформація про коливання в цьому випадку міститься в його періоді (частоті), величині (амплітуді) і фазі. Зображено на рис. 2.11

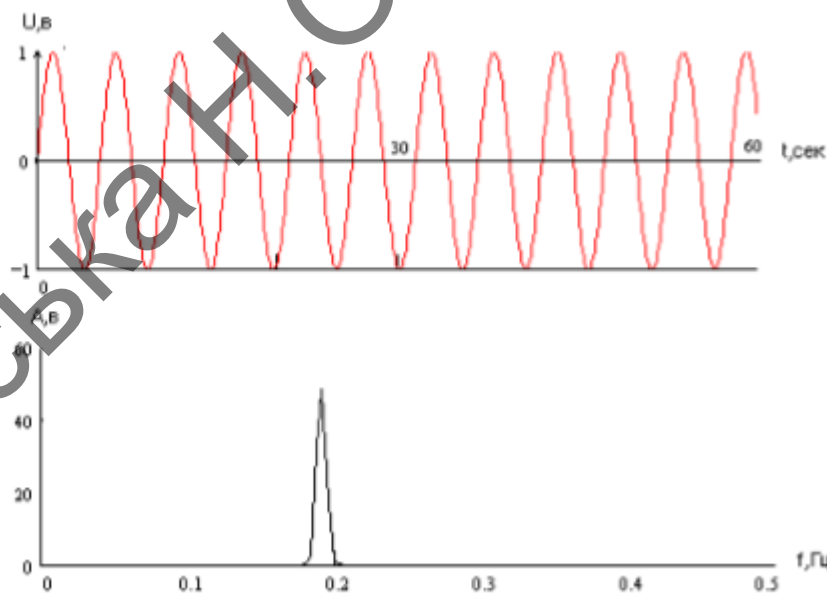


Рисунок 2.11 — Форма гармонічних коливань та їхній спектр

Отже пульсової хвилею називають явище періодичних коливань діаметра артеріальних судин, що виникає внаслідок підвищення тиску в аорті в момент вигнання крові з лівого шлуночка серця. Так як артеріальна система складається з пов'язаних еластичних резервуарів, стрибок тиску, що виник в аорті передається послідовно, подібно хвилі, по артеріальному руслі від аорти до артерій і капі-



лярів, збільшуючи їх діаметр. При цьому, в процесі руху пульсової хвилі по судинному руслу, її величина поступово згасає. Швидкість поширення пульсової хвилі можна знайти, знаючи відстань, яку проходить скачок тиску від однієї точки судини до іншої, і час її руху. Пульсова хвиля визначає артеріальний пульс, який представляє не що інше, як циклічні скачки тиску в артеріальному руслі. Датчики пульсової хвилі призначені для отримання графіка залежності форми пульсової хвилі від часу на ділянці тіла, що діагностується. Така крива отримала назву «сфигмограма», а метод сфигмографія. Залежно від чутливого елемента розрізняють датчики:

- тензометричні;
- оптичні;
- електромагнітні.

Датчики складаються з чутливого елемента (мембрани), що реагує на зміну тиску поверхні, і перетворювального елемента. Як чутливий елемент може бути використаний п'єзометричний, тензорезистивний, оптоволоконний і ін. тип вимірювача. В основі оптичних (фотометричні) датчиків - принцип оптичної денситометрії вимірювання фотоелектричним перетворювачем інтенсивності відбитого від кінцівки світла або того, що пройшло через неї. Інтенсивність світла, відбитого або розсіяного досліджуваною ділянкою тканини (органа) пропорційна зміні обсягу крові в досліджуваній тканині за умови стабільності інших параметрів, таких як тиск, рівень цукру в крові і ін. Селективність датчика щодо артеріальної крові забезпечена використанням інфрачервоного випромінювання з довжиною хвилі, відповідної спектральним зонам поглинання гемоглобіну крові. Принцип роботи електромагнітного датчика заснований на отриманні сфигмограми шляхом реєстрації впливу пульсової хвилі на слабку надвисокочастотну електромагнітну хвилю, що випромінюється і прийняту датчиком. Незалежно від обраного типу датчика, в кожному з методів виконується аналіз одержуваної форми пульсової хвилі або швидкості її поширення. Форма реєструється датчиком пульсової хвилі і залежить від місця розташування датчика на тілі пацієнта. Як класичні точок діагностики прийняті: - сонна і підключична артерії — сфигмограми центрального пульсу; - променева і стегнова артерії — сфигмограми пе-

риферичного пульсу. Основні труднощі при діагностиці виникають при трактуванні та комп'ютерній обробці форми пульсової хвилі, яка змінюється під час руху від серця до периферії тіла, поступово згасаючи. Вважається, що частота і тривалість пульсової хвилі залежить від особливостей роботи серця, а величина і форма її піків - від стану судинної стінки. Незалежно від обраної точки діагностики на графіку пульсової хвилі (рис 2.10) Розрізняють 2 піка, вершини яких відповідають найбільшому обсягу крові в судинах: 1. пік висхідній хвилі з амплітудою  $A_1$ , який характеризує ударний обсяг крові при серцевому викиді ним закінчується анакротичний період; 2. пік низхідній хвилі з амплітудою  $A_2$ , який визначається опором судин підвищеному тиску ним починається дикротичний період (період додаткової критичної хвилі) рис 2.12

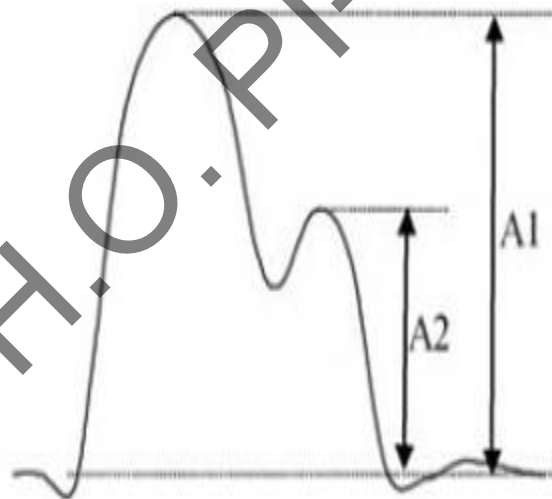


Рисунок — 2.12 Типова свигмограма

### Висновки за розділом

Метою даного розділу було визначити основні теоретичні знання щодо серцево-судинної системи, фото плетизмографії, та діагностики за пульсовою хвилею. Пульс людини — це коливання стінок артерій, пов'язані з серцевими циклами. У більш широкому сенсі під пульсом розуміють будь-які зміни в судинній системі, пов'язані з діяльністю серця, тому в клініці розрізняють артеріальний, венозний і капілярний пульс. Є одним з основних і найстаріших біомаркерів. Артерії - кровеносні судини, що несуть кров від серця до органів, на від-

міну від вен, в яких кров рухається до серця. Плетизмографія — спосіб реєстрації змін об'єму тіла або частини його, пов'язаних з динамікою кровонаповнення. Загальна плетизмографія використовується для дослідження функцій зовнішнього дихання і хвилинного обсягу кровообігу. Форма пульсової хвилі індивідуальна, але повної клінічної її інтерпретації поки немає. Але відомо, що на низькохідному коліні кожної хвилі помітна вирізка Дикротична інцезура, яка відповідає за закриття аортального клапана. За інцезурою слід додатковий пікдікротичний зубець. Чіткість зображення інцезури і зубця на дисплеях різних моделей пульсоксиметрів неоднакова, і нерідко вони представлені ледь помітною хвилею.[7]

Полонська Н.О. РІ-81МП. 2019

### 3 МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ДАВАЧА ПУЛЬСУ

Тензорезистивний актюатор. Спрощена схема наведена на рис 3.1

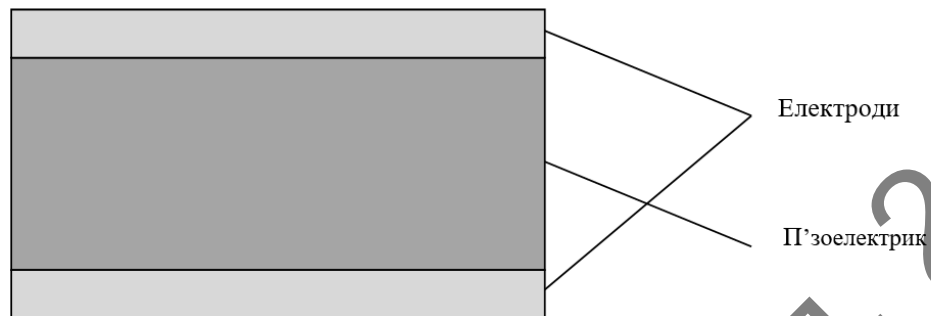


Рисунок 3.1 — Тензорезистивний актюатор

Розрізняють прямий та обернений п'єзо ефект. Під час прямого п'єзо ефекту на поверхню ПЕ діє зовнішня сила, та на його поверхні виникає електричний заряд. На ПЕ розташовані електроди, при створенні на ньому механічного тиску з'являється напруга.

Також при зворотньому ефекті, при подачі на металеві електроди напругу, то зміниться форма ПЕ. Властивості такі як: розмір форма, напрямок електричного збудження, також і механічного на які впливають зв'язок між прикладеною силою та відповідно результируючою. Зоображено на рис 3.2

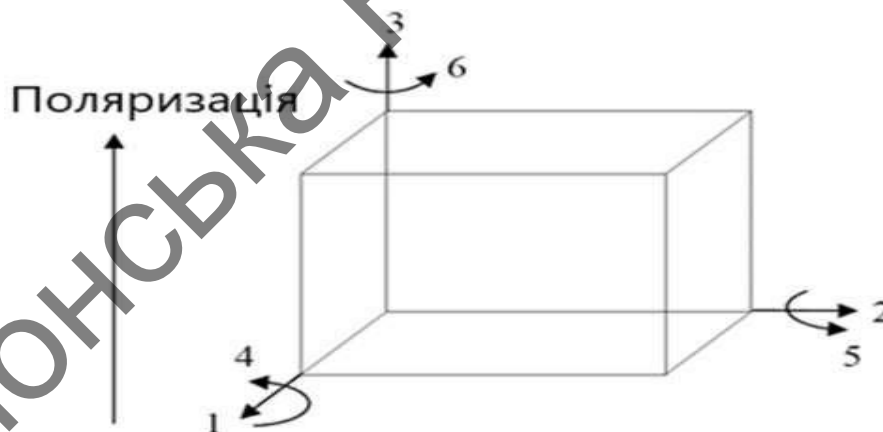


Рисунок 3.2 — Напрямки осей і орієнтації ПЕ

На рис. 3.2 показані напрямки осей ПЕ, які відповідають X, Y, Z відповідно

Відносна діелектрична проникність:

$$\frac{\epsilon_{33}^{(S)}}{\epsilon_0}, \frac{\epsilon_{11}^{(S)}}{\epsilon_0},$$

де  $\epsilon_{33}^{T(S)}$ ,  $\epsilon_{11}^{T(S)}$  діелектрична проникність матеріалу,  $\epsilon_0$ - діелектрична проникність вакууму.

$$\epsilon_0 = 8,85 \times 10^{-12} \frac{\Phi}{\text{м}}.$$

Варто зазначити, що індекс  $T$  вказує на те, що визначається саме діелектрична проникність на не стиснутому ПЕ.  $S$  — на стиснутому. Індекс 33 вказує на напрямок зміщення. Інший на напрямок електричного поля.

$$\frac{\epsilon_{ij}^{T(S)}}{\epsilon_0} = \frac{TC}{\epsilon_0 S},$$

де  $\frac{\epsilon_{ij}^{T(S)}}{\epsilon_0}$  — діелектрична проникність  $\epsilon_{33}^{T(S)}$ ,  $\epsilon_{11}^{T(S)}$   $\frac{\Phi}{\text{м}}$ ,  $t$  — відстань між електродами, м.

$t$  — відстань між електродами, м,  $S$  — площа електроду  $\text{м}^2$ ,  $C$  — ємність  $\Phi$ ,

Резонансна частота:

$$f = \frac{c}{2t},$$

де  $c$  — швидкість звуку матеріалу  $\frac{\text{м}}{\text{с}}$ ;

$k_p$ ,  $k_{33}$ ,  $k_{15}$ ,  $kt$  коефіцієнти електромеханічного зв'язку, що описують здатність ПЕ до перетворення механічної енергії в електричну та навпаки. Також індекс показує відносні напрямки механічних та електричних коливань.  $k_p$ - зв'язок електричної та механічної енергії в тонкому диску, який поляризується по товщині.

Пьезоелектричний модуль

$$d_{33} = \frac{\Delta x_s}{U_s},$$

де  $\Delta x_s$  - зміна товщини пластини,  $U_s$  — прикладена напруга В,  $d_{33}$  — використовується, якщо напрямок сили співпадає з напрямком поляризації.

### 3.1 Математичне моделювання п'єзоперетворювача

Розглянемо математичне моделювання ПЕ актуатора в середовищі MatLab. Обернений п'єзо ефект використаємо для роботи сенсора Для роботи сенсора використовуємо обернений п'єзо ефект. Якщо напрямок поляризації співпадає з напрямком механічної дії його називають повздовжнім п'єзо ефектом. Якщо напрямки взаємно перпендикулярні — поперечним

п'єзоефектом. Що наведено на рис 3.3

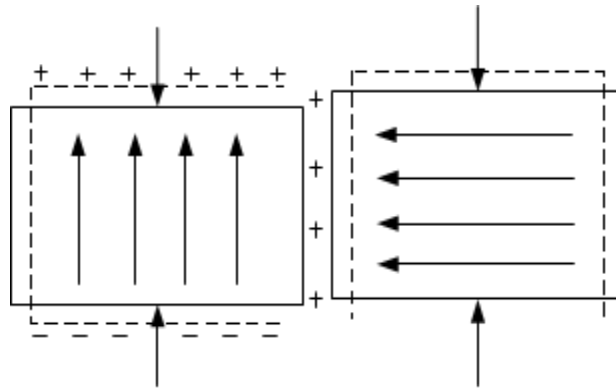


Рисунок 3.3 — Поздовдній та поперечний п'єзоефект

Необхідно провести розрахунок пластин представлених на рис 3.4

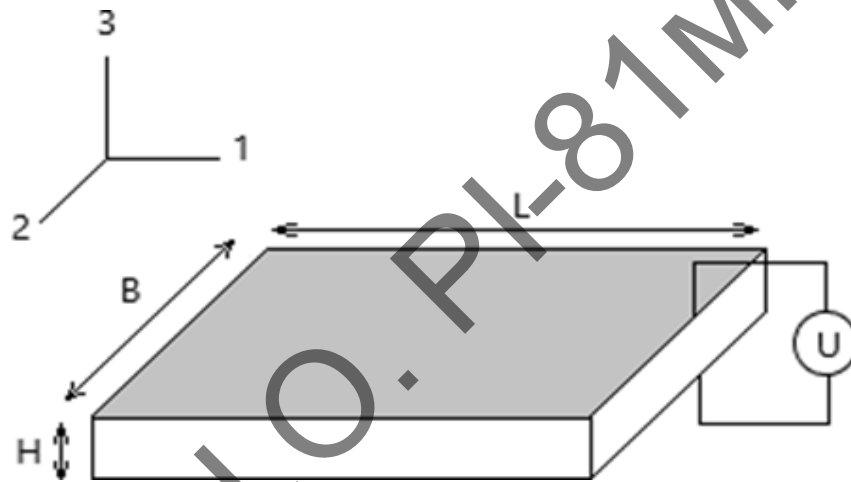


Рисунок 3.4 — ПЕ пластина

Для початку варто знайти зміну товщини:

$$\Delta l = d_{31} U \frac{l}{h};$$

$$\Delta h = d_{31} U \frac{b}{h};$$

$$\Delta h = d_{33} U,$$

де  $l$  — довжина пластини,  $b$  — ширина пластини,  $h$  — товщина пластини;  $U$  — напруга, що подається на електроди, В.

Так як для створення необхідного тиску на судину однієї пластини буде замало необхідно визначити  $\Delta h$  врахувавши кількість  $N$ . Зображено на рис.3.5

$$\Delta h = d_{33} UN.$$

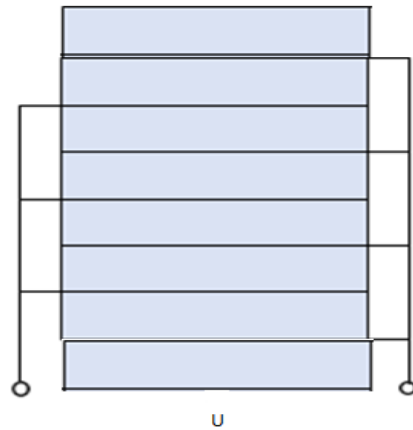


Рисунок 3.5 — Осьовий ПЕ актуатор

Дані матеріали можуть використовуватись в медичній техніці, їх властивості наведені у таблиці 3.1

Таблиця 3.1 — Властивості матеріалів

Властивості	Позначення	РІС-151	РІС-153
Густина	$\rho, \text{г, см}^3$	7,8	7,6
Температура Кюрі	$T, \text{C}$	250	185
Відносна діелектрична постійна	$\varepsilon \frac{T_{33}}{\varepsilon_0}$	2400	4200
	$\varepsilon \frac{T_{11}}{\varepsilon_0}$	1980	–
Тангенс кута діелектричних втрат	$\tan, \delta, 10^3$	20	30
П'єзоелектричний модуль	$d_{31}$	–210	
	$d_{33}$	500	600

При зміні  $N$  від 1 до 40 (рис. 2.6) спостерігаємо збільшення  $\Delta h(N)$  від 0,012 мкм до 0,5 мкм. При цьому відносна зміна висоти ПЕ лежить у межах від 0,0012% до 0,5%. Зображено на рис 3.6

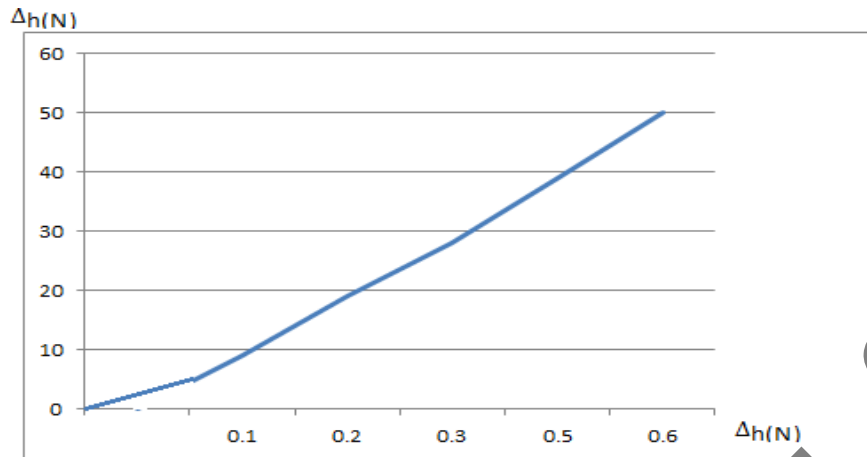


Рисунок 3.6 — Залежність PE від товщини пластин

Варто вибрати найбільшу кількість пластин, щоб утворити необхідну висоту PE актуатора.

РІС–153 подовжується тільки по товщині, тому для дослідження видовження по ширині розглянемо інші матеріали. Проведемо розрахунки для матеріалу РІС–151. Різниця довжини  $\Delta l$  складає  $-0,019$  мкм. Результати на рис 3.7

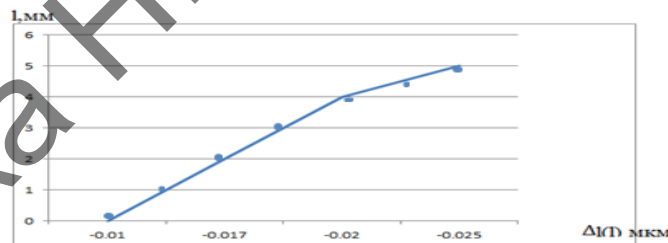


Рисунок 3.7 — Залежність PE від товщини пластин

### 3.2 Видовження PE від його довжини

Отже чим меншою є довжина пластини, тим меншою буде її видовження. А саме відносне видовження складає  $-0,004\%$ . Яке є меншим ніж в попередньому варіанті. Враховуючи розміри променевої артерії варто обрати довжину PE 5 мм Проаналізуємо зміну товщини PE пластини. Зі зміною товщини від 0,5 мм до 1,5 мм спостерігається зміна  $l(h)$  від  $-0,043$  мкм до  $-0,020$  мкм, тобто можна сказати, що при оберненні напрузі найбільшим буде видовження при найменшій товщині пластини. Результати на рис. 3.8



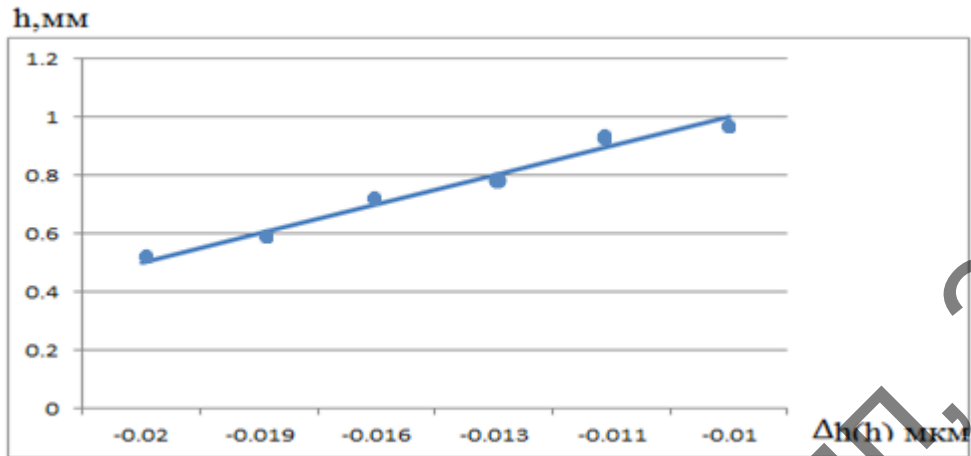


Рисунок 3.8 —Видовження PE від його товщини

### 3.3 Тензорезистивний сенсор

В даному випадку тензорезистивний сенсор використовуватиметься в якості сенсору тиску. Зображений на рис 3.9

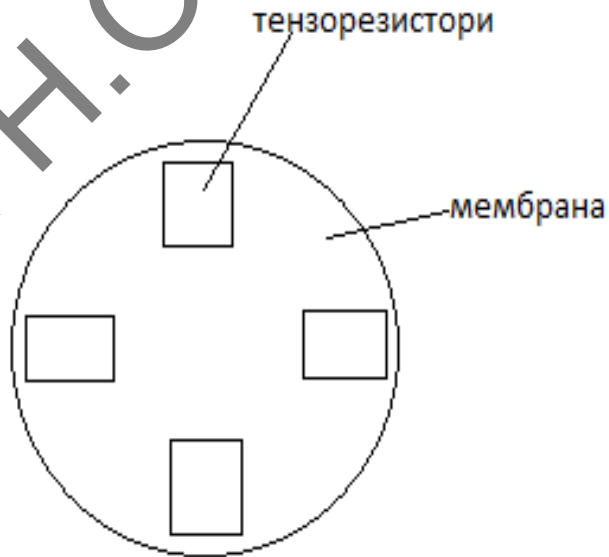


Рисунок 3.9 —Конструкція датчика

Форма пьезорезистора представлена на рис 3.10



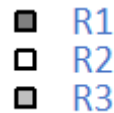
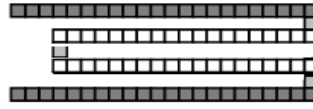


Рисунок 3.10 — ПР з розтягненням по довжині

В основі давача лежить тензоефект, що полягає в зміні опору провідникового матеріалу під час механічної деформації (тиску). [6]

Опір провідника:

$$\rho = \frac{\rho l}{S},$$

де  $\rho$  – питомий опір провідника, Ом\*м,  $l$  – довжина провідника м,  $S$  – площа поперечного перерізу м<sup>2</sup>.

При прикладанні до провідника розтягуючої сили  $F$  відбувається деформація: збільшується довжина провідника на  $l$  та зменшується площа поперечного перерізу на  $S$ , але об'єм  $V$  залишається незмінним.

Продеференціювавши вираз отримаємо:

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta \rho}{\rho} + \frac{\Delta l}{l} + \frac{\Delta S}{S}.$$

Площа поперечного перерізу провідника пропорційна його характерному поперечному перерізу, можна отримати співвідношення:

$$\frac{\Delta S}{S} = 2 \frac{\Delta d}{d}.$$

$$\text{Тому: } \frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta \rho}{\rho} + \frac{\Delta l}{l} + 2 \frac{\Delta d}{d} = \frac{\Delta \rho}{\rho} + (1 + 2\nu) \frac{\Delta l}{l} = \frac{\Delta \rho}{\rho} + (1 + 2\nu)\varepsilon,$$

де  $\frac{\Delta d}{d}$  – коефіцієнт Пуасона,  $\varepsilon = \frac{\Delta l}{l}$  – відносна деформація тіла.

Опір у металів майже не змінюється тому:

$$\frac{\Delta R}{R} = (1 + 2\mu)\varepsilon,$$

де  $\frac{\Delta R}{R}$  — відносна зміна опору,  $\mu$  — коефіцієнт Пуансона,  $\varepsilon = \frac{\Delta l}{l}$  — зміна довжини.

Щоб виміряти силу за допомогою тензорезисторів можна використати закон Гука, відповідно до якого при пружній деформації механічна напруга  $\sigma$  пропорційна відносній деформації  $\varepsilon$ :

$$\sigma = K\varepsilon,$$

де  $K$  — модуль пружності

Напруга  $\sigma$  — це фізична величина, яка чисельно дорівнює пружній  $F$  силі, що приходить на одиницю площі поперечного перерізу  $S$

$$\sigma = \frac{F}{S}.$$

Можна виразити величину сили через зміну опору тензорезистора у вигляді

$$F = \sigma S = sK\varepsilon.$$

Підставимо замість його значення та отримаємо вираз:

$$F = SK \frac{\Delta R}{GF}.$$

Коефіцієнт тензочутливості:

$$GF = SK \frac{\Delta R}{F}.$$

Для топології тензорезистора з рис. 3.10, якщо діаметр мембрани  $D$  та коефіцієнту  $k$  відносного розміру ПР ( $1/2D$ ,  $1/3D$ ,  $1/4D$  чи  $1/8D$ ) то можна визначити розміри ПР в форматі  $n \times m$ , де  $n$ ,  $m$  — кількість квадратів по довжині та ширині.

$$k = \frac{1}{4}D,$$

де  $D$  — діаметр мембрани, м, значення  $k$  (задане, та реальне) буде відрізнятися, так як в заданих розмірах  $n \times m$  потрібно вмістити цілу кількість заворотів ПР. Тому необхідно ввести значення коефіцієнта  $K$ .

Можна уявити, що ПР складається з квадратів, що мають розміри  $d$ ,

тоді можна вирахувати кількість квадратів, що помістяться.

$$n = \frac{k}{D}.$$

Тоді:

$$K = \frac{nd}{D}.$$

Число, що отримано необхідно округлити до парного числа, яке є найбли-  
шим.

Відношення довжини та ширини необхідно взяти співвідношення 2:1

$$m = \frac{n}{2}.$$

Далі визначимо кількість завитків TP, N, що вміщується в ці розміри

$$N = \frac{m+1}{4}.$$

Також можна об'єднати квадрати в резистивні смужки з одним і тим са-  
мим видовженням. Виходять резистори R1, R2, R3. Відповідно загальним опором  
буде послідовне з'єднання цих опорів. Отже можна знайти довжини резистивних  
смужок:

$$l_1 = nd;$$

$$l_2 = n_1 d - 3d;$$

$$l_3 = d.$$

Відносно об'єми:

$$V_1 = d d l_1;$$

$$V_2 = d d l_2;$$

$$V_3 = d d l_3.$$

Опори:

$$R_1 = \frac{pl_1}{dd};$$

$$R_2 = \frac{pl_2}{dd};$$

$$R_3 = \frac{pl_3}{dd};$$

Загальний опір:

$$R\Sigma = 2R_1 + (2N_1 - 2)R_2 + (2N_1 - 1)R_3;$$

$$l\Sigma = 2l_1 + (2N_1 - 2)l_2 + (2N_1 - 1)l_3.$$

Кількість квадратів:

$$n\Sigma = 2n_1 + (2N_1 - 2)(n_1 - 3) + 2N_1 - 1.$$

Довжина мембрани:

$$D_n = \sqrt{\left(\frac{D}{2}\right)^2 + h_{max}^2}.$$

Довжина квадратів змінилась тому:

$$d_n = \frac{kD_n}{n_1}.$$

Під час деформації площа квадратів не змінилась, тобто для  $R_1$  та  $R_2$  збільшилась довжина квадрату, для  $R_3$  збільшилась ширина, інші розміри відповідно зменшилися. Щоб визначити нові розміри квадратів необхідно розрахувати їх за наступними формулами:

$$l_{1n} = n_1 d_n;$$

$$d_{1n} = \sqrt{\frac{V_1}{l_{1n}}};$$

$$d_{2n} = \sqrt{\frac{V_2}{l_{2n}}};$$

$$d_{3n} = \sqrt{\frac{V_3}{l_{3n}}};$$

$$l_{3n} = d_{3n};$$

$$l_{2n} = n_1 d_n - 3d_n.$$

Далі необхідно знайти опори мембран:

$$R_{1n} = \frac{pl_{1n}}{d_{1n}d_{1n}};$$

$$R_{2n} = \frac{pl_{2n}}{d_{2n}d_{2n}};$$

$$R_{3n} = \frac{pl_{3n}}{d_{3n}d_{3n}}.$$

Загальний опір:

$$R\Sigma_n = 2R_{n1} + (2N_1 - 2)R_{2n} + (2N_1 - 1)R_{3n}.$$

Довжина мембрани після розтягнення:

$$l\Sigma_m = 2l_{1n} + (2N_1 - 2)l_{2n} + (2N_1 - 1)l_{3n}.$$

Проаналізуємо залежності загального опору при його зміні від діаметра мембрани  $D$ , товщини металізації  $d$  та відносного розміру ПР.

Змінюємо діаметр мембрани  $D$  від 3 мм до 9 мм, при цьому товщина металізації  $d$  та відносний розмір ПР  $k$  залишаються сталими. Абсолютну різницю опору до та після розтягнення позначимо як  $\Delta R$ , а відносну як  $Q$

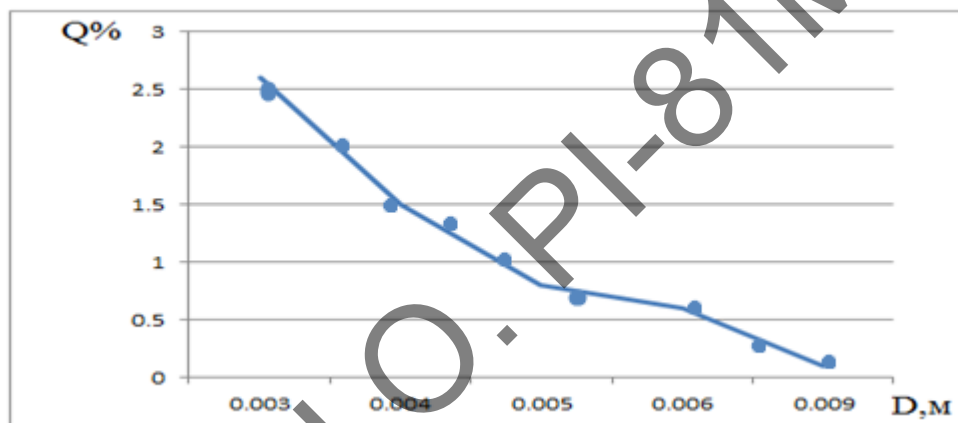


Рисунок 3.12 — Графік залежності відносного опору від зміни діаметру мембрани

Відносна зміна опору ПР зменшується від 2,6% до 0,1%. Тому необхідно буде обрати діаметр мембрани в межах 2–4 мм. При зміні товщини металізації  $d = 12, 20, 25, 100$  мкм спостерігаємо. Зменшення опору ПР з 110,7 Ом до 0,2 Ом. Відносна зміна опору ПР рис. 2.8 майже не змінюється. Виходячи з результатів доцільно обирати товщину металізації в межах від 12 до 25 мкм.

При сталих значеннях діаметра мембрани та товщині металізації змінюємо відносний розмір ПР.

Розглянемо зміну опору від відносної довжини ПР (Рис 3.14)

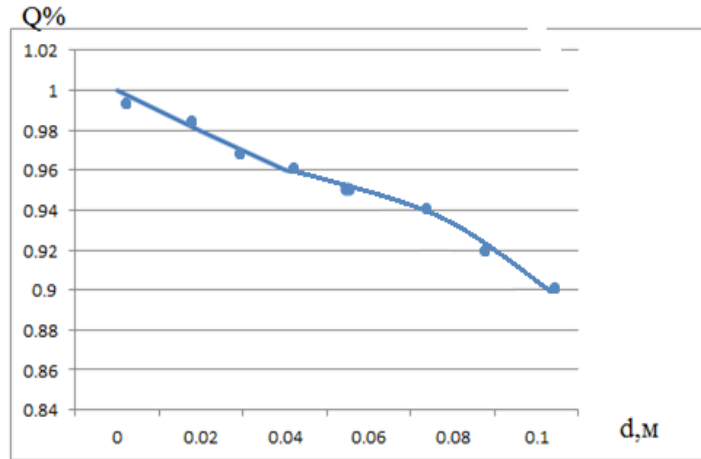


Рисунок 3.14 — Графік залежності відносного опору від зміни товщини металізації

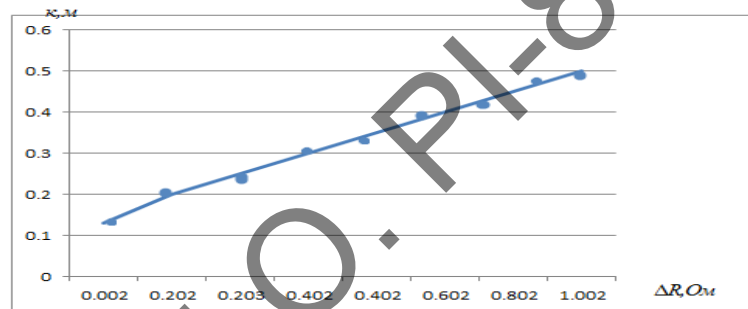


Рисунок 3.15 — Графік залежності абсолютного опору від зміни довжини елемента

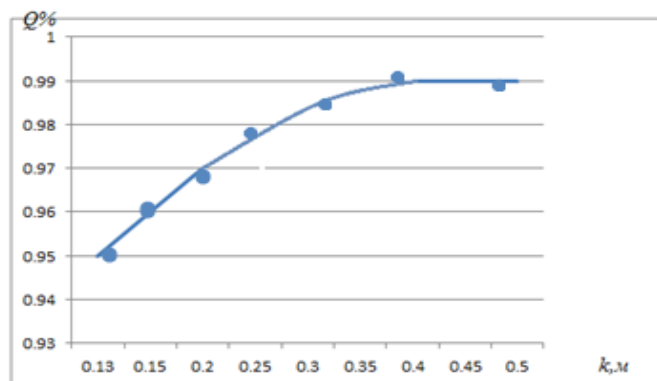


Рисунок 3.16 — Графік залежності відносного опору від зміни довжини елемента

При зміні відносної довжини елемента від  $1/2$  до  $1/8 D$  опір зменшується з 99 Ом до 5 Ом, при цьому відносна довжина майже не

змінюється. Виходячи з розмірів мембрани відносну довжину елемента обираємо приблизно в межах від  $1/2$  до  $1/4 D$ .

Якщо діаметр мембрани 4 мм, товщина металізації 18 мкм та відносна довжина елемента  $1/4 D$ , відносна різниця опору ПР до та після розтягнення складає 0,97%.

### **Висновки за розділом**

В цьому розділі було проведене моделювання TE та TP сенсорів. За результатами моделювання обираємо TE прямокутної форми щоб відносно видовження було більшим. Мембрану обираємо діаметром 4 мм, товщину металізації 19 мкм. Розміри апарату пульсової діагностики при використанні зазначеної елементної бази та давачів без розробки інтегрованих давачів перевищує фітнес браслет в 3-5 разів. Натомість маємо більш достовірні дані про пульс людини. Розробка спеціалізованих інтегрованих сенсорів (таких як фотоплетизмографічні сенсори) дозволить зменшити розміри апарату практично до розмірів фітнес браслету.



#### 4 РОЗРОБКА КОНСТРУКЦІЇ ТЕНЗО ДАВАЧА

В останнє десятиліття в передових країнах світу (США, Японії, Об'єднаній Європі, Китаї та ін.) наростає число науководослідних та і дослідницько- конструкторських робіт, що спрямовані на виготовлення мікросистемних давачів із застосуванням поєднаної технології мікромеханіки і КМОП . Ця технологія дозволяє виготовляти на поверхні кремнієвого кристала, що має площу  $\approx 1 \text{ мм}^2$ , та чутливий до тиску елемент, термочутливий елемент, підсилювач та мікроконтролер, що виконує функції корекції температурних похибок, та нормування вихідного сигналу. Можливість калібрування і корекції похибок до операції поділу технологічні пластини на дискретні. Конкретні прилади мають явні переваги в мікромеханічних МСД по уніфікації, мініатюризації та вартості. Фірма «Lucas Nova Sensor» одна із перших запропонувала промисловий варіант виконання мікромеханічних сенсорів з КМОП- контролером. В найближчому майбутньому такі МСД істотно потіснять сенсори інших типів, однак не замінять їх повністю. Причинами, що обмежують випуск та застосування МСД з тензорезисторами на кремнієвій профілірованій мембрані, є ряд властивих їм технологічних і технічних проблем.

Великий розкид чутливості до тиску обумовлений:

- значним розкидом в жорсткості мембран через різнотовщинність кремнієвих технологічних пластин і просторового нерівномірно глибокого профільного анізотропного травлення цих пластин;
- геометричним розкидом розташування тензорезисторів щодо краю мембрани через апаратні похибки суміщення при двохсторонній літографії на товстих пластинах кремнію.

Отже, чутливий елемент(ЧЕ) перетворює тиск рідини або газу в переміщення. Переміщення ЧЕ створює силу, яка в свою чергу викликає переміщення соленоїда в магнітної котушці (індуктивний датчик), переміщення контакту по поверхні резистора потенціометра (потенціометричний датчик), зміщення обкладки конденсатора (ємнісний датчик) і т.д. При скиданні тиску трубка або мембрана повинні повернутися в початковий стан. Величина неповернення зазвичай називається пружним гістерезисом і є джерелом непереборної

похибки приладу. Очевидно, що чим більше величина переміщення, тим більше значення вихідного сигналу. Разом з тим, чим більше переміщення, тим більше пружне післядія матеріалу чутливий елемент, а значить, і нелінійність, гістерезис, часова нестабільність. Перевагами цієї схеми перетворення є простота реалізації захисту від перевантаження вимірюваним тиском і відносна нескладність виготовлення датчиків невисокої точності.

Другу групу (сучасну) утворюють сенсори, в яких тиск перетворюється в деформацію пружної мембрани. Тиск так і залишається розподіленою силою, а ЧЕ є вся поверхня мембрани, що прогинається під дією тиску. Наведено на рис 4.1

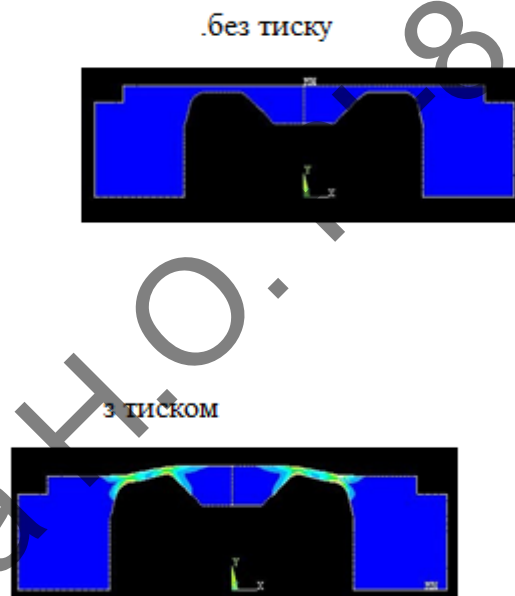


Рисунок 4.1— Вигляд мембрани без навантаження і під тиском

Для того, щоб залежність прогину мембрани від тиску була близька до лінійної, центр мембрани роблять товщим в порівнянні з робочою поверхнею мембрани. Для розрахунку деформаційної картини використовують величину ходу «жорсткого центра».

Деформацію активної поверхні мембрани перетворюють в електричний параметр за допомогою тензорезисторів, тобто резисторів, значення опору яких змінюється в результаті їх деформації.

## 4.1 Конструкція тензо давача

Технологія нанесення тензорезисторів може бути різною: від елементарного приклеювання до дифузійного впровадження. Зміна величини резисторів, зазвичай з'єднаних в мостову схему, призводить до розбалансу моста, тобто відразу отримуємо електричний вихідний сигнал, що змінюється пропорційно вхідному параметру.

Вимірювальний блок датчиків різниці тиску складається з корпусу і ємнісної вимірювальної комірки. Вимірюваний тиск передається через розділові мембрани і розділову рідину до вимірювальної мембрани, розташованої в центрі ємнісного давача. Вплив тиску викликає зміну положення вимірювальної мембрани. Зміна положення мембрани призводить до появи різниці ємностей між вимірювальною мембраною і пластинами конденсатора, розташованим по обидва боки від вимірювальної мембрани.

Як видно на рис.3., схема ємнісного сенсора природним чином вписується в датчик різниці тисків. Однак, технологія виготовлення сенсора дуже складна. Ємнісний давач ізольований механічно, електрично і термічно від технологічного, вимірюваного і навколишнього середовищ.

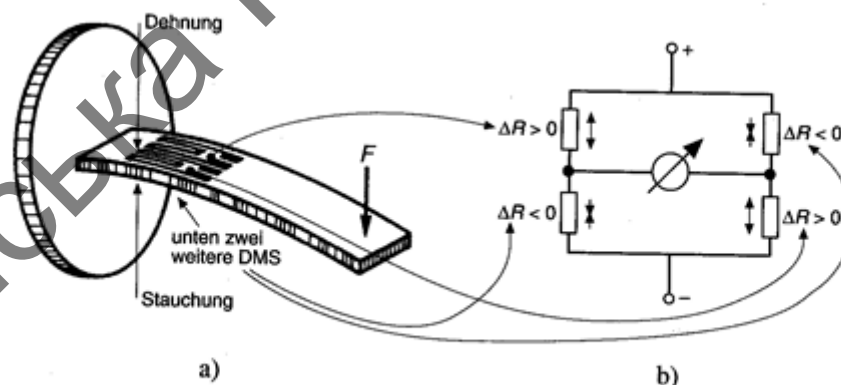


Рисунок 4.2— Принцип дії тензометричного давача

Обираємо мостову схему підключення тензо давачів, розміри тензо давачів з розрахунків, що отримані в попередньому розділі. Давач зображений на рис 4.1 В основі ПР давачів лежить тензоефект або ПР ефект, який полягає в зміні опору провідникового матеріалу під час механічної деформації(тиску), вимірювання сили за допомогою ПР полягає в вимірюванні його опору або напруги на виході

вимірювального моста, яка залежать від опору. Такі перетворювачі являють собою мембрану з монокристалічного кремнію з дифузійними ПР, підключеними в міст Уінстона. Резистори розміщують на мембрані таким чином, щоб повздовжні і поперечні коефіцієнти тензочутливості були різних знаків, тоді і зміни опорів резисторів будуть протилежними. Мостова схема включення зображена на рис 4.3

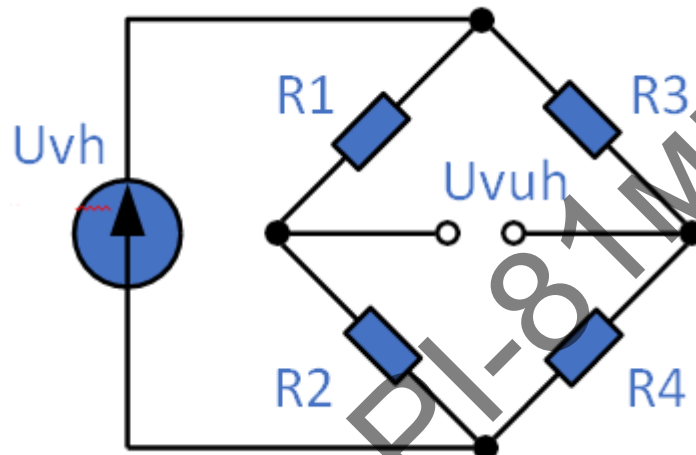


Рисунок 4.3 — Мостова вимірювальна схема

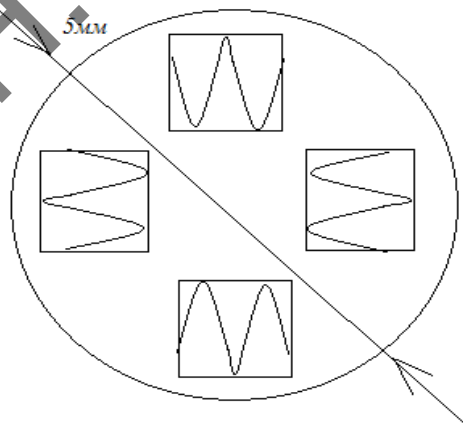


Рисунок 4.4 — Тензо давач

Тензо давач складається з гнучкої мембрани закріпленої в корпусі, на якій розташовується 4 тензочутливих елемента. Сигнал з тензо елементів подається через схему узгодження на вхід Arduino Pro Mini. Обробка сигналу з тезо елементів покладено на програмне забезпечення Arduino Pro Mini.

#### 4.2 Конструкція п'єзо давача

Давач зображений на рис 4.5.

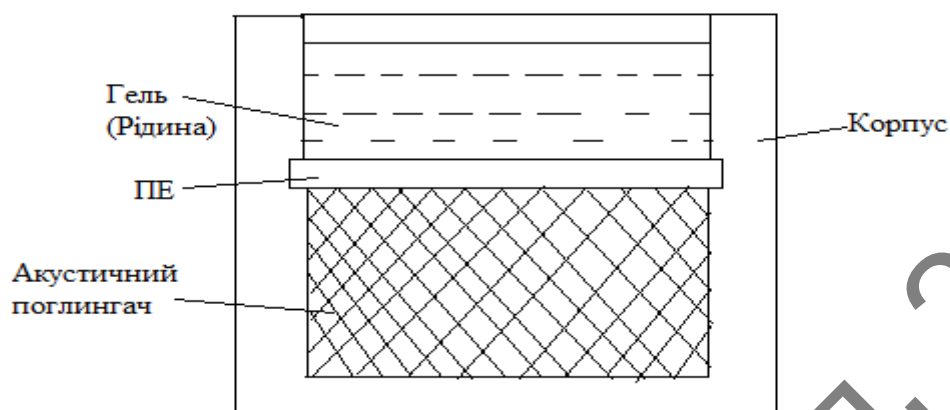


Рисунок 4.5 — П'єзо давач

Пезодавач складається з п'єзо елемента закріпленого в корпусі. З одного боку корпус заповнюється гелем для передачі акустичного сигналу від паціє користувача до п'єзо елемента, зворотня сторона п'єзоелемента контактує з акустичним поглиначем. Сигнал з п'єзо елемента подається через схему узгодження на вхід Arduino Pro Mini. Обробка сигналу з давача покладено на програмне забезпечення Arduino Pro Mini.

#### 4.3 Вибір довжини хвилі випромінювача

Обираємо довжину хвилі випромінювача. Тут все залежить від розв'язуваної задачі. Обґрунтування вибору добре ілюструвати за графіком поглинання світла оксидом та дезоксигемоглобіна з накладеними на нього кривими спектральних характеристик випромінювачів. Крива поглинання світла гемоглобіном і основні спектри випромінювання пульсових фотоплетізмаграфічних датчиків, які представлені на рис 4.6

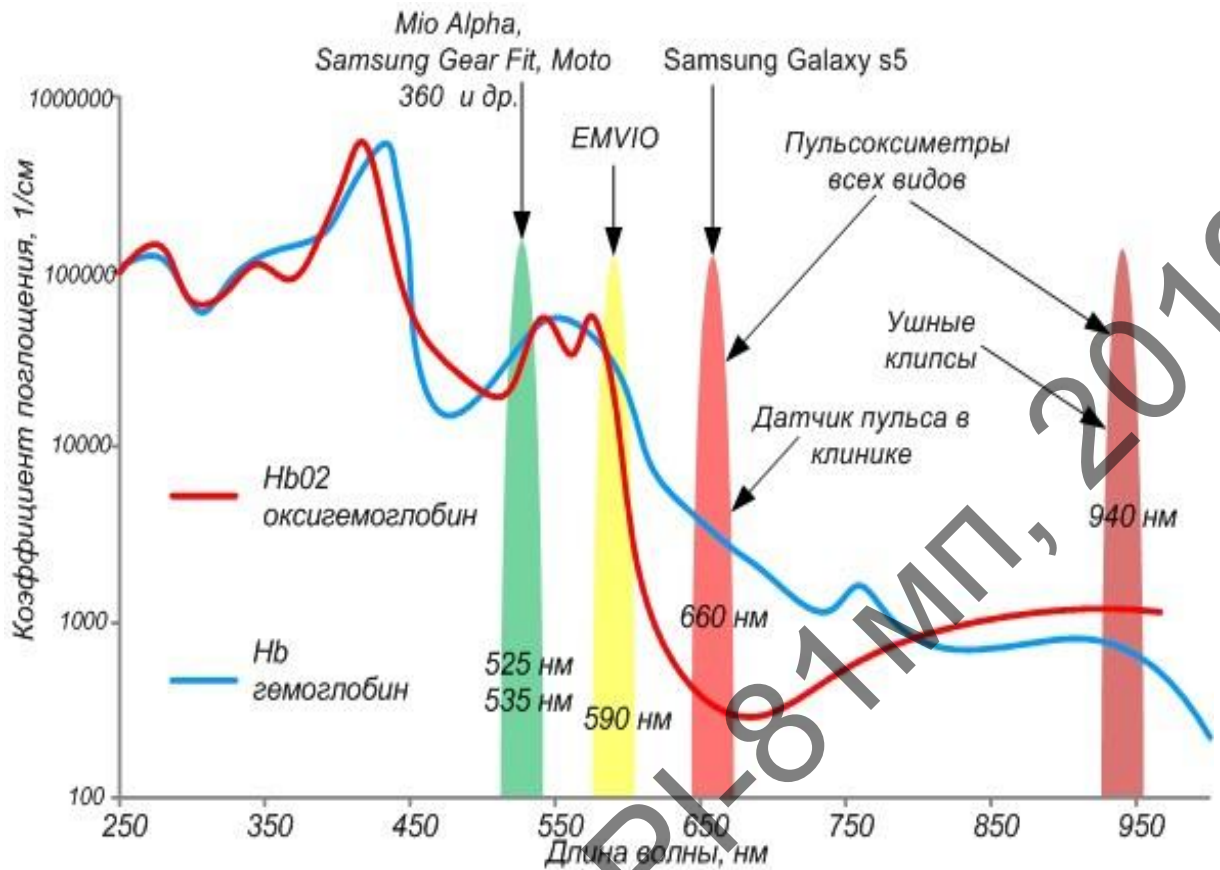


Рисунок 4.6 — Крива поглинання світла гемоглобіном

Вибір довжини хвилі залежить від того, що потрібно виміряти пульс і / або сатурацію насичення крові киснем.

Для цього випадку використовується область, де поглинання максимальне - це діапазон від 500 до 600 нм, не беручи до уваги максимуму в ультрафіолетовій частині. Зазвичай вибирається значення 525 нм (зелений колір) або з невеликим зсувом — 535 нм (як приклад можна використати давач OSRAM SFH 7050 - Photoplethysmography Sensor). Давач зображений на рис 4.7



Рисунок 4.7 — Давачі пульсу

Зелений світлодіод давача пульсу—найбільш поширений варіант в смарт-годиницях і браслетах. У давачі смартфона Samsung Galaxy S5 використаний червоний світлодіод.

Оксиметрія. В цьому режимі необхідно міряти пульс і оцінювати сатурацію крові киснем. Спосіб заснований на різниці в поглинанні пов'язаного (окси) і не пов'язаного з (дезоксид) киснем гемоглобіну. Максимум поглинання деоксигенованого гемоглобіну (Hb) знаходиться в "червоному" (660 нм) діапазоні, максимум поглинання (HbO<sub>2</sub>) гемоглобіну в інфрачервоному (940 нм). Для обчислення пульсу використовується канал з довжиною хвилі 660 нм.

### 4.3 Вибір мікроконтролера.

Для подальшого дослідження обираємо мікроконтролер Arduino Pro Mini, що показаний на рис.4.8

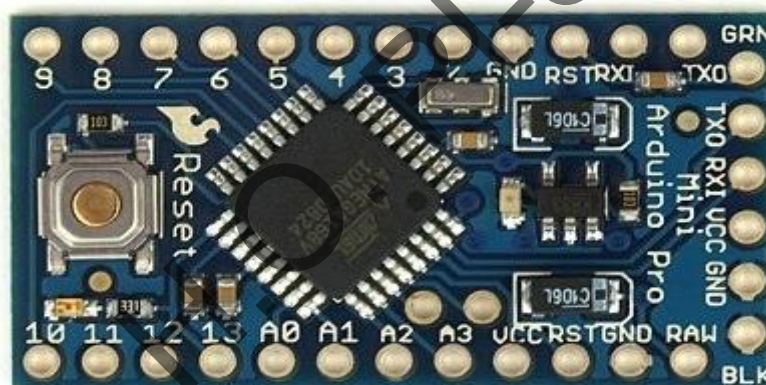


Рисунок 4.8 — Arduino Pro Mini

Arduino Pro Mini побудований на мікроконтролері ATmega168 (технічний опис). Платформа містить 14 цифрових входів і виходів (6 з яких можуть використовуватися як виходи ШІМ), 6 аналогових входів, резонатор, кнопку перезавантаження і отвори для монтажу виводів. Блок з шести виводів може підключатися до кабелю FTDI або плати-конвертера Sparkfun для забезпечення живлення та зв'язку через USB.

Плата Arduino Pro Mini призначена для непостійної установки в об'єкти або експонати. Існує дві версії платформи Pro Mini. Одна версія працює при напрузі 3.3 В і частоті 8 МГц, інша при напрузі 5 В і частоті 16 МГц. Обираємо першу версію.

Arduino Pro Mini розроблена і виробляється SparkFun Electronics.

Характеристики:

Мікроконтролер: ATmega168

робоча напруга: 3.3 В

Вхідна напруга:

3.35-12 В (модель 3.3 В)

Цифрові Входи / Виходи

14 (6 з яких можуть використовуватися як виходи ШІМ)

аналогові входи: 6

Постійний струм через вхід / вихід: 40 мА

Флеш пам'ять: 16 Кб (2 використовуються для завантажувача), ОЗУ 1 Кб  
EEPROM, 512 байт

Тактова частота: 8 МГц (модель 3.3 В)

Arduino Pro Mini може отримувати живлення: через кабель FTDI, або від плати-конвертора, або від регульованого джерела живлення 3.3 В або 5 В (залежить від моделі платформи) через висновок Vcc, або від нерегульованого джерела через виводи RAW.

Виводи живлення:

RAW. Для підключення нерегульованої напруги.

VCC. Для підключення регульованої 3.3 В

GND. Виводи заземлення.

Мікроконтролер ATmega168 має: 16 кБ флеш-пам'яті для зберігання коду програми (2 кБ використовується для зберігання завантажувача), 1 кБ ОЗУ і 512 байт EEPROM (яка читається і записується за допомогою бібліотеки EEPROM).

Входи і Виходи:

Кожен з 14 цифрових виводів Pro, використовуючи функції pinMode (), digitalWrite (), і digitalRead (), може налаштовуватися як вхід або вихід. Виводи працюють при напрузі 3,3 В. Кожен вивід має навантажувальний резистор (стандартно відключений) 20-50 кОм і може працювати з струмом до 40 мА. Деякі виводи мають особливі функції:

Послідовна шина: 0 (RX) і 1 (TX). Виводи використовуються для отримання (RX) і передачі (TX) даних TTL. Дані виводи мають з'єднання з виводами TX-0 і RX-1 блоку з шести виводів.



Зовнішнє переривання: 2 і 3. Дані виводи можуть бути налаштовані на виклик переривання або на молодше значення, або попередньому чи задньому фронті, або при зміні значення. Детальна інформація знаходиться в описі функції `attachInterrupt()`.

ШИМ: 3, 5, 6, 9, 10, і 11. Будь-який з виводів забезпечує ШИМ з роздільною здатністю 8 біт за допомогою функції `analogWrite()`.

SPI: 10 (SS), 11 (MOSI), 12 (MISO), 13 (SCK). За допомогою даних виводів здійснюється зв'язок SPI, який хоч і підтримується апаратною частиною, не включений в мову Arduino.

LED: 13. Вбудований світлодіод, підключений до цифрового виводу 13. Якщо значення на виводі має високий потенціал, то світлодіод горить.

На платформі Pro Mini встановлені 6 аналогових входів, кожен з дозволом 10 біт (тобто може приймати 1024 різних значень). Чотири з них розташовані на краю платформи, а інші два (входи 4 і 5) ближче до центру. Вимірювання відбувається відносно землі до значення VCC. Деякі виводи мають додаткові функції:

I2C: A4 (SDA) і A5 (SCL). За допомогою виводів здійснюється зв'язок I2C (TWI), для створення якого використовується бібліотека `Wire`.

Існує додатковий вивід на платформі:

Reset. Низький рівень сигналу на виводі перезавантажує мікроконтролер. Зазвичай застосовується для підключення кнопки перезавантаження на платі розширення, що закриває доступ до кнопки на самій платі Arduino.

### **3.4 Схематичне моделювання апарату**

На рис. 3.9 зображена структурна схема пристрою. Блоком живлення є батарея на 1,5 В. Далі згідно з схемою є Dc-перетворювач для отримання напруги живлення Arduino Pro Mini.

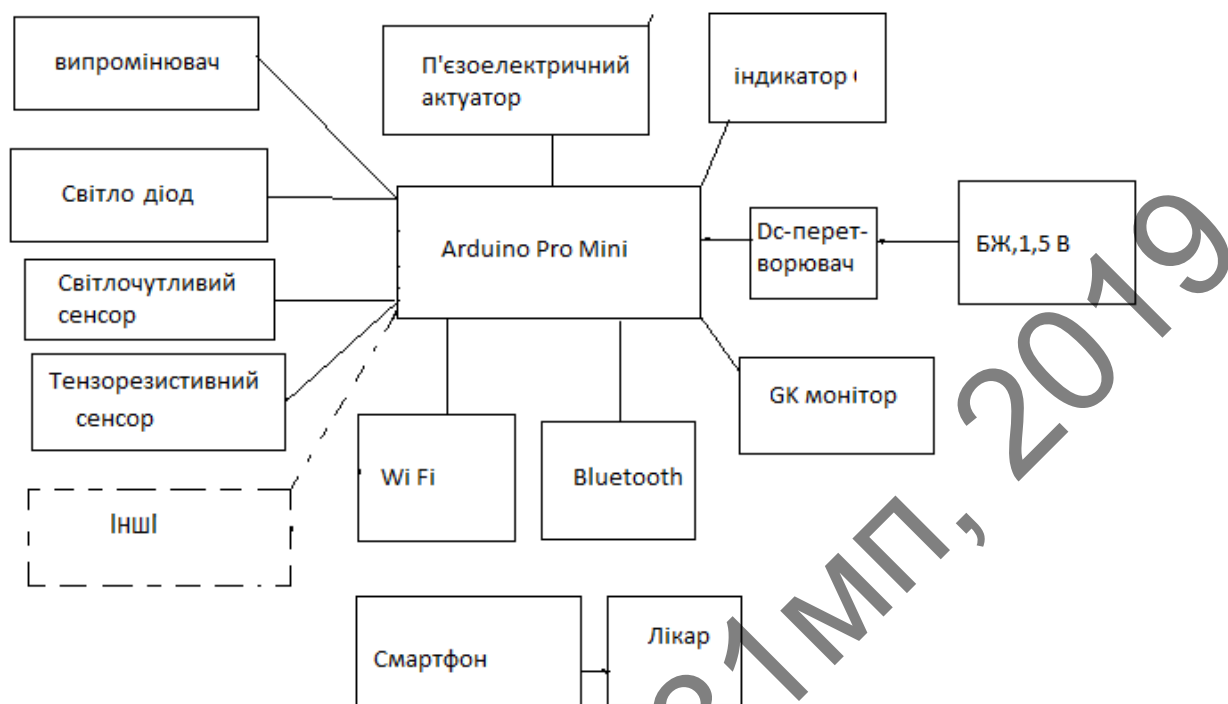


Рисунок 3.9 — Структурна схема апарату пульсової діагностики

Arduino Pro Mini виконує роль керуючого елемента. Arduino Pro Mini побудована на мікроконтролері ATmega168. Платформа містить 14 цифрових входів і виходів (6 з яких можуть використовуватися як виходи ШІМ), 6 аналогових входів, резонатор, кнопку перезавантаження і отвори для монтажу виводів. Блок з шести виводів може підключатися до кабелю FTDI або плати-конвертера Sparkfun для забезпечення живлення та зв'язку через USB.

Arduino Pro Mini призначена для установки в об'єкти або експонати. Розташування виводів сумісно з платформою Arduino Mini. Також присутні модулі wi-fi та Bluetooth призначенні для передачі даних та безпосереднього зв'язку з телефоном. Так як апарат може працювати за двома або більше методами в схемі зазначені тензорезистивний сенсор, п'єзоелектричний давач та оптичний давач. Індикатор сигналізує про початок та закінчення вимірювання. GK монітор слугує інструментом для виведення деталізованої інформації відповідно до програмного забезпечення. Для коректної роботи апарату необхідно розробити програмне забезпечення, що вирішуватиме наступні задачі: обробку і порівняльний аналіз з різних типів давачів, прийняття рішення про перевищення встановлених критеріїв і надсилання інформації в режимі "SOS". Апарат аналізує випадкові

значення отриманої інформації та може ігнорувати хибні сигнали, усереднювати значення показника пульсу за сталий час. Для запобігання втрати контакту давачів з поверхнею тіла в апараті передбачена подача звукового сигналу.

### **Висновки за розділом**

Присутні на ринку давачі тиску дозволяють обрати останні з найріноманітнішими габаритами характеристиками та розмірами не створюючи свій тип давача. Для інтегрованого використання теж наявні необхідні давачі.

В результаті проведеного схематичного моделювання пристрою встановлені необхідні компоненти структурної схеми. Розміри апарату пульсової діагностики при використанні зазначеної елементної бази та давачів без розробки інтегрованих давачів перевищують фітнес браслет в 3-5 разів. Натомість маємо більш достовірні дані про пульс людини. Розробка спеціалізованих інтегрованих сенсорів ( таких як фотоплетизмографічні сенсори, п'єзо та тензо сенсори) дозволить зменшити розміри апарату практично до розмірів фітнес браслету.

## 5 РОЗРОБКА СТАРТАП ПРОЕКТУ

У цьому розділі було проведено маркетинговий аналіз стартап проекту з метою визначення принципової можливості його ринкового впровадження та можливих напрямків його реалізації

### Ідея проекту

Необхідно проаналізувати ідею стартапу та всі можливі напрямки реалізації, всі відмінності щодо існуючих аналогів, також вигоду яку отримає споживач.

Таблиця 5.1 — Опис ідеї стартап-проекту

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигода для користувача
Створення портативного апарату пульсової діагностики.	Виробництво	Підвищення точності вимірювань.
	Наука	

Варто зазначити, що на ринку існує безліч компаній, що виробляють пристрої для вимірювання пульсу. Тому варто визначити сильні та слабкі сторони пристрою

Таблиця 5.2 — Техніко – економічні характеристики ідеї

Техніко-економічні характеристики ідеї	Товари конкурентів		W (слабка сторона)	N (нейтральна сторона)	S (сильна сторона)
	Мій проект	Конкурент			
Надійність					+
Економічність				+	
Технологічність					+
Естетичність					+

### Аналіз ринкових можливостей запуску стартап–проекту

Необхідно визначити ринкові можливості та впровадження проекту та ринкових загроз, які можуть перешкодити реалізації проєкту. Це все допоможе спланувати напрямки розвитку проекту та врахувати ситуації на ринку, потреби клієнтів пропозиції конкурентів.

Таблиця 5.3 — Характеристика потенційного ринку стартап–проекту

	Показники стану ринку	Характеристика
1	Кількість головних гравців, од.	2
2	Загальний обсяг продаж, ум. од.	Невідомий
3	Динаміка ринку	Зростає
4	Наявність обмежень для входу	Немає
5	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	Наявна
6	Середня норма рентабельності в галузі, %	Невідома

У табл. 5.4 наведені потенційні групи клієнтів.

Таблиця 5.4 — Потенційні групи клієнтів стартап-проекту

Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія	Відмінність у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
Вимірювання пульсу з кращою точністю	Спортсмени, гіпер- та гіпотоніки, будь-які користувачі	Невідомі	Точність, швидкість вимірювання, адекватність результату, зручність, ергономічність

Таблиця 5.5 — Фактори загроз

Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
Новий метод вимірювання	Поєднання декількох методів вимірювання в один	Вихід з ринку

Таблиця 5.6 — Фактори вдосконалення

Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
Вдосконалення обраного методу вимірювання	Доповнення проекту, що розробляється новими можливостями	Розробка вдосконаленого методу

У табл. 5.7 перелічимо фактори конкурентоспроможності.

Таблиця 5.7 — Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

Фактори конкурентоспроможності	Обґрунтування вибору
Простота	Данна розробка не вимагає особливих знань у галузі від користувача
Дешевизна	Відносна дешевизна ПЕ актуатора та ПР сенсора
Швидкодія	Вимірювання займає декілька секунд

Таблиця 5.10 — Вибір цільових груп потенційних споживачів

Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтовний попит в межах цільової групи	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу у сегмент
Люди з порушеннями серцево-судинної системи	Готові	Високий	У сегменті велика конкуренція	Легко
Які цільові групи обрано: люди з порушеннями серцево-судинної системи				

Таблиця 5.11 — Визначення базової стратегії розвитку

Стратегія охоплення Ринку	Ключові конкурентоспроможні позиції	Базова стратегія ринку
Диференційований маркетинг	Простота, дешевизна, швидкодія	Стратегія спеціалізації

Таблиця 5.12 — Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

Чи є проект «першопроходцем» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики?	Стратегія конкурентної поведінки
Так	Залучати нових та забирати у конкурентів	Частково	Заняття конкурентної ніші

Визначимо цінові межі товару.

Таблиця 5.13 — Визначення меж встановлення ціни

Рівень ціни на товари-замінники, тис. ум. од.	Рівень цін на товари-аналоги, тис. ум. од.	Рівень доходів цільової групи споживачів	Межі встановлення ціни на товар
20–200	До 200	Високий	50–100

За таблицю 5.14 визначимо оптимальну систему збуту.

Таблиця 5.14 — Формування системи збуту

Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару.	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
Мінімальна кількість посередників	Організувати широкую систему збуту товару	3	Непряма

### Висновки за розділом

Згідно з результатів проведеного аналізу, можна сказати, що на ринку буде попит на дану продукцію та рентабельність роботи, тобто є можливість ринкової реалізації проекту. Також визначено, що найбільшою загрозою для розробки стартап проекту є відсутність стартового капіталу, та велика конкуренція.



## 6 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

У даному розділі були розглянуті питання визначення основних потенційно небезпечних та шкідливих виробничих чинників при виконанні МД, що пов'язані з використанням персональних комп'ютерів, електронного устаткування та безпеки. Їх відповідність існуючим санітарним нормам і вимогам техніки безпеки з урахуванням вимог ДСанПіН 3.3.2.007 та ДНАОП 0.00–1.31–99.

В даному розділі запропоновані відповідні технічні та організаційні рішення і заходи щодо електробезпеки, гігієни праці та виробничої санітарії, також були визначені основні заходи з безпеки в надзвичайних ситуаціях.

### 6.1 Визначення основних потенційно небезпечних та шкідливих виробничих чинників при виконанні магістерської дисертації

Процес розробки програмного забезпечення, та математичне моделювання давачів для вимірювання пульсу проводиться за допомогою комп'ютера. Під час роботи на людину впливає іонізуюче, інфрачервоне та ультрафіолетове випромінювання при роботі. Дані рівні повинні відповідати вимогам ДСанПіН 3.3.2.007–98 «Державні санітарні правила і норми роботи з ВДТ ПЕОМ».

Основними потенційно шкідливими та небезпечними факторами, що пов'язані з використанням комп'ютера, є:

- можливе ураження електричним струмом;
- недостатня освітленість робочої зони. Умови освітленості виробничих приміщень повинні задовольняти норми, що визначені у ДБНВ2.5–28–2006;
- випромінювання оптичного діапазону тобто ультрафіолетове, інфрачервоне, ви промінювання видимого діапазону, комп'ютера;
- перевищення рівня шуму на робочих місцях. Припустимі рівні звукового тиску визначають відповідно з санітарними нормами, що зазначені у ДСН 3.3.6.037 99;
- напруга зорових органів і пов'язане з використанням користувачем комп'ютера;

- незадовільні мікрокліматичні умови. Мікрокліматичні умови мають задовольняти показники, що зазначені в ДСН 3.3.6.042-99
- можливість виникнення надзвичайних ситуацій (НС);

## 6.2. Технічне рішення та організаційні заходи з безпеки і гігієни праці та виробничої санітарії

### 6.2.1 Відповідність параметрів робочого приміщення санітарним нормам

Дотримання санітарних норм дозволить створити сприятливі умови праці для працівників. Основні вимоги до таких приміщень викладені у СНиП 2.09.02-85.

Параметри приміщення: довжина  $l$  — 8 м, ширина  $b$  — 6 м, висота  $h$  — 3 м, кількість робочих місць  $N=5$ .

Площа, що припадає на одного робітника:

$$S = \frac{lb}{N},$$

Підставивши значення у формулу (5.1), отримаємо  $S=9,5 \text{ м}^2$  Об'єм приміщення, який припадає на одного робочого:

$$V = \frac{lbh}{N}, \quad (5.1)$$

Підставивши значення у формулу (5.2), отримаємо  $V=28,7 \text{ м}^3$

Відповідно до СНиП 2.09.02-85 на одного працівника, що знаходиться в приміщенні має припадати площа не менше  $S_{min} = 4,5 \text{ м}^2$  та об'єм не менше  $V_{min}=15 \text{ м}^3$ . З вище зазначених розрахунків видно, що дана умова виконується.

За час роботи працівником виконуються дослідницькі роботи з технічною документацією а саме; макетами вимірювальних приладів. Виконані роботи не вимагають систематичного значного фізичного навантаження, отже вони відносяться до легких фізичних робіт з енерговитратами до 120 ккал/годину (категорія Ia, постійне робоче місце).

## 6.2.2 Технічні рішення та організаційні заходи щодо забезпечення конкретних умов праці користувачів комп'ютера

НПАОП 0.00-1.5-12 "Державні санітарні норми і правила роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно обчислювальних машин" встановлюють норми щодо забезпечення охорони праці користувачів комп'ютера.

Щоб знизити несприятливі наслідки та небезпечні фактори, такі як нервово-емоційні перенапруження та серцево-судинні захворювання необхідно дотримуватись наступних норм.

Екран монітору має розташовуватись перпендикулярно до нормальної лінії зору, задля зручного обзору екрану. Переміщення, що передбачене конструкцією монітору, можливе справа на ліво  $\pm 30^\circ$  та нахил вперед до  $85^\circ$  та назад до  $105^\circ$ . Клавіатура повинна розташовуватись на відстані 100–300 метрів від краю стола. Кут нахилу повинен складати  $5-15^\circ$  щоб зап'ястя робітника розташовувалось горизонтально до площини столу. Щоб вивільнити руки, для рднчасної роботи таке положення клавіатури найзручніше.

Монітор розташовується на відстані не менш 1 м від стіни приміщення. Робочі місця розташовуються на відстані не менш 1,5 м один від іншого.

Комп'ютер передбачає електричне з'єднання з землею а саме металевих частин його корпусу, щоб захистити користувачів від ураженням електричним струмом. У комп'ютері вмонтована спеціальна трьохконтактна мережева вилка.

Освітлення робочого місця, яке має комп'ютер, освітлюється за допомогою рівномірного штучного освітлення. Джерело світла - люмінесцентні лампи ЛБ.

Під час роботи з комп'ютером є вимоги, щодо освітлення приміщень та робочих місць:

освітленість на робочому місці характеризується зоровою роботою працівника і визначається за розміром найменшого об'єкта, який можна побачити на екрані комп'ютера

— потрібно забезпечити рівномірне розподілення яскравості на робочій поверхні монітора, а також в межах навколишнього простору;

— відсутність різких тіней на робочій;

— відсутність відблисків у полі зору людини;

— рівень освітленості під час роботи з комп'ютером має бути сталим;

Перерви під час роботи з комп'ютером мають проводитися кожні 10 хвилин та мати інтервал в годину. Щоб мати чіткий контроль часу рекомендується встановити на комп'ютер спеціальні програми для примусової перерви в роботі.

Для покращення самопочуття також в перервах необхідно виконувати ряд вправ, що передбачені ДСанПіН 3.3.2.007–98.

### 6.2.3 Освітлення робочих місць

Вдень використовується природне освітлення, що забезпечується через вікна, та штучне освітлення, яке складається із загального освітлення приміщення та місцевого, тобто має місце суміщене освітлення.

Загальне штучне освітлення забезпечується за допомогою світильників з лампами денного світла типу ЛТБ–40, з потужністю 40 Вт, а також індивідуальне за допомогою настільних світильників з лампами накаливання, що потужність 60 Вт, та напругою 36 В.

Для розрахунку штучного освітлення застосовують метод коефіцієнта використання потоку. Необхідний світловий потік ламп у кожному світильнику визначається за формулою:

$$F = \frac{E_{\phi} K_z S_z}{N_{\eta}} \quad (5.3)$$

Фактичне висвітлення робочих місць штучним світлом визначається за формулою

$$E = \frac{N_{\eta} F_{\lambda}}{K_z S_z}, \quad (5.4)$$

$F_{\lambda}$ -світловий потік лампи, м .  $N$ -уількість ламп, од.,  $n$ -кількість ламп в світильнику, од.  $\eta$ -коефіцієнт використання світлового потоку.

$S$ -площа приміщень.  $K_z$ -коефіцієнт запасу.  $K_z = 1,5$  для ламп ЛБ,  
 $Z = 1,1$ .

Для визначення коефіцієнта використання світлового потоку потрібно визначити індекс приміщення  $i$  та коефіцієнта відбиття стелі  $\rho_n$ , стін  $\rho_c$ , робочої поверхні  $\rho_p$ .

$$i = \frac{lb}{h_c(l+b)}, \quad (5.5)$$

де  $l$  — довжина приміщення, 8 м;  $b$  — ширина приміщення, 6 м;

$h_c$  — висота підвісу світильників, 2,2 м. Коефіцієнт відбиття побіленої стелі  $\rho_n = 0,7$ , побілених стін при незавішених вікнах  $\rho_c = 0,5$ , середніх робочих поверхонь  $\rho_p = 0,3$ .

Виходячи з коефіцієнту вибираємо коефіцієнти використання світлового потоку. За табличними даними отримаємо  $\eta = 0,43$ .

Знаючи тип ламп, а саме ЛТБ-40 (чотири лампи з розсіювачем), за табличними даними визначаємо номінальний світловий потік,

Тоді фактичне висвітлення робочих місць штучним освітленням складає

677,5 лм.

Штучне освітлення в приміщеннях регламентується нормами ДБН В.2.5-28-20018. Для здорової роботи категорії 3в при загальному освітленні це 600 лм. У нашому випадку фактичне освітлення відповідає існуючим нормам.

#### **6.2.4 Мікроклімат робочої зони**

«Санітарними нормами мікроклімату виробничих приміщень» ДСН 3.3.6.042–99 встановлені оптимальні та припустимі значення мікроклімату, що залежать від пори року та категорій робіт.

Роботи, що виконуються сидячи та не потребують витрати енергії тобто витрачається не більше 120 ккал/годину і такі роботи відносяться до категорії «Іа».

Таблиця 6.1—Оптимальні й допустимі параметри (для постійного робочого місця) мікроклімату в приміщенні

Параметри	Холодний період		Теплий період	
	оптимальні	Допустимі	Оптимальні	Допустимі
Температура 0С	22-24	21-25	23-25	22- 28
Відносна вологість, %	40-60	80	40-60	75
Швидкість руху повітря, м/с	0,1	0,1	0,1	0,1-0,2

Простір, який обмежується виробничими приміщеннями, називається робочою зоною. Атмосферне повітря і виробничі фактори, які на нього діють впливають на склад повітря в робочій зоні.

Парціальний тиск кисню — 21331 Па (160 мм рт. ст.) вважається нормою, для нормальної життєдіяльності людини. Ще у повітрі приміщення має бути не менше 19–20% кисню.

Отже фактичні параметри мікроклімату в робочій зоні відповідають приведеним вище нормам ДСН 3.3.6.042–99.

#### 6.2.4 Електробезпека

Згідно з ПУЕ (Правила Улаштування Електроустановок) робоче приміщення де проводяться наукові дрсліди за ступенем небезпеки ураження людей електричним струмом можна віднести до приміщень без підвищеної небезпеки. Воно відповідає таким вимогам а саме: відносна вологість повітря має не перевищувати 75%; температура має складати не більше 35°С; повинні бути відсутні хімічно агресивні середовища; також відсутня можливість доторкання людини до елементів у металоконструкцій будівель, технологічних апаратів, механізмів, що мають з'єднання з землею з одного боку та до металевих корпусів з іншого боку.

Спроектований виріб згідно з ДСТУ 44.97.2005 має три класи електрозахисту тип В. Живлення електроприладів у робочому приміщенні здійснюється від 5-ти провідної трьохфазної мережі із глухозаземленою нейтраллю та зануленням, із робочою напругою 220 В і частотою 50 Г та із використанням автоматів максимального струмового захисту. У приміщенні застосована схема заземлення (тип *TN-S*).

Повторне заземлення нульового необхідно провести для зменшення напруги дотику. Для надійної роботи струмового захисту необхідні наступні умови.

Згідно ДСТУ ІЕС 61140.2015 все електроустаткування в робочому приміщенні (крім ВДТ ПЕОМ —II клас) відноситься до I класу електробезпеки — воно має робочу ізоляцію і підключається до електромережі за допомогою триконтактних вилок, один з виводів яких підключений до заземленого виводу розетки, а також III класу електробезпеки — напруги живлення < 42 В (допоміжні атрибути — модем).

Розрахунок електромережі на вимикаючу здатність Струм короткого замикання визначається за формулою:

$$I_{k3} = \frac{U_{\phi}}{R_0 + R_{\phi} + \frac{z_T}{3}} \quad (5.6)$$

де  $U_{\phi}$ -фазова напруга мережі(220В),  $R_0$ -опір нульового дроту (2,2 Ом)  $R_{\phi}$ -опір фазового дроту(3Ом),  $\frac{z_T}{3}$ -розрахунковий опір(0.18 Ом)

$R_0$  — опір нульового дроту (3 Ом).

Отже  $I_{k3} = 20.5$

Отже, струм спрацьовування автомата повинен бути менше 20,5 А. Дана умова виконується, так як для автомата захисту, який використовується у робочому приміщенні  $I_{спр}=10А$ .

$$I_{k3} > 1,4I_{спр}, \quad (5.7)$$

де  $I_{k3}$  —струм короткого замикання, А,  $I_{спр}$  —номінальний струмспрацювання автомату струмового захисту, А.

Потрібно розрахувати напругу дотику до корпусів електрообладнання при короткому замиканні:

$$U_T = I_{k3} R_0, \quad (5.8)$$



Згідно з ПУЕ-2017. Див. Таблиця 6.2

Таблиця 6.2- Допустимі значення струму

t(сек)	До 0,1	0,2	0,5	0,7	0,9	> 1 сек. до 5 сек.	
$U_{I, доп. дот}$	500	400	200	130	100	65	

Потрібно використати автомати максимального струмового захисту з часом спрацювання не менше 0,8 с. для забезпечення безпечної напруги дотику для працівника. Зрозрахунків можна побачити, що автомати захисту задовольняють ці умови:

$$I_{спр} = 10A, \text{ а } T_{спр} = 0.2 \text{ с.}$$

### 6.2.5 Виробничий шум

Допустимі рівні шуму на робочих місцях відповідно до ДСН 3.3.6.037-99 по- дані у табл 6.3.

Зовнішніх джерел шуму на виробничих місцях немає. В приміщенні джерелами шуму може слугувати техніка, а саме: персональні комп'ютери, телефони, принтери, кондиціонери та шум від голосів людей. Допустимі рівні звукового тиску, рівні звуку й еквівалентні рівні звуку на робочих місцях нормуються відповідно до ДНАОП 0.00- 1.31-99 . Загальний рівень звуку не має перевищувати 50 дБА .

Допустимі рівні звуку та звукового тиску подані у таблиці 5.2 .

Таблиця 6.3 — Допустимі рівні звукового тиску і звуку для постійного(непостійного) широкозвукового (тонального) шуму

Характер робіт	Допустимі рівні звукового тиску, дБ в стандартизованих октавних смугах частот із середньгеометричними значеннями, Гц										Допустимий рівень звуку, дБА
	1,5	3	25	50	100	200	400	800	1600	3200	
Інженер технічної лабораторії	6	1	1	4	9	5	2	0	8	0	0

Очікувані рівні звукового тиску і рівень звуку відповідно до шу-

мових характеристик цих джерел:

- рівень шуму, створюваний внутрішніми елементами ПК складає 35 дБ;
- рівень шуму системи кондиціонування на низьких/високих частотах становить 25/30 дБ.

Визначений рівень шуму значно менший за норми, що наведені у таблиці 5.2, отже умови робочого приміщення повністю відповідають існуючим санітарним вимогам.

### **6.2.6 Безпека в надзвичайних ситуаціях**

Безпека в надзвичайних ситуаціях регламентується планами ліквідації аварійних ситуацій (ПЛАС). Технічні рішення та організаційні заходи щодо сповіщення, питання пожежної безпеки, евакуація та дії персоналу у разі виникнення надзвичайної ситуації (НС) — Обовязки та дії персоналу у разі виникнення надзвичайних ситуацій.

При виявленні НС працівник, який її помітив, повинен:

- викликати засоби зв'язку: органи Державної служби з НС (ДСНС) та державної пожежної охорони, вказавши повну адресу, кількість поверхів у будівлі, місце локалізації пожежі, чи наявні у зоні НС люди та своє прізвище;

- евакуювати людей та матеріальні цінності;
- використовуючи наявні засоби провести ліквідацію наслідків НС. Керівник та пожежна охорона установи, яким повідомлено про виникнення НС, повинні:

- провести перевірку виклику підрозділу ДСНС та державної пожежної охорони;

- при необхідності відключити струмоприймачі та вентиляцію;

- евакуювати працівників, що приймають участь у ліквідації НС за межі небезпечної зони;

- проконтролювати, щоб працівники, які беруть участь у ліквідації наслідків НС дотримувались техніки безпеки;

- при загрозі життю людей провести їх евакуацію;
- перевірити чи проінформовані люди про НС;
- зустріти ДСНС та державну пожежну охорону та при необхідності надати їм допомогу у локалізації пожежі.

Для підрозділів ДСНС потрібно забезпечити доступ до місця, де виникла НС.

### 6.9 Пожежна безпека

Папір, дерев'яні меблі, пластмаса, гума належать до матеріалів, що швидко загораються. Відповідно до НАПБ Б.В 1.1-36–2016 науково-дослідна лабораторія відноситься до категорії В, адже всі вище перелічені матеріали там присутні — тверді горючі речовини й матеріали, що при взаємодії з водою, киснем, повітря або один з одним здатні горіти.

Причинами виникнення пожежі можуть бути наступні причини:

- порушення ізоляції струмоведучих дротів;
- коротке замикання;
- неправильна експлуатація електроприладів та паління в приміщеннях.

За пожежонебезпекою згідно з НПАОП 0.00–1.32–01 приміщення належить до П-Па класу — пожежонебезпечне, що містить тверді горючі речовини, нездатні переходити у зважений стан.

Щоб уникнути пожежу в приміщеннях потрібно проводити пожежо-профілактичні заходи. До таких відноситься інструктаж з техніки пожежної безпеки, застосування запобіжників в електричних мережах, використання пилонепроникних сполучних і розподільних коробок.

Згідно з ДСТУ 3675–98 та ISO 3941–2007 у науково-дослідницькій лабораторії повинні знаходитись два вогнегасника. Вуглекислотний типу «ОУ–5» та порошковий «ОП–2». Перший має розташовуватись на висоті 1,5 м від підлоги поруч із вихідними дме-

рима.

Тому необхідно кожного місяця проводити профілактичні огляди електромереж задля уникнення загоряння електропроводки. Якщо відбулося коротке замикання рубильники повинні бути відключені від мережі. Тому необхідно забезпечити вільний доступ до них.

Якщо пожежа виникла в приміщеннях необхідно провести евакуацію людей. Всі виходи повинні бути вільними. Еваковиходи мають відповідати ДБН В 1.1.007–2004. Також повинне бути підготовлене штучне аварійне освітлення.

Засоби пожежного зв'язку і сигналізації визначені ГОСТ 12.6.004–76. Виклик пожежної служби здійснюється набором номера 101. План евакуації зазвичай має висіти на стіні на видному місці.

Робітники повинні пройти навчання, щодо пожежної безпеки, правилам пожежної безпеки а також евакуації, інструкцій про порядок роботи з пожежонебезпечними речовинами і матеріалами. В робочих приміщеннях виконані всі вимоги ДБНВ.2.5-56-2014 «Заходи протипожежного захисту».

### Список джерел посилань

1. Prom [Електронний ресурс] Режим доступу—. <https://kiev.prom.ua/p817320175-umnyj-fitness>— Назва з екрану.
2. Rozetka [Електронний ресурс] Режим доступу. — [https://rozetka.com.ua/mykronoz\\_zefit4\\_hr\\_0301046/p41003864/?gclid=Cj0KCQjwjOrtBRCCARIsAEq4rW5UZ4c2YN\\_2oHr51YqEQfEtaTJUVKhe7Za\\_1r3QDEmGKvI2inpD8jIaAr9sEALw\\_wcB](https://rozetka.com.ua/mykronoz_zefit4_hr_0301046/p41003864/?gclid=Cj0KCQjwjOrtBRCCARIsAEq4rW5UZ4c2YN_2oHr51YqEQfEtaTJUVKhe7Za_1r3QDEmGKvI2inpD8jIaAr9sEALw_wcB)— Назва з екрану.
3. Інтернет-магазин "тріА" [Електронний ресурс] Режим доступу—. <https://aaa2013.com.ua/p745612274-fitness-braslet-pulsometr.html>— Назва з екрану.
4. Фотоплетизмографія [Електронний ресурс]— Режим доступу: file:///E:/папка/Нова%20папка/MNTK\_2018\_2018\_Karatsila\_R\_I-Application\_of\_photoplotismography\_200-201.pdf
5. Методы и аппаратура для диагностики состояния сердечно-сосудистой системы по характеристикам пульсовой волны [Електронний ресурс] Режим доступу—. [https://www.sgu.ru/sites/default/files/method\\_info/2016/metody\\_i\\_apparatura\\_dlya\\_diagnostiki\\_sostoyaniya\\_serdechno-sosudistoy\\_sistemy\\_po\\_harakteristikam\\_pulsovoy\\_volny.pdf](https://www.sgu.ru/sites/default/files/method_info/2016/metody_i_apparatura_dlya_diagnostiki_sostoyaniya_serdechno-sosudistoy_sistemy_po_harakteristikam_pulsovoy_volny.pdf)
6. habr [Електронний ресурс] Режим доступу—. Назва з екрану. [https://habr.com/ru/company/darta\\_systems/blog/377197/%20%20%20%20](https://habr.com/ru/company/darta_systems/blog/377197/%20%20%20%20)
7. Н.П. Криворотов Міжелектронні сенсори тиску/ Т.І. Ізаак, Ю.Г. Свинолугов, С.С. Щиголь Міжелектронні сенсори тиску //УДК 621.382.2: 531.7877.8
8. Г.И. Лурье/ Датчики давления для общепромышленного применения [Електронний ресурс] — Режим доступу: <http://www.manometer.com/lematt/r174-1/pdf>.
9. Тензорезисторы. Энциклопедия АСУ ТП [Електронний ресурс] — Режим доступу: <http://engineering-solutions.ru/ultrasound/piezomaterials/>

## ВИСНОВКИ

Висновки: фітнес-браслети не є високоточними приладами, це лише індикатори; похибка виміру пульсу притаманна всім пристроям; вартість фітнес-браслету не є синонімом точності вимірів; для підвищення точності вимірів необхідно вводити програмно, або запам'ятовувати особистий коефіцієнт кореляції показника пульсу в залежності від фізичного навантаження і умов використання; своєчасне поновлення програмного забезпечення фітнес-браслетів дозволяє отримати додаткові функції і підвищити точність виміру.

1. Фітнес браслети не є високоточними приладами, це лише індикатори
2. Похибка виміру пульсу притаманна всім пристроям і може сягати  
 $\pm 30\%$
3. Точність вимірів можна підвищити поєднавши в одному пристрої датчі, що працюють на різних принципах. Можливо це дозволить перевести апарат вимірювання пульсу в розряд вимірювачів.
4. Програмне забезпечення апарату пульсової діагностики повинне дозволяти індивідуальні налаштування для кожного користувача
5. Оскільки на точність вимірів впливають умови вимірів ( положення браслету на руці людини відносно кровоносних судин, положення руки піддослідного, наявності забруднень як на руці так і на фітнес-браслеті, татуювань, густини волосяного покриву, стану і товщини шкіри і судин, повноти людини, програми обробки і аналізу отриманої інформації) необхідно ретельно дотримуватись процедури.
6. Умови завдання виконані в повному обсязі

Полонська Н.О. РІ-81МП, 2019

## ДОДАТОК А

## ПОРІВНЯННЯ ПРИСТРОЇВ ПУЛЬСОВОЇ ДІАГНОСТИКИ

*Полонська Н.О., магістрант; Попсуй В.І., ст. викладач.*

*Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна*

У сучасному світі надзвичайно багато факторів, які впливають на здоров'я людини. Для точного діагнозу важлива коректна діагностика. Останнім часом на ринку з'явилися мобільні пристрої, що дозволяють користувачу отримати оперативну інформацію про пульс людини. Більшість таких пристроїв мають додаткові функції (годинник, крокомір, витрачені калорії, артеріальний тиск, вміст кисню в крові, моніторинг сну, розумний будильник, модуль GPS, інформація про дзвінки і повідомлення та ін.)

В роботі проведений порівняльний аналіз пристроїв пульсової діагностики – фітнес-браслетів. Найпоширенішим для мобільних пристроїв є метод оптичної плетизмографії, який базується на вимірюванні інтенсивності (фази) відбитого від судин лазерного променю рис.1[1]. Інтенсивність відбитого променю зменшується при наповненні судин під час дії пульсової хвилі і збільшується під час паузи. Для вимірювання пульсу зазвичай вибирається довжина хвилі 525 нм, зелений колір (OSRAM SFH 7050 – Photoplethysmography Sensor), з інтенсивним поглинанням судинами. Подібний датчик найчастіше використовується у смарт-годинниках і фітнес-браслетах. Перша комерційна реалізація – годинник Mio Alpha з модулем датчика від компанії Philips. Компанії Mio, Garmin, Apple та ін. мають свої сучасні датчики. У дорогих конструкціях використовують жовтий червоний і зелений світлодіоди одночасно або в комбінаціях. Майже всі сучасні фітнес-браслети і смарт-годинники базуються на приведеному методі. Смарт-годинники налічують більше функцій і дорожчі.



Точність вимірювання пульсу методом оптичної плетизмографії залежить від численних факторів: конструкції датчика, положення браслету на руці людини відносно кровоносних судин, положення руки підослідного, наявності забруднень як на руці так і на фітнес-браслеті, татуювань, густини волосяного покриву, стану і товщини шкіри і судин, повноти людини, програми обробки і аналізу отриманої інформації. Для зменшення похибки виміру виробники рекомендують визначене положення руки користувача (браслет на рівні серця), використання спеціальних гелів, нерухомість під час визначення пульсу. Можливі випадкові помилки і втрата інформації про пульсову хвилю при тимчасовій відсутності контакту датчика з тілом людини і переміщенні фітнес-браслету на руці користувача.

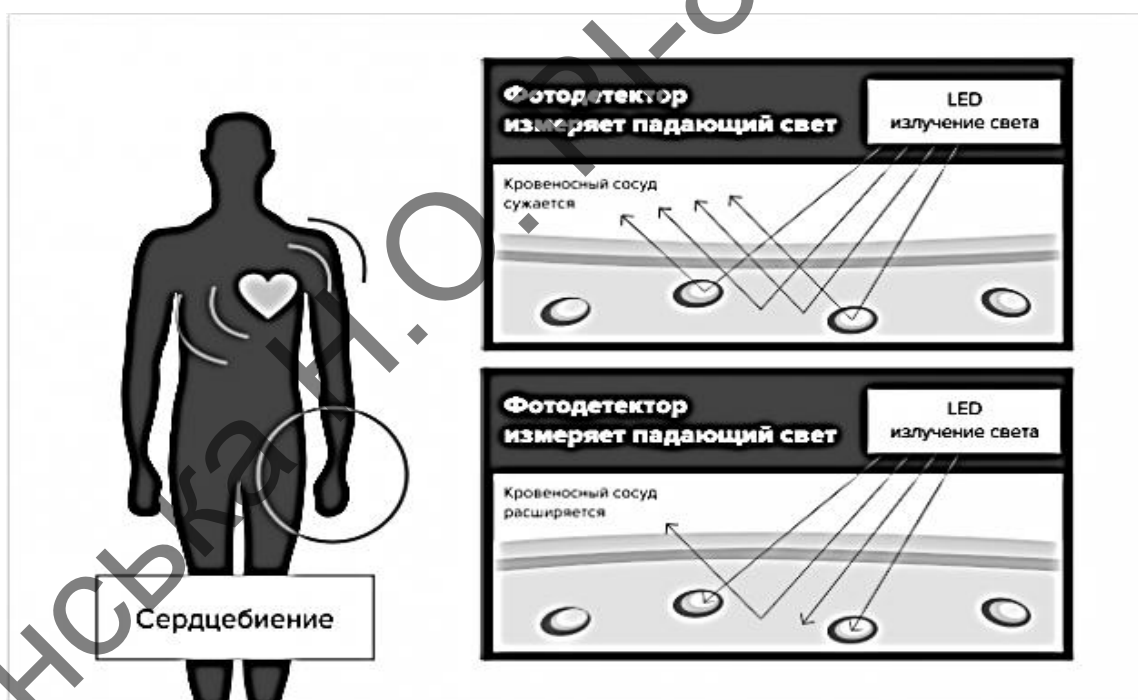


Рисунок 1 – Схема вимірювання пульсу методом оптичної плетизмографії

Для аналізу обрані три фітнес-браслети з рейтингу продаж 2018 р., а саме: Xiaomi Mi Band 2, Mavens fit F1 і ZeFit4 HR MyKronoz, як типові представники виробів з різних цінових категорій. В таблиці представлені лише ті характеристики пристроїв, що відрізняються.

Назва	Ціна, грн	Вага, г	Дісплей	Заявлена точність	Живлення LiPo, мАг	Додаткові функції
Xiaomi Mi Band 2	323	7	OLED 40,3x15,7x x10,5	$\pm 2 \%$	70, 30 діб	Полікарбонат, алюміній
Mavens fit F1	777	5	OLED 40,3x15,7x x10,5	$\pm 3 \%$	90, 5 діб	Керування камерою, пошук, SOS
ZeFit4 HR MyKronoz	1999	17	TFT 45,5x18,6x x9,3	$\pm 2 \%$	80, до 7 діб	Керування камерою, пошук, безпроводна зарядка

В інтернет-мережі багато повідомлень про значну похибку виміру пульсу фітнес-браслетами. Наприклад у 2014 році у науковому журналі Berkeley Science Review вийшла стаття, в якій говорилося, що ризик отримати помилку виміру фітнес-браслетами Fitbit зростає при інтенсивних тренуваннях. Перевірка проводилась науковцями Каліфорнійського політехнічного університету на замовлення юридичної фірми Lieff Cabraser Neimann & Bernstein. Подібні перевірки фітнес-браслетів різних виробників, проведені в інших наукових установах, показали, що у спокійному стані похибка визначення пульсу не перевищує  $\pm 5 \%$  і зростає з фізичним навантаженням користувача за різними оцінками в межах  $\pm 30 \%$ .

Аналіз характеристик фітнес-браслетів показав, що не зважаючи на бренд, точність виміру пульсу в спокійному стані всіх пристроїв майже однакова і достатня для загального використання. Можливість зв'язку з смартфоном дозволяє, при відповідному програмному забезпеченні, проводити цілодобовий моніторинг параметрів людини: накопичувати, зберігати і передавати критичну інформацію лікарю, або сигнал SOS родичам користу-

вача, надавати рекомендації та ін. Додаткові функції не варті заявленої ціни і затребувані обмеженою категорією користувачів.

Висновки: фітнес-браслети не є високоточними приладами, це лише індикатори; похибка виміру пульсу притаманна всім пристроям; вартість фітнес-браслету не є синонімом точності вимірів; для підвищення точності вимірів необхідно вводити програмно, або запам'ятовувати особистий коефіцієнт кореляції показника пульсу в залежності від фізичного навантаження і умов використання; своєчасне поновлення програмного забезпечення фітнес-браслетів дозволяє отримати додаткові функції і підвищити точність виміру.

#### Перелік посилань:

1. c.mi [Електронний ресурс] Режим доступу. – <https://c.mi.com/thread-980410-1-0.html> – Назва з екрану.
2. Rozetka [Електронний ресурс] Режим доступу. – <https://rozetka.com.ua/fitnes-trekery/c4627554/> – Назва з екрану.

#### Анотація

Проведений аналіз можливостей застосування фітнес-браслетів для вимірювання пульсу.

**Ключові слова:** Пристрій пульсової діагностики, фітнес-браслет, вимірювання

#### Аннотация

Проведен анализ возможностей применения фитнес-браслетов для измерения пульса.

**Ключевые слова:** Устройство пульсовой диагностики, фитнес-браслет, измерения.

#### Abstract

Carrying out an analysis of the possibilities of fastening a fitness bracelet for a pulse.

**Keywords:** Pulse diagnosis device, fitness bracelet, measuring.

Полонська Н.О. РІ-81МП, 2019