

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

Радіотехнічний факультет

(повна назва інституту/факультету)

Кафедра радіоконструювання та виробництва радіовиробів

(повна назва кафедри)

«На правах рукопису»  
УДК 621.374.7.017.6  
621.3.082.1

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

Мен Б.А. Меню  
(підпис) (ініціали, прізвище)

«13» 12 2018 р.

Магістерська дисертація

зі спеціальності 172 Телекомунікації та радіотехніка

(код і назва)

зі спеціалізацією Інтелектуальні технології мікросистемної  
радіоелектронної техніки

на тему: Сенсор моніторингу артеріального тиску  
та пристрій на його основі

Виконав (-ла): студент (-ка) 6-го курсу, групи РУ-71а

(шифр групи)

Тончарук Анастасія Вікторівна

(прізвище, ім'я, по батькові)

Керівник К.Т.Н. доц. Адамченко Ю.Ф.

(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

Консультант з охорони праці К.Т.Н. доц. Каштанов С.Ф.

(назва розділу)

(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ініціали)

Рецензент К.Т.Н. доц. Сергійко Ч.О.

(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

Засвідчую, що у цій дипломній роботі  
немає запозичень з праць інших авторів  
без відповідних посилань.

Студент Меню  
(підпис)

Київ – 2018 року

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

Факультет радіотехнічний

Кафедра радіоконструювання та виробництва радіоапаратури

Рівень вищої освіти – другий (магістерський)

Спеціальність 172 – телекомунікації та радіотехніка

Спеціалізація інтелектуальні технології мікросистемної радіoeлектронної  
техніки

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

С.А. Нелін  
(підпис) (ініціали, прізвище)

«06» вересня 2017 р.

ЗАВДАННЯ

на магістерську дисертацію студенту

Тенярук Анастасія Вікторівна  
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема дисертації Сенсор моніторингу артеріального тиску та просторова його основи

науковий керівник дисертації К.М.Н. доц. Агаменко Ю.Ф.  
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від «06» листопада 2018 р. № 4093-с

2. Термін подання студентом дисертації 30 листопада 2018 року

3. Об'єкт дослідження сенсор для моніторингу артеріального тиску (АТ)

4. Предмет дослідження конструкція, параметри та характеристики сенсора для моніторингу артеріального тиску

5. Перелік завдань, які потрібно розробити Розробка технічного завдання. Засоби моніторингу АТ та шийсу. Опис конструкції сенсора на базі датчика для моніторингу АТ та шийсу. Розробка математичної моделі запропонованого сенсора АТ (різні ефекти). Розробка пристрою для моніторингу АТ на основі запропонованого сенсора.

6. Орієнтовний перелік ілюстративного матеріалу електронна  
форма презентації об'єкту не менше  
15 слайдів

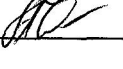
7. Орієнтовний перелік публікацій 2 виступи на конференції

8. Консультанти розділів дисертації

| Розділ            | Прізвище, ініціали та посада консультанта | Підпис, дата                                                                        |                                                                                     |
|-------------------|-------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------|
|                   |                                           | завдання видав                                                                      | завдання прийняв                                                                    |
| з огляду на праці | Жаботинський С.Ф., доц.                   |  |  |
|                   |                                           |                                                                                     |                                                                                     |

9. Дата видачі завдання 30 вересня 2017р.

Календарний план

| № з/п | Назва етапів виконання магістерської дисертації              | Термін виконання етапів магістерської дисертації | Примітка                                                                              |
|-------|--------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------|
| 1.    | Аналіз літературних джерел за темою дослідження              | 01.09.2017 - 30.10.2017                          |  |
| 2.    | Теоретичне дослідження Розробка математичної моделі          | 01.11.2017 - 30.06.2018                          |  |
| 3.    | Розробка пристрою для моделювання АТ                         | 01.07.2018 - 30.09.2018                          |  |
| 4.    | Представлення на захист результатів магістерської дисертації | грудень 2018                                     |  |

Студент

  
(підпис)

А. В. Гончарук  
(ініціали, прізвище)

Науковий керівник дисертації

  
(підпис)

Ю. Ф. Адамчук  
(ініціали, прізвище)

## РЕФЕРАТ

Обсяг пояснювальної записки магістерської дисертації (МД) становить 83 сторінки, які включають в себе 5 розділів, 58 ілюстрацій, 21 таблиць 3 додатки і 21 бібліографічних найменувань за переліком джерел посилань.

**Ключові слова:** артеріальний тиск, неінвазивні методи вимірювання, давач, сенсор, п'єзоелектрик, п'єзорезистор, актуатор, смарт-годинник.

**Актуальність теми дослідження.** Існуючі портативні пристрої моніторингу артеріального тиску (АТ) фіксують тільки динамічну складову АТ (просто появу пульсацій в артерії, тобто різницю між систолічним і діастолічним тиском, а не самі значення цих величин), і не мають можливості зафіксувати статичну (постійну) складову (тобто сталий тиск в артерії), на відміну від звичайних тонометрів. Таким чином, пристрої або не фіксують дійний тиск або потребують додаткового налаштування під конкретну людину. Розроблюваний портативний пристрій, як і стандартні тонометри, дозволить фіксувати дійсний АТ. Таким чином, можна буде слідкувати не тільки за різницею систолічного та діастолічного тиску, але і відслідковувати зміну тиску впродовж тижня чи місяця.

**Мета та завдання.** Метою МД є реалізація вимірювання абсолютних значень АТ компактным пристроєм моніторингу.

**Об'єкт та предмет роботи.** Об'єктом роботи є давач для відстеження АТ.

Предметом виступають конструкція, параметри та характеристики давача для моніторингу АТ.

**Методи дослідження:** математичне та комп'ютерне моделювання давача та пристрою моніторингу АТ.

**Наукова новизна одержаних результатів.** Існуючі оптичні пристрої моніторингу АТ фіксують тільки пульсовий тиск, і не мають можливості зафіксувати статичну (постійну) складову (тобто сталий тиск в артерії). Розроблюваний пристрій дозволить фіксувати будь-який тиск, що є в артерії. Таким чином, можна буде слідкувати не тільки за різницею пульсового тиску, але і відслідковувати зміну тиску впродовж тижня чи місяця.

**Практичне значення одержаних результатів.** Даний пристрій буде непомітним помічником для спортсменів та людей похилого віку. Можливість моніторингу АТ і пульсу, годинник і будильник, попередження різкого підвищення тиску — основні характеристики пропонованого пристрою. Створення в подальшому мобільного застосунку, дозволить зробити пристрій більш привабливим для молодого покоління.

Гончарук, А. В. РІ-71МП, 2018

## ABSTRACT

The master thesis consists of 83 pages, include 5 sections, 58 illustrations, 21 tables, 3 dated and 21 bibliographic titles.

**Key Words:** arterial pressure, non-invasive measurement methods, sensor, piezoelectric, piezoresistor, actuator, smart-clock.

**Relevance of the topic.** Existing portable blood pressure monitoring devices record only the dynamic component of arterial pressure, and do not have the ability to measure the static component (constant pressure in the artery), unlike conventional tonometers. Thus, some devices requires additional customization for a particular person. The developed portable device, as well as standard tonometers, will allow to record true blood pressure. Thus, it will be possible to monitor not only the difference in systolic and diastolic pressure, but also to monitor the change in pressure over a week or month.

**The purpose of research:** realization of blood pressure absolute values measurement by a compact monitoring device.

**Object of research:** sensor for monitoring the blood pressure.

**Subject of research:** design, parameters and characteristics of blood pressure monitoring sensor.

**Research methods:** mathematical and computer modeling of a sensor and a device for monitoring blood pressure.

**Scientific novelty of the obtained results.** Existing optical devices of blood pressure monitoring can capture only pulse pressure, and do not have the ability to fix the static component (constant pressure in the artery). The developed device will record any pressure that is present in the artery.

**The practical value of the results obtained.** This device will be an unobtrusive helper for athletes and the elderly. Monitoring blood pressure and pulse, clock and alarm clock, preventing a sharp increase in pressure — the main device characteristics. Creating mobile application for this device in the future will make it more attractive for the younger generation.

**ПОЯСНЮВАЛЬНА ЗАПИСКА**  
**до магістерської дисертації**

«Сенсор моніторингу артеріального тиску та пристрій на його основі»

Київ — 2018

## ЗМІСТ

|                                                                        |    |
|------------------------------------------------------------------------|----|
| Перелік скорочень.....                                                 | 4  |
| Вступ.....                                                             | 5  |
| 1 Концепція збору інформації про артеріальний тиск людини.....         | 7  |
| 1.1 Огляд методів вимірювання артеріального тиску .....                | 7  |
| 1.2 Огляд існуючих пристроїв для вимірювання артеріального тиску ..... | 12 |
| 1.3 Постановка задачі та обґрунтування концепції .....                 | 18 |
| 1.4 Патентний огляд.....                                               | 21 |
| Висновки за розділом .....                                             | 23 |
| 2 Математичне моделювання давача артеріального тиску.....              | 25 |
| 2.1 П'єзоелектричний актуатор .....                                    | 25 |
| 2.1.1 Математична модель п'єзoeлектрика .....                          | 27 |
| 2.2 П'єзорезистивний сенсор .....                                      | 33 |
| 2.2.1 Математична модель п'єзорезистора конструкції I .....            | 35 |
| 2.2.2 Математична модель п'єзорезистора конструкції II .....           | 43 |
| 2.3 Мостова схема ввімкнення сенсорів .....                            | 49 |
| Висновки за розділом .....                                             | 54 |
| 3 Пристрій для вимірювання артеріального тиску .....                   | 55 |
| 3.1 Конструкції давача артеріального тиску .....                       | 55 |
| 3.2 Конструкції пристрою моніторингу АТ .....                          | 57 |
| Висновки за розділом .....                                             | 61 |
| 4 Розробка стартап-проекту .....                                       | 62 |
| 4.1 Опис ідеї проекту .....                                            | 62 |
| 4.2 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту .....          | 63 |
| 4.3 Розроблення ринкової стратегії проекту .....                       | 65 |
| 4.4 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту .....           | 66 |

|                                                                                                                              |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Висновки за розділом .....                                                                                                   | 68 |
| 5 Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях.....                                                                     | 69 |
| 5.1 Визначення основних потенційно небезпечних та шкідливих виробничих чинників при виконанні магістерської дисертації ..... | 69 |
| 5.2 Технічне рішення та організаційні заходи з безпеки і гігієни праці та виробничої санітарії.....                          | 70 |
| 5.2.1 Відповідність параметрів робочого приміщення санітарним нормам .....                                                   | 70 |
| 5.2.2 Технічні рішення та організаційні заходи щодо забезпечення конкретних умов праці користувачів комп'ютера.....          | 71 |
| 5.2.3 Освітлення робочих місць.....                                                                                          | 72 |
| 5.2.4 Мікроклімат робочої зони.....                                                                                          | 73 |
| 5.2.5 Електробезпека.....                                                                                                    | 74 |
| 5.2.6 Розрахунок електромережі на вимикаючу здатність .....                                                                  | 75 |
| 5.2.7 Виробничий шум.....                                                                                                    | 76 |
| 5.2.8 Безпека в надзвичайних ситуаціях .....                                                                                 | 77 |
| 5.2.9 Обов'язки та дії персоналу у разі виникнення надзвичайних ситуацій .....                                               | 77 |
| 5.3 Пожежна безпека.....                                                                                                     | 78 |
| Висновки .....                                                                                                               | 80 |
| Перелік посилань.....                                                                                                        | 82 |
| Додаток А Технічне завдання .....                                                                                            | 84 |
| Додаток Б Публікації по темі дисертації .....                                                                                | 85 |
| Додаток В Лістинг програми в сериовищі MatLab.....                                                                           | 86 |

## ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ

АТ — артеріальний тиск;

ДАТ — діастолічний артеріальний тиск;

МД — магістерська дисертація;

САТ — систолічний артеріальний тиск;

ПЕ — п'єзоелектрик;

ПР — п'єзорезистор;

Гончарук, А. В. РІ-71МП, 2018

## ВСТУП

Данна робота є продовженням бакалаврської роботи на тему «Портативний пристрій для моніторингу артеріального тиску на зап'ясті» [1].

Доволі розповсюдженим, як серед старшого покоління, так і вже серед молоді, є проблеми з артеріальним тиском — гіпер- та гіпотонія. В такому стані необхідний постійний моніторинг АТ, наприклад, для хворих на гіпертонію важливо вчасно приймати ліки, щоб уникнути кризи через раптовий стрибок тиску.

Сучасні тонометри є стаціонарними, що перешкоджає їх постійному використанню. Навіть портативні тонометри, що закріплюються на плече, не зможуть забезпечити постійний моніторинг АТ через незручність носіння під одягом. Існуючі портативні пристрої у вигляді браслетів, базуються на використанні оптичних давачів, і зазвичай фіксують показники пульсу або тільки динамічну складову АТ (просто появу пульсацій в артерії, тобто різницю між систолічним і діастолічним тиском (пульсовий тиск), а не самі значення цих величин), і не мають можливості зафіксувати статичну (постійну) складову (тобто сталий тиск в артерії), на відміну від стаціонарних тонометрів.

Метою магістерської дисертації (МД) є реалізація вимірювання абсолютних значень АТ компактным пристроєм моніторингу.

Для досягнення поставленої мети необхідно виконати такі задачі:

- розробка концепції збору інформації про АТ людини;
- розробка конструкції сенсора моніторингу АТ;
- математичне моделювання першої складової (ПЕ актуатор) запропонованого давача АТ в середовищі MATLAB;
- математичне моделювання другої складової (тензорезистивний сенсор) запропонованого давача АТ в середовищі MATLAB. Аналіз схем ввімкнення сенсорів;
- аналіз результатів моделювання, висновки та рекомендації;
- проектування компактного пристрою вимірювання АТ середовищі SolidWorks;

— патентні дослідження, оформлення матеріалів для отримання патенту на корисну модель;

— оформлення матеріалів для участі у Sikorsky Challenge. Результати МД доповісти на конференції РТПСАС, на науковому семінарі та підготувати статтю для журналу «Вісник НТУУ «КПІ». Серія Радіо-техніка, Радіоапаратобудування».

Результати дисертації були представлені на конференціях (Додаток Б):

1. Гончарук А. В. Обґрунтування вибору методу вимірювання артеріального тиску для портативного тонометра / А. В. Гончарук, Ю. Ф. Адаменко // Міжнародна науково-технічна конференція «Радіотехнічні поля, сигнали, апарати та системи» online, 20–26 березня 2017 р.: матеріали конференції — 2017. — С. 139–141. Режим доступу: <http://conf.rtf.kpi.ua/ua/2017/2017section3/723-2017-03-19-14-57-33>

2. Гончарук А. В. Моделювання п'єзорезистивного сенсора. / Науковий керівник: Адаменко Ю. Ф. // Студентський науковий семінар «Наукові розробки РТФ'2018». Київ, 3–4 грудня 2018 р.: матеріали семінару — Київ, 2018.

# 1 КОНЦЕПЦІЯ ЗБОРУ ІНФОРМАЦІЇ ПРО АРТЕРІАЛЬНИЙ ТИСК ЛЮДИНИ

Важливим параметром, що характеризує роботу кровоносної системи людини є АТ. Визначається він об'ємом крові, яка перекачується серцем за одиницю часу та опором судинного русла [2]. Значення АТ складається із верхньої та нижньої цифр. Верхня цифра показує величину систолічного тиску (САТ), яка залежить від сили з якою скорочується серцевий м'яз (міокарда) і відображає рівень «виштовхування» крові у момент найбільшого скорочення серця. Чим вищий пульс, тим більший показник САТ в артеріях. Викинутий за одне скорочення (систолу) об'єм крові пересувається і надходить до маленьких судин. Стінки судин створюють опір крові, що пересувається і чим цей опір більше, тим вище нижній або діастолічний тиск (ДАТ), який відповідає фазі розслаблення серця — діастолі. Величина опору судин залежить від еластичності їх стінок. АТ виражається в міліметрах ртутного стовпчика. САТ вважають нормою в межах 100–140 мм рт. ст., а ДАТ — 60–90 мм рт. ст. Різницю між САТ і ДАТ називають пульсовим тиском. Нормальний пульсовий тиск знаходиться в межах від 40 до 50ти мм рт. ст.

На сьогоднішній день для визначення АТ використовують два методи вимірювань — прямий (інвазивний) та непрямий. Розглянемо ці методи детальніше.

## 1.1 Огляд методів вимірювання артеріального тиску

Пряме вимірювання АТ здійснюється через катетор чи канюлю, що вводяться в просвіт артерії [3]. Інвазивний метод застосовується при обстеженні тяжко хворих у лікарнях. Застосування цього методу в домашніх умовах та для постійного моніторингу АТ неможливий, тому в наступних розділах він розглядатись не буде.

Неінвазивні методи передбачають поступову компресію або декомпресію кінцівки або тканини в області артерії і пальпацію артерії біля місця оклюзії [2]. Серед непрямих методів найбільш розповсюджені оклюзійні методи, ультразвукове дослідження руху судинної стінки та доплерівське вимірювання швидкості крово-

току. Останні два методи передбачають тільки амбулаторне обстеження. Оклюзійними методами є аускультативний та осцилометричний методи. Розглянемо методи вимірювання АТ детальніше.

**Доплерівський метод** вимірювання АТ базується на реєстрації потоку крові в артерії за допомогою ультразвуку [4]. Доплерівський давач посиляє сигнал, що віддзеркалюється від тканин. Давач буде реєструвати зсув частоти ультразвукових хвиль. Різниця між випроміненою та отриманою частотою викличе появу свистячого звуку. Це свідчить про те, що кровоток в судині відновився. Цей метод дозволяє зареєструвати тільки значення САТ.

**Аускультативний метод** вимірювання АТ був винайдений у 1905 році російським хірургом Н. С. Коротковим [5]. В основі аускультативного методу лежить так зване вислуховування звуків у організмі, які проявляють себе у певних умовах (поява пульсацій стінок судин при поступовому стравлюванні тиску в манжетці — САТ, завершення пульсацій при повному відкритті артерії — ДАТ. Звуки які ми вислуховуємо можна розділити на п'ять фаз.

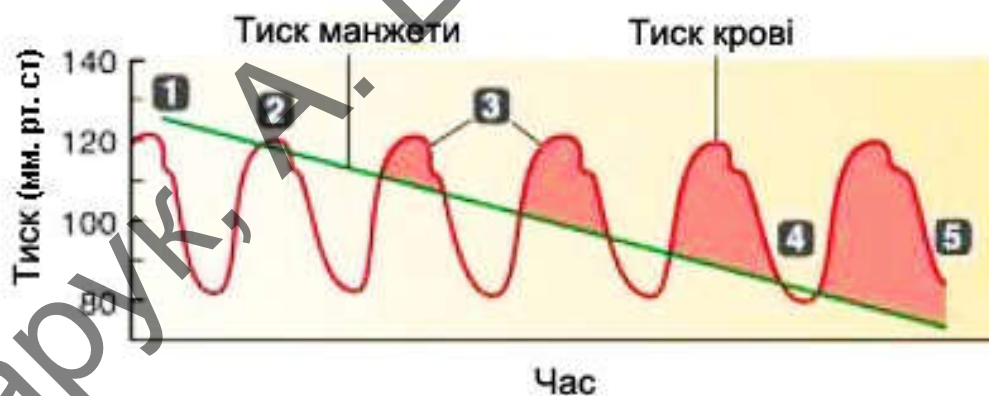


Рисунок 1.1 — Тони Короткова [6]

I — прослуховуються постійні тони, інтенсивність яких зростає по мірі зниження тиску у манжеті. Перший тон визначає значення САТ. II — починає з'являтися поява шум та шарудіння при стравлюванні тиску в манжеті. III — інтенсивність тонів та шумів наростає та досягає максимуму. IV — різке ослаблення тонів, зникає шум. Ця фаза може бути використана для визначення ДАТ у тих пацієнтів,

у яких п'ята фаза відсутня. До цих пацієнтів відносяться діти від 12 до 14 років, вагітні жінки та люди з деякими хворобами. V — повне зникнення тонів. Ця фаза є індикатором ДАТ.

Цей спосіб вимірювання АТ загально визнаний у всьому світі і вважається стандартом точності. Аритмія не стане перешкодою для вимірювання АТ аускультативним методом, так як він має високу стійкість до порушення серцевого ритму.

Перед вимірюванням АТ аускультативним методом, пацієнт повинен відпочити 10–15 хвилин. Також під час вимірювання людині заборонено розмовляти.

До недоліків можна віднести складність вимірювання, для цього необхідні спеціальні навички. Також результат вимірювання залежить від людського фактору. Цей метод не підходить для людей з поганим зором та слухом. При слабких тонах, при «аускультативному провалі» та «нескінченному тоні» правильно зняти показники АТ за допомогою цього методу складно.

**Осцилометричний метод** вимірювання АТ був запропонований Marey у 1876 році [4]. Прилад реєструє пульсації повітряного тиску, які виникають коли кров проходить через здавлену ділянку променевої артерії. В основі цього методу вимірювання лежить обробка кривої тиску. Для визначення АТ будують графік залежності амплітуди пульсацій від тиску в манжеті рис. 1.2.

Графік має назву «осцилометрична крива» або «дзвін». По горизонталі відкладають тиск в манжеті, зліва на право. А по вертикалі — відповідне значення амплітуди пульсацій. Форма «дзвона», не дивлячись на її зміну від користувача надзвичайно точно індифікує рині АТ. При дотриманні умов вимірювання АТ «дзвін» має чітко виражений максимум — середнє АТ. Пульсації, що починають різко зростати, при декомпресії відповідають САТ (ліва частина «дзвону»), починають різко знижуватись — ДАТ (права частина «дзвону»). Сьогодні метод є доволі розповсюдженим в автоматичних вимірювачах тиску.

На відміну від аускультативного вимірювання АТ цей метод не залежить від індивідуальних особливостей людини, що проводить вимірювання. Він стійкий до шуму, що дозволяє використовувати його навіть у кабіні гвинтокрила.

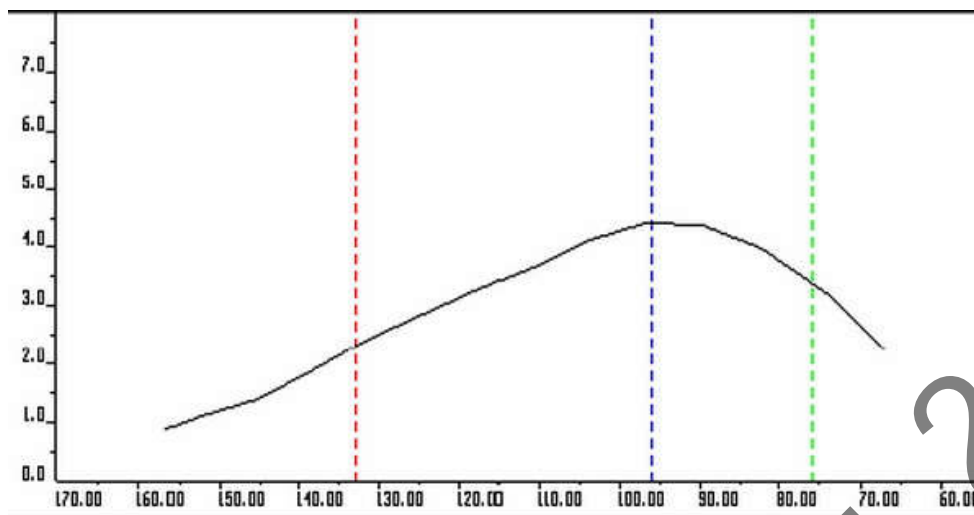


Рисунок 1.2 — Осцилометрична крива [4]

Осцилометричний метод дозволяє визначити АТ при слабких тонах Короткова, при «аускультативному провалі» та «нескінченному тоні» на відміну від аускультативного методу.

До недоліків методу можна віднести низьку стійкість до рухів руки. Також недостовірні результати можуть бути у людей з вадами серцево-судинної системи.

**Ультразвуковий метод** визначення АТ полягає в тому, що момент урівноваження тиску в артерії та в манжеті визначаються за величиною переміщення стінки артерії, яка контролюється за допомогою ультразвукового датчика [4]. За допомогою доплерівського ефекту можна виявити рух стінок артерії, коли вони раптово відкриваються і закриваються при кожній пульсації крові. Перевагою такого методу є те, що отримані результати наближені до результату вимірювання за допомогою інвазивного методу. Також цей метод можна використовувати на пацієнтах, що знаходяться в шоківому стані, коли використання прямого методу неможливе.

Для повної картини розглянемо особливі ситуації, що виникають при вимірюванні АТ:

— в період між САТ і ДАТ можливе повне зникнення тонів на якийсь проміжок часу. Цей період називають аускультативним провалом — тимчасова відсутність звуку між I та II фазами тонів Короткова. Він може тривати до 40 мм рт. ст. Аускультативний провал залежить від ДАТ, чим більший ДАТ, тим більша вірогідність провалу. У зв'язку з цим значення САТ можуть не відповідати двійності;

— за відсутності V фази тонів Короткова говорять про безкінечний тон. Ця ситуація можлива у вагітних та людей з лихоманкою, через високий серцевий викид крові. ДАТ визначається на початку IV фази тонів Короткова;

— у людей похилого віку стінки плечової артерії потовщуються та ущільнюються, що призводить до її твердості (ригідності). Для стиснення такої артерії необхідно більше тиску в манжеті. У такому випадку діагностується псевдогіпертензія — хибне завищення АТ. Вона визначається шляхом пальпації пульсу на променевої артерії. При цьому пульс пацієнта можна визначити після тиску, що перевищує ДАТ. У такому випадку визначити істинне значення АТ дозволяє тільки інвазивний метод;

— великий діаметр плеча. Для пацієнтів з діаметром манжети більше 41 см, точне вимірювання АТ може бути неможливе. В такому випадку аускультативний метод вимірювання АТ буде більш точним.

Також існують безманжетні методи вимірювання АТ.

В основі фотоплетизмографічного (оптичного) методу [7] лежить давач, що складається з світлодіоду та фотодіоду. Перший служить джерелом світла, а другий — фотоприймачем.

Світлодіод випромінює світло, яке проходить через тканину людини. При цьому світло частково поглинається шкірою, кров'ю, м'язами і потрапляє на фоточутливий елемент. Інтенсивність світла що проходить через палець змінюється зі зміною об'єму крові. При збільшенні тиску збільшується об'єм крові тобто потік світла зменшується. Світло— та фотодіод по відношенню один до одного можуть розташовуватись двома способами — «на просвіт» та «на відбиття» рис 1.3. У першому варіанті джерело та приймач розташовуються по різні боки один від одного.

Світло з джерела проходить скрізь тканину та потрапляє в фотодіод. У другому варіанті діоди розташовуються на одній площині. Світло, що випромінює джерело потрапляє на шкіру, частково поглинається і відбиваючись потрапляє на фотоприймач.



Рисунок 1.3 — Метод фотоплетизмографії

Опір фотодіода можна вважати обернено пропорційним рівню кров'яного тиску людини. Можна вважати, що максимальний опір фотодіода відповідає систолі, а мінімальний — діастолі. Але інтенсивність світла, що проходить крізь тканину не дозволяє точно оцінити рівні САТ і ДАТ.

## 1.2 Огляд існуючих пристроїв для вимірювання артеріального тиску

Розглянемо засоби вимірювання АТ, що включають в себе методи наведені в розділі 1.1.

Механічний тонометр з фонендоскопом є пристроєм для вимірювання АТ за методом Короткова. Для вимірювання АТ осцилометричним методом використовують електронні, тобто автоматичні тонометри, які вимірюють тиск на плечовій артерії та зап'ясті людини. Фотоплетизмографічний метод застосовується в так званих фітнес-трекерах (фітнес-браслетах), закріплюються на зап'ясті. Вони дозволяють вимірювати не тільки АТ, а й підраховувати кількість пройдених кроків, слідкувати за фазами сну, визначати пульс та інше.

В наступному розділі зробимо конкретний огляд пристроїв та їх параметрів, що базуються на розглянутих методах.

В основі механічний тонометра *MediTech MT-10* з стетоскопом [8] аускультативний метод вимірювання АТ рис. 1.4.

Принцип його роботи полягає в тому, що пацієнту на плече накладається механічна манжета та щільно фіксується таким чином, щоб під неї можна було просунути один палець.



Рисунок 1.4 — Механічний тонометр з фонендоскопом [8]

Голівка стетоскопу кладеться на плечову артерію в місці згину ліктя. Далі, за допомогою помпи у манжету нагнітається повітря. Нагнітання повітря здійснюється на 30 мм рт. ст. вище ніж значення при якому перестає прослуховуватись пульс людини. Використовуючи спеціальний клапан повітря в манжеті починають стравлювати і одночасно з цим прослуховуючи тони Короткова. САТ і ДАТ визначають згідно класифікації тонів наведену у розділі 1.1.

Діапазон вимірювань тиску повітря в компресійній манжеті складає 20–300 мм рт. ст. розмір дорослої манжети на окружність плеча 254–406 мм. Похибка вимірювання в діапазоні 60–240 мм рт. ст.  $\pm 3$  мм рт. ст. Коштує тонометр 17\$.

До переваг механічних тонометрів можна віднести високу точність вимірювання, що майже співпадає з точністю вимірювань за допомогою прямого методу[8], довговічність та невисоку ціну. Крім того сфігмоманометри можна застосовувати при шоківому стані пацієнтів у лікарнях, що неможливо при прямому ме-

тоді. Так як в них застосовується індикація руку стінок судин, то непотрібно шукати потік крові. Але є й недоліки, точність виміру залежить від людини, яка проводить вимірювання. Неодноразово проводились експерименти, де у одного і того ж пацієнта вимірювали тиск різні люди. Так, були виявлені розбіжності в результатах. Також існує проблема з невірним вибором ширини манжети. Для дітей та худих людей бажано використовувати манжету з меншою шириною. Відповідно для тучних людей манжета повинна бути широкою. Якщо манжета підібрана невірно, результати вимірювання будуть спотвореними, при вузькій — завищені, при дуже широкій — занижені.

В основі автоматичного тонометра *AND UA-888E* [9] осцилометричний метод вимірювання АТ рис. 1.5.



Рисунок 1.5 — Тонометр *AND UA-888E* [8]

Працює в діапазоні вимірювань: тиску від 0 до 280 мм рт. ст.; пульс: від 40 до 200 ударів/хв. Похибка вимірювання АТ складає  $\pm 3$  мм рт. ст., пульсу —  $\pm 5\%$  від показників. Манжета для рук з огином плеча 22–33 см. Компресія та декомпресія відбуваються автоматично. Такий тонометр коштує 35\$.

Електронний тонометр на зап'ястя *Omron R2* [9] рис 1.6 працює в діапазоні вимірювань: тиску 0–299 мм рт. ст.; пульс: 40–180 ударів/хв. Похибка пристрою при вимірювання АТ складає  $\pm 3$  мм рт. ст, пульсу —  $\pm 5\%$ . Компресія відбувається

автоматично за допомогою електричного насосу, декомпресія — швидке автоматичне стравлювання повітря. Коштує тонометр близько 45\$.

Принцип роботи такий самий як і у механічного тонометра. Повітря поступово стравлюється, при цьому в манжеті з'являються слабкі пульсації. Пульсації в манжеті виникають через пульсації тиску крові в артерії. При зниженні тиску в манжеті проводиться аналіз амплітуди цих мікропульсацій рис. 1.2.



Рисунок 1.6 — Тонометр на зап'ястя *Omron R2* [9]

Автоматичні тонометри є досить зручними. Перевагами є великий екран; вимір тиску можна проводити не знімаючи одяг — результат буде вірним. Вимірювання можна проводити при наявності «аускультативного провалу» чи слабких тонах Короткова. Ця методика дозволяє проводити вимірювання добово та визначати АТ не тільки на плечовій артерії, а також на всіх кінцівках людини. Наприклад, реєстрація АТ на зап'ясті. Метод має підвищену стійкість до рухів людини. До мінусів даного пристрою можна віднести часту зміну батарейок, менший строк служби приладу, вимагає безпосереднього контакту манжети зі шкірою пацієнта.

Компанія *Omron* [10] на початку року презентувала розумний годинник *Heart-Guide* рис 1.7. Це перший сфігмоманометр (тонометр), що виглядає як звичайний смарт-годинник. Виробник обіцяє таку ж точність вимірювання АТ, як і звичайним тонометром.

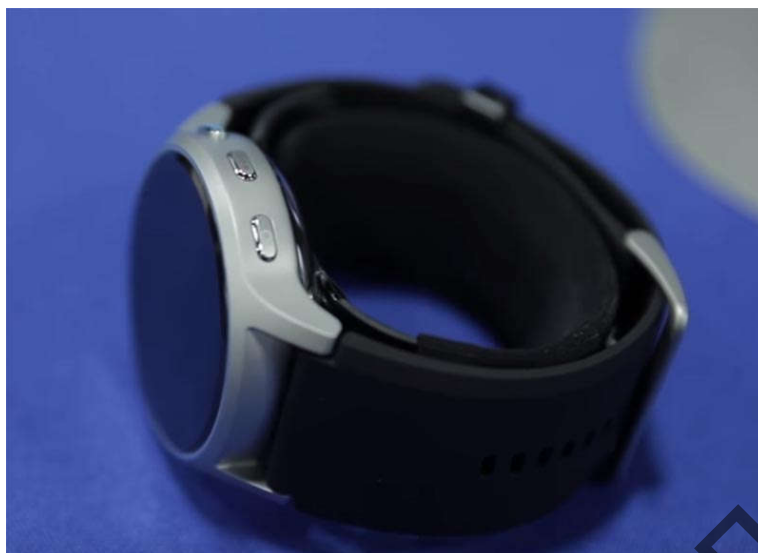


Рисунок 1.7 — Розумний годинник *Omron HeartGuide*

Такої точності досягли за допомогою спеціального ремінця шириною 25 мм. Під час вимірювання він роздувається на руці, як звичайна манжета. Це дає можливість реєструвати АТ методом осцилометрії. Окрім АТ гаджет може рахувати кроки, калорії, давати оцінку якості сну та повідомляти про дзвінки та повідомлення зі смартфона. Годинник потрібно буде заряджати раз в 7-10 днів. Коштувати він буде близько 350\$ Поки що пристрій чекає на схвалення *FDA* (Управління з контролю якості харчових продуктів та лікарських препаратів).

Смарт-браслети *Mifone L18 37 Degree* [11] рис. 1.8, *Smartch Smart Band* [12] рис 1.9 вимірюють артеріальний тиск за допомогою оптичного датчика.



Рисунок 1.8 — Смарт-браслет *Mifone L18 37 Degree*

В обох випадках два датчики розміщені на одній площині під корпусом фітнес-браслета і працюють на відбиття.

Перший також вимірює кількість пройдених кроків, моніторить фази сну. Ємність батареї такого пристрою 157 мА, коштує він 30\$.

Другий фітнес-трекер крім вимірювання АТ має шагомір, може зробити автоматичний виклик, підрахувати кількість пройдених кроків, відслідкувати якість сну людини. Коштує такий пристрій 15\$.



Рисунок 1.9 — Фітнес-браслет *Smartch Smart Band*

Компанією *ASUS* [13] у цьому році був представлений смарт-годинник *VivoWatch BP* рис. 1.10. В основі годинника фотоплетизмографічний (оптичний) метод вимірювання АТ а також електрокардіографічний (ЕКГ) датчик. Щоб виміряти тиск необхідно перевести годинник у режим вимірювання АТ та утримувати кінчик пальця срібній кнопці розташованій справа від екрану 15–20 секунд. Також смарт годинник вимірює частоту серцевих скорочень, якість сну, розрізняє звичайну діяльність людини від тренувань.

При нормальній роботі без підзарядки годинник протримається 28 днів. Такий пристрій буде коштувати близько 169\$. Поки годинник не отримав схвалення міністерства охорони здоров'я США.



Рисунок 1.10 — Смарт-годинник *ASUS VivoWatch BP*

Як бачимо, в основі роботи багатьох смарт-годинників та фітнес-браслетів лежать оптичні давачі, тобто метод фотоплетизмографії. Недоліком оптичних давачів є висока чутливість до шуму, коли нетісний контакт між давачем і шкірою призводить до забруднення та/або насичення оптичного давача та неможливість точно визначити значення САТ і ДАТ.

Всі інші фітнес-трекери представлені на ринку вимірюють пульс, наприклад, за допомогою п'єзо сенсора і до реєстрації значень АТ не мають ніякого відношення.

### 1.3 Постановка задачі та обґрунтування концепції

Існуючі пристрої представлені на ринку вимірюють пульсовий тиск рис 1.11, що в повній мірі не дає чітке уявлення про АТ.

В основу МД поставлено задачу створити такий давач для реєстрації АТ, що дозволить фіксувати динамічну та статичну складові артеріального тиску рис 1.12.

Таким чином, можна буде слідкувати не тільки за пульсовим тиском, але і відслідковувати зміну тиску впродовж певного періоду.

Поставлена задача вирішується тим, що давач АТ буде складатися з двох частин. Перша частина — виконавчий механізм (актуатор), призначений для створення надлишкового тиску на артерію.

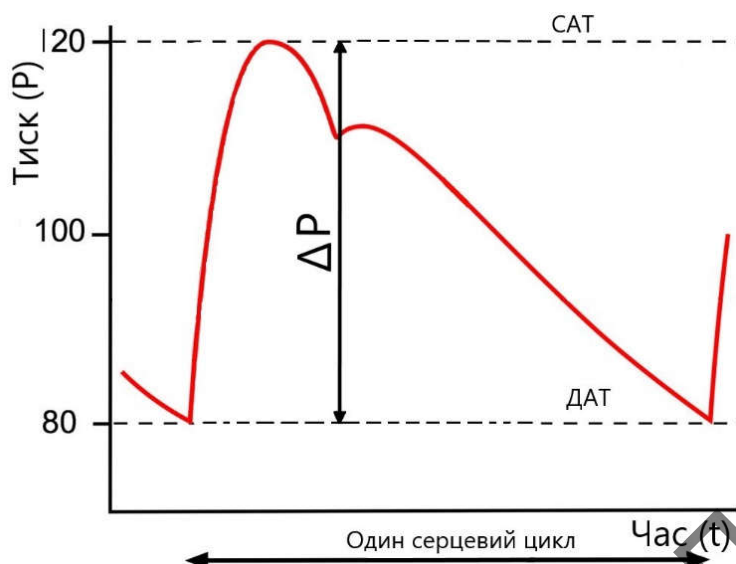


Рисунок 1.11 — Вимірюваний АТ типових портативних пристроїв

Друга — сенсор, який буде фіксувати появу/зникнення пульсацій на стінках артерії. Як перший елемент пропонується використати ПЕ актуатор, а в якості другого — ПР сенсор.

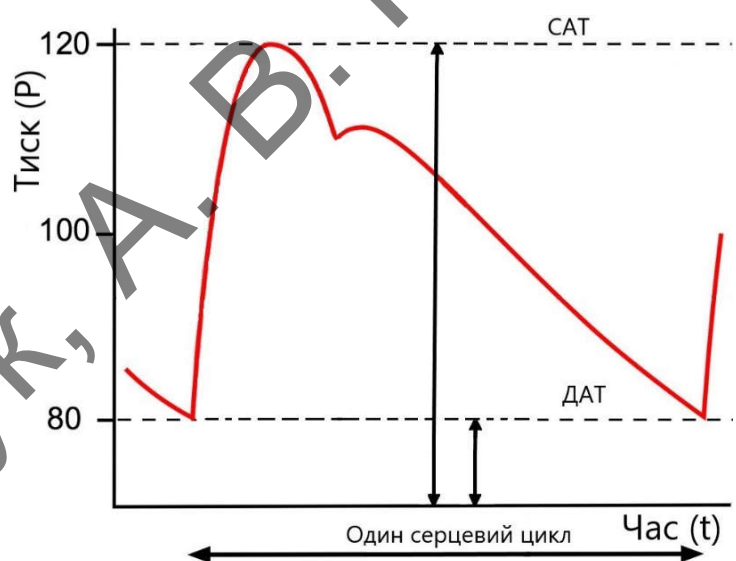


Рисунок 1.12 — Вимірюваний АТ стаціонарних тонометрів та розроблюваного пристрою

Загальний вигляд конструкції сенсора АТ показано на рис. 1.13. Давач містить основу 1, на якій розташовані всі елементи. В загальному вигляді давач реалізується у формі циліндра, п'єзоелектричний багатошаровий актуатор 2 до внутрішньої частини якого прикріплюється мембрана 3 з розміщеними на ній чотирма ПР

сенсорами 4. ПР сенсори 4 пропонується під'єднувати за допомогою мостової схеми включення, а сигнал виводити за допомогою провідників 5.

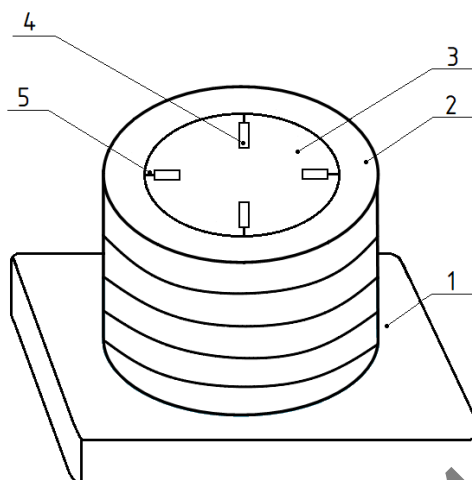


Рисунок 1.13 — Загальний варіант конструкції сенсора АТ

Принцип роботи запропонованого давача. Вимірювання необхідно проводити на променевій артерії зап'ястя людини. Стиснення артерії здійснюється за допомогою ПЕ актуатора (крива I на рис. 1.14) до тиску на 10–20 мм рт. ст. вище того, при якому перестає прослуховуватися пульс на променевій артерії. Після чого, тиск створюваний ПЕ актуатором, на артерію поступово зменшується.

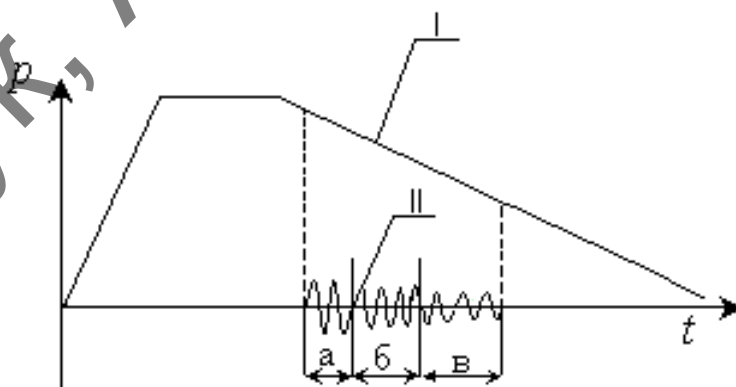


Рисунок 1.14 — Графік ілюстрації принципу роботи запропонованого пристрою

При зниженні тиску починають з'являтися чіткі пульсації (ділянка а кривої II на рис.1.14), що обумовлені вібрацією стінок артерії безпосередньо на ПЕ актуатор

під дією потужних поштовхів крові, які проходять крізь стиснуту ділянку артерії тільки в моменти скорочення серця (систולי).

Пульсації деформують мембрану, що фіксується ПР сенсорами. Значення тиску, що створює ПЕ актуатора в цей момент відповідатиме значенню САТ. При подальшому зниженні тиску пульсації доповнюються шумами (ділянка б на рис. 1.14), обумовленими турбулентним плином крові через частково стиснуту ділянку артерії. Потім шуми зменшуються і знову прослуховуються чисті пульсації (ділянка в на рис. 1.14). Ці пульсації швидко згасають, в артерії встановлюється ламінарний плин крові. Момент різкого ослаблення пульсацій фіксується за допомогою мембрани з ПР сенсорами і в цей час визначається ДАТ. Обробку даних з ПР сенсорів та управління роботою ПЕ актуатора пропонується виконувати за допомогою мікроконтролера або мікрокомп'ютера.

#### 1.4 Патентний огляд

У патенті *Transducing pressure to a non-invasive pulse sensor* [14] було розглянуто варіант давача є варіант конструкції сенсора АТ. Конструкція включає в себе ПР давач, виконаний у вигляді тонкої мембрани прикріпленої до підложки рис. 1.15.

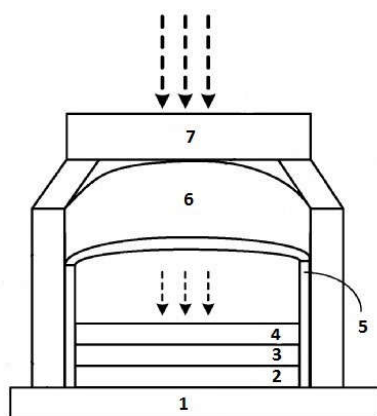


Рисунок 1.15 — Давач тиску з гнучкою кришкою: 1 — підложка; 2 — прогин площини; 3 — давач тиску; 4 — шар гелю; 5 — твердий провідник; 6 — струмопровідне середовище; 7 — інтерфейс частина призначена для користувача.

Такі давачі базуються на принципі зміни електричного опору при деформації ПР. Вони являють собою мембрану з монокристалічного кремнію з ПР, підключеними в міст Уінстона. Резистори розміщують на мембрані таким чином, щоб поздовжні і поперечні коефіцієнти тензочутливості були різних знаків, тоді і зміни опорів резисторів будуть протилежними. Основною перевагою цих давачів є висока характеристика стабільності та стійкість до впливу ударних і знакозмінних навантажень.

Недоліком цього рішення є те, що пристрій моніторингу АТ фіксує тільки динамічну складову АТ (тобто просто появу пульсацій в артерії), і не має можливості зафіксувати статичну (постійну) складову (тобто сталий тиск в артерії). Зазвичай тензOMETричні давачі використовуються в якості давачів пульсу, а не АТ.

У патенті *Method and device for monitoring blood pressure* [15] застосовується ПР давач тиску *Foxboro/ICT Model 1865* рис. 1.8.

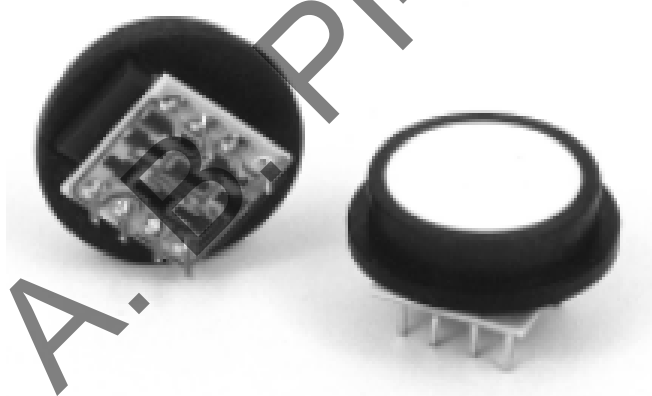


Рисунок 1.8 — Давач тиску *Foxboro/ICT Model 1865*

Пристрій складається з двох частин рис. 1.9: годинника 1 з давачем 9 та калібратора 11. Годинник 1 включаючи нижню поверхню 2 з'єднаний із гнучким резиновим ремінцем 3, що включає в себе радіальним ремінець 4 та ліктьовий ремінець 5. Давач 8 закріплений на основі 7 та розміщений на ремінці. Розмір ремінця регулюється стрічкою–липучкою 6. Задача першого підібрати пульсовий тиск на променевій артерії для калібрування та розрахунку значень артеріального тиску в програмі.

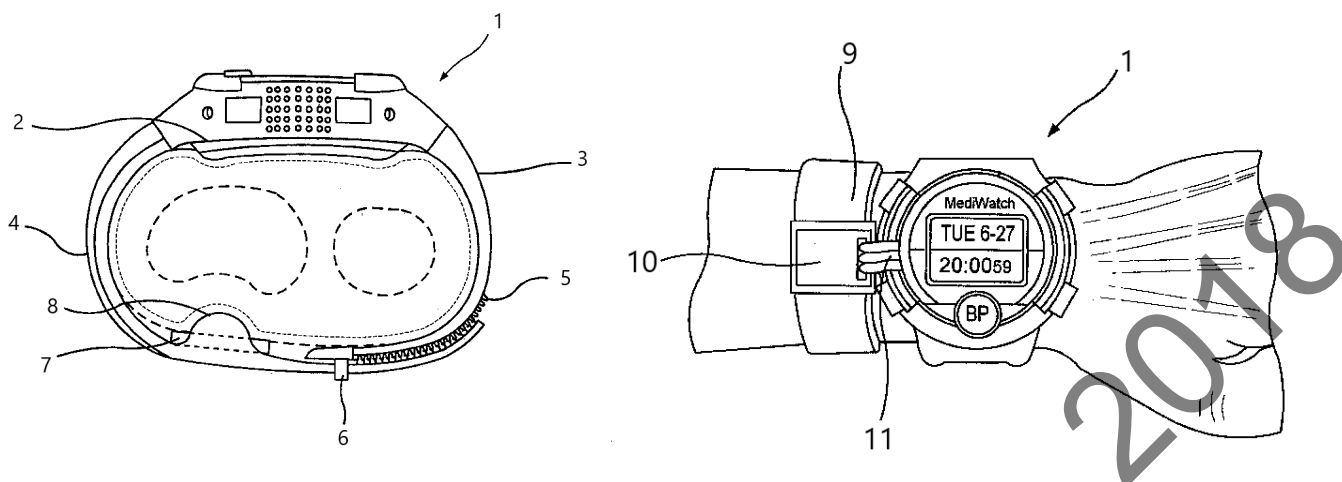


Рисунок 1.9 — Годинник для вимірювання АТ запропонований в патенті

Калібратор 10 призначений для визначення абсолютного тиску з використанням звичайної манжети. Окремий браслет 9 розміщений на руці користувача поряд із годинником 1. Браслет 9 — це манжета, що автоматизовано наганняє та стравлює повітря вимірюючи АТ. Калібратор 9 не має екрану, данні з нього відразу обробляються мікропроцесором та завантажуються на годинник через триконтактний вихід 11.

До недоліків можна віднести необхідність використання додаткового обладнання. Манжета на зап'ясті людини, у вигляді калібратора, створюватиме незручності при постійному використанні такого пристрою. Є необхідність об'єднання двох пристроїв в один для зручного використання споживачем.

### Висновки за розділом

Найбільш точні значення АТ можна отримати при використанні автоматичних тонометрів, що базуються на осцилометричному методі вимірювання. Але такі пристрої мають великі габарити в порівнянні зі смарт-годинниками та не дають можливості постійного моніторингу АТ.

Використання запропонованого давача у складі пристрою моніторингу АТ дозволить реєструвати значення САТ і ДАТ та цілодобово слідкувати за показниками АТ не відриваючись від роботи чи відпочинку.

Розроблюваний портативний пристрій, як і стандартні тонометри, дозволить фіксувати дійсний артеріальний тиск. Таким чином, можна буде реєструвати

не тільки значення пульсового тиску, але і відслідковувати зміну тиску впродовж тижня чи місяця.

Виходячи з патентного огляду конструкцію давача [14] можна вдосконалити. Пропонується всередину давача встановити ПЕ актуатор, що створюватиме тиск на променеву артерію, та ПР сенсор, який буде фіксувати появі та зникнення пульсацій на стінках артерії. Якщо фіксувати смарт-годинник так, як пропонується в [15], то можливо створити принципово нову конструкцію неінвазивного вимірювача АТ.

## 2 МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ДАВАЧА АРТЕРІАЛЬНОГО ТИСКУ

Так як конструкція давача АТ складається з двох частин, ПЕ актуатора та ПР сенсора, промодельюємо кожну складову окремо.

### 2.1 П'єзоелектричний актуатор

Розрізняють прямий та зворотній п'єзоефект [16]. При прямому ефекті, коли зовнішня сила діє на поверхню ПЕ, на його поверхні виникає електричний заряд (рис. 2.1).

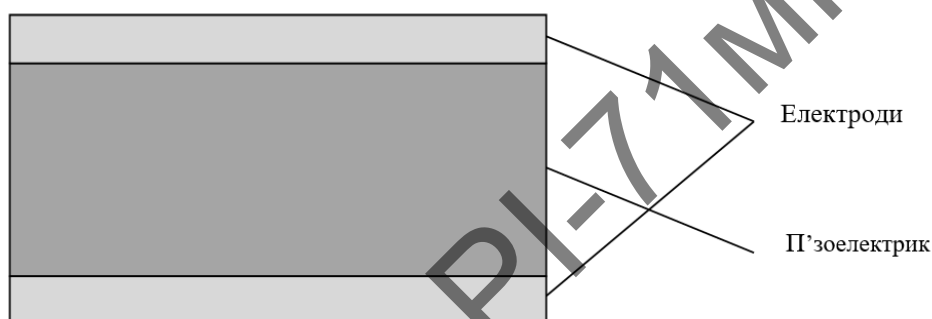


Рисунок 2.1 — П'єзоелектричний чуттєвий елемент

На електродах, що розташовані на ПЕ, при створенні на ньому механічного тиску з'являється електрична напруга. В свою чергу при зворотному ефекті, якщо на металеві електроди подати електричну напругу, то ПЕ змінить свою форму. Властивості ПЕ, його розмір та форма, напрямок електричного та механічного збудження впливають на зв'язок між прикладеною до нього силою та його результуючою відповіддю.

На рис. 2.2 показані різні напрямки та осі орієнтації ПЕ. Осі 1, 2 та 3 відповідають осям  $X$ ,  $Y$ ,  $Z$  відповідно. Осі 4, 5, та 6 — осі обертання. Вісь 3 показує напрямок поляризації, вона встановлюється під час виробництва шляхом високої напруги, що створюється між електродами.

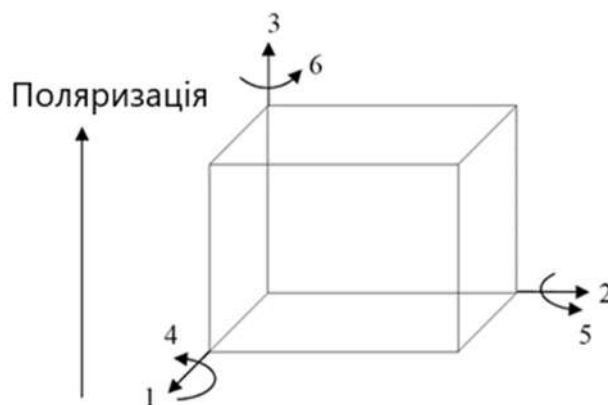


Рисунок 2.2 — Напрямок та орієнтація осей ПЕ

Відносна діелектрична проникність описується співвідношенням:

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

де  $\epsilon_{33}^{T(S)}, \epsilon_{11}^{T(S)}$  — діелектрична проникність матеріалу;  $\epsilon_0$  — діелектрична проникність вакууму  $\epsilon_0 = 8,85 \times 10^{-12} \frac{\Phi}{\text{м}}$ .

Верхній індекс  $T$  вказує на визначення діелектричної проникності на не стиснутому ПЕ,  $S$  — на стиснутому. Перший нижній індекс вказує на напрямок зміщення, другий — на напрямок електричного поля.

Відносна діелектрична проникність визначається:

$$\frac{\epsilon_{ij}^{T(S)}}{\epsilon_0} = \frac{tC}{\epsilon_0^2 S},$$

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;  $C$  — площа електроду,  $\text{м}^2$ ;  $S$  — ємність,  $\Phi$ .

Резонансна частота:

$$f_0 = \frac{c}{2t},$$

де  $c$  — швидкість звуку в матеріалі,  $\frac{\text{м}}{\text{с}}$ .

Коефіцієнти електромеханічного зв'язку  $k_p$ ,  $k_{33}$ ,  $k_{15}$ ,  $k_t$  і  $k_{31}$  описують здатність ПЕ перетворювати механічну енергію в електричну і навпаки. Індекс показує відносні напрямки електричних та механічних коливань та їх різновид.  $k_p$  — описує зв'язок електричної та механічної енергії у тонкому диску, що поляризується по товщині. Коливання відбуваються у радіальній площині.  $k_{31}$  — описує прямокутну пластину, електроди нанесені по довжині поверхні. Коливання відбуваються по довжині в бік розтягнення та стиснення.  $k_t$  — описує тонкий диск чи пластину та визначає розтяг та стиснення по товщині.  $k_{33}$  — описує прямокутну пластину, коли електроди розташовані на її кінцях. Розтяг та стиснення відбувається по довжині. Зсув по товщині описує  $k_{15}$ .

Пружна піддатливість  $\varepsilon_{33}^{T(S)}$  та пружна жорсткість  $C_{ij}^{E,D}$  характеризують властивості ПЕ. Перша визначає величину деформацій під дією прикладеної механічної напруги. В різних напрямках жорсткість різна, тому вказують електричні та механічні умови. Верхній індекс  $E$  вказує на постійне електричне поле,  $D$  — на постійне електричне зміщення (індукцію). Перша цифра вказує на напрямок деформації, друга — напрямок механічної напруги.

П'єзоелектричний модуль

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

де  $\Delta x_s$  — зміна товщини пластини, м;  $U_s$  — прикладена напруга, В.  $d_{33}$  — використовується у матеріалах коли напрямок сили співпадає з напрямком поляризації.  $d_{31}$  — використовують коли сила прикладається під прямим кутом до осі поляризації.  $d_{15}$  — використовується при механічних коливаннях із зсувом.

### 2.1.1 Математична модель п'єзoeлектрика

В подальшому розглянемо ПЕ актуатор, яке виконано в програмному середовищі *MatLab* (Додаток В).

Для роботи сенсора використовуємо обернений п'єзoeфект. Якщо напрямок поляризації співпадає з напрямком механічної дії його називають повздовжнім

п'єзоефектом [17] рис. 2.3а. Якщо напрямки взаємно перпендикулярні — поперечним п'єзоефектом рис 2.3б.

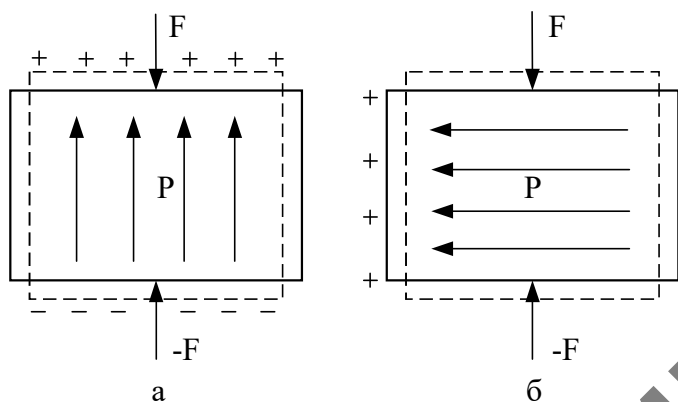


Рисунок 2.3 — Схематичне зображення довжину (а) та поперечного (б) п'єзоефекту

Актuatorи виготовляють з сегнетом'яких п'єзоматеріалів, тому для подальших розрахунків обрано матеріали *PIC-151* та *PIC-153* так як вони можуть використовуватись в медичній техніці [18], їх властивості наведені у таблиці 2.1.

Таблиця 2.1 — Властивості матеріалів, що були використані в подальших розрахунках

| Властивості                      | Позначення                           | <i>PIC-151</i> | <i>PIC-153</i> |
|----------------------------------|--------------------------------------|----------------|----------------|
| Густина                          | $\rho, \frac{\text{г}}{\text{см}^3}$ | 7,8            | 7,6            |
| Температура Кюри                 | $T_c, ^\circ\text{C}$                | 250            | 185            |
| Відносна діелектрична постійна   | $\frac{\epsilon_{33}^T}{\epsilon_0}$ | 2400           | 4200           |
|                                  | $\frac{\epsilon_{11}^T}{\epsilon_0}$ | 1980           | —              |
| Тангенс кута діелектричних втрат | $\tan \delta, 10^{-3}$               | 20             | 30             |
| П'єзоелектричний модуль          | $d_{31}$                             | -210           |                |
|                                  | $d_{33}$                             | 500            | 600            |

Проведемо розрахунок ПЕ пластини рис. 2.4.

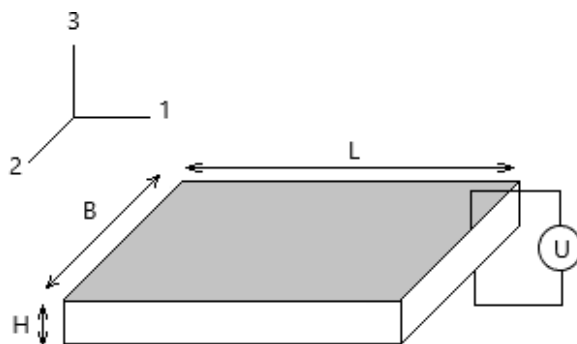


Рисунок 2.4 — ПЕ пластина

Зміну товщини ПЕ знаходимо за формулою:

$$\begin{aligned}\Delta l &= d_{31} U \frac{l}{h}, \\ \Delta b &= d_{31} U \frac{b}{h}, \\ \Delta h &= d_{33} U.\end{aligned}\quad (2.1)$$

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

Так як однієї пластини ПЕ для створення тиску на променеву артерію недостатньо рис. 2.5 визначаємо  $\Delta h$  з урахуванням їх кількості  $N$ :

$$\Delta h_3 = d_{33} U N.$$

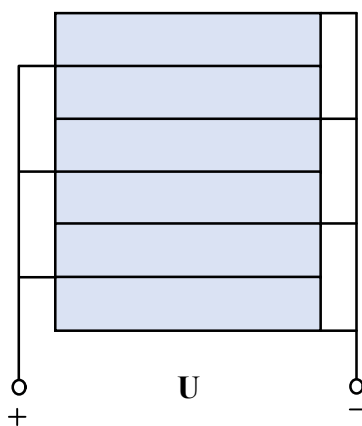


Рисунок 2.5 — Осьовий ПЕ актуатор

При зміні  $N$  від 1 до 50 (рис. 2.6) спостерігаємо збільшення  $\Delta h(N)$  від 0,012 мкм до 0,6 мкм. При цьому відносна зміна висоти ПЕ лежить у межах від 0,0012% до 0,6%.

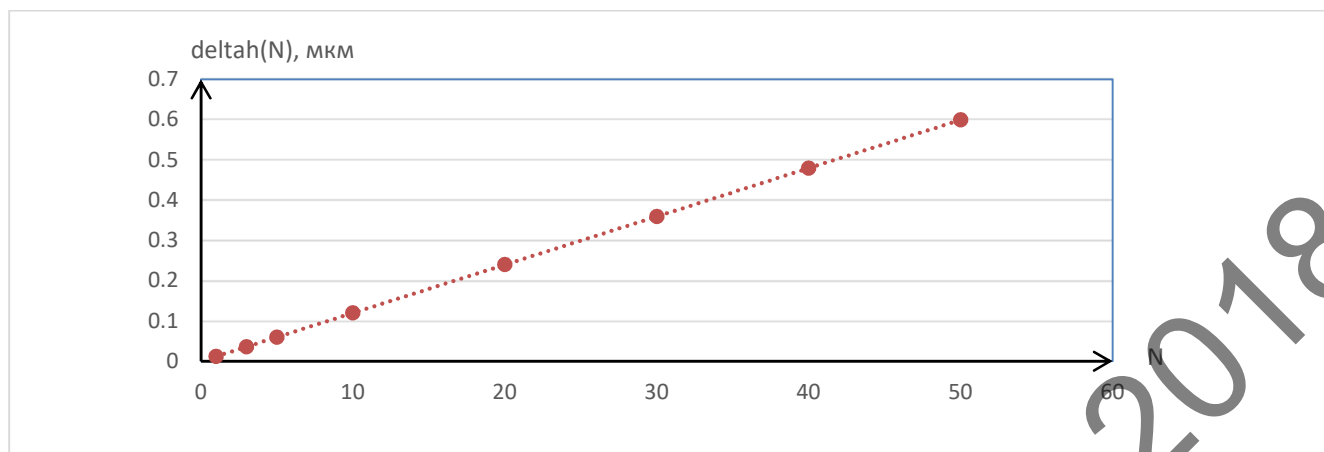


Рисунок 2.6 — Графік залежності товщини ПЕ від кількості пластин

Доцільно обрати якнайбільшу кількість пластин, щоб утворити необхідну висоту ПЕ актуатора.

*PIC-153* подовжується тільки по товщині, тому для дослідження видовження по ширині розглянемо інші матеріали. Проведемо розрахунки для матеріалу *PIC-151*. За (2.1) різниця довжини  $\Delta l$  складає  $-0,021$  мкм, відповідно для отримання видовження пластини необхідно прикласти обернену напругу.

Проведемо дослідження впливу довжини і товщини пластини на видовження її по довжині. При зміні довжини пластини від 2 мм до 5 мм (рис. 2.7) спостерігаємо збільшення  $\Delta l(l)$  від  $-0,0084$  мкм до  $-0,021$  мкм.

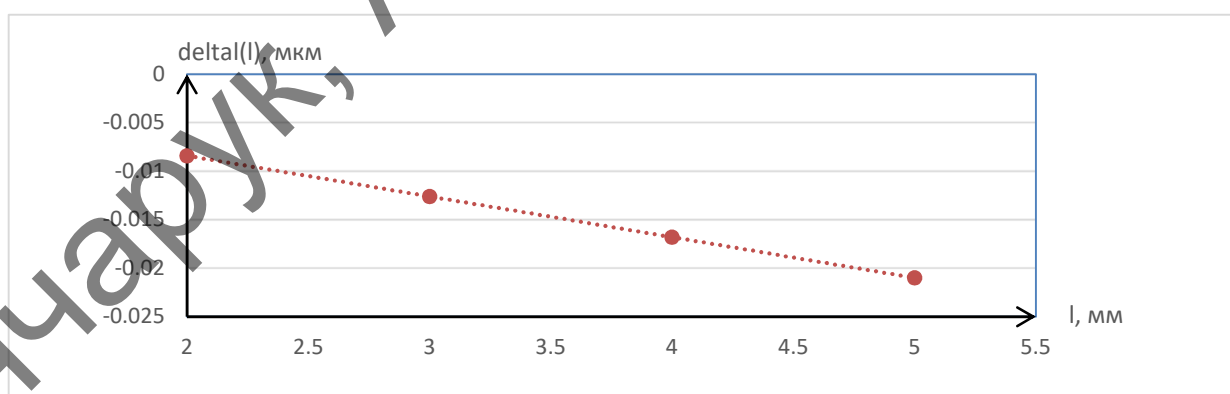


Рисунок 2.7 — Графік залежності видовження ПЕ від його довжини

Тобто чим менша довжина пластини, тим меншою буде її видовження. Відносне видовження складає  $-0,004\%$ , що менше ніж в попередньому варіанті. Виходячи їх розмірів променевої артерії доцільно обрати довжину ПЕ 5 мм. Проаналізуємо зміну товщини ПЕ пластини.

При зміні товщини від 0,5 мм до 1 мм (рис.2.8) спостерігаємо зміну  $\Delta l(h)$  від  $-0,042$  мкм до  $-0,021$  мкм. Тобто при оберненій напрузі, чим менша товщина пластины ПЕ, тим більшою буде її видовження.

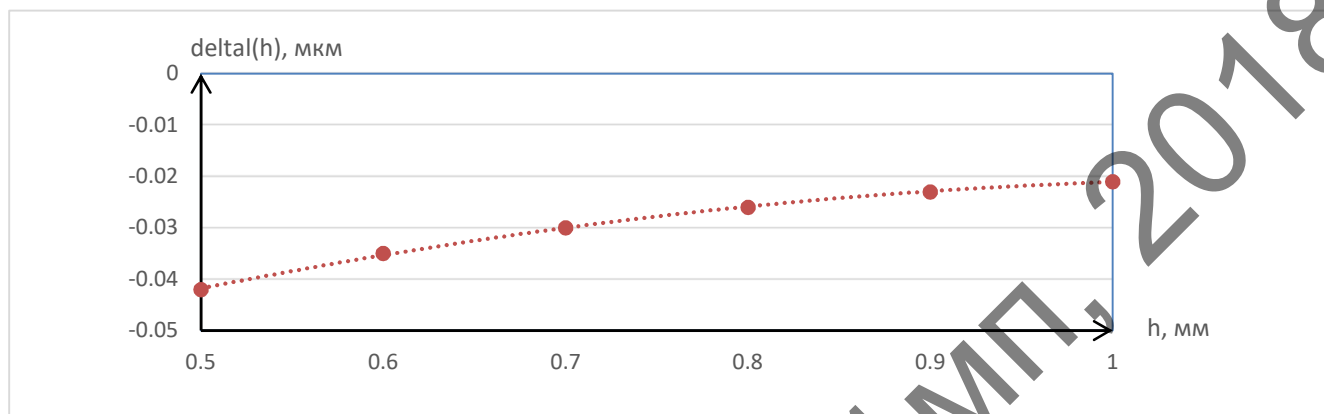


Рисунок 2.8 — Графік залежності видовження ПЕ від його товщини

Проведемо розрахунки для ПЕ трубкоподібної форми рис. 2.9.

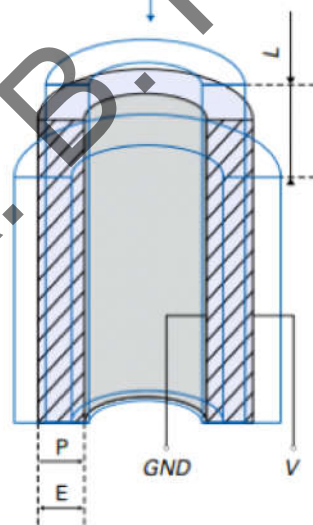


Рисунок 2.9 — ПЕ у формі трубки

Знайдемо відносне видовження

$$\Delta l = d_{31} U \frac{1}{t},$$

де  $t$  — товщина актуатора.

При зміні напруги на електродах, що нанесені на актуатор від  $-20$  В до  $20$  В (рис. 2.10) спостерігаємо зменшення видовження актуатора від  $0,013$  мкм до  $-0,013$  мкм.

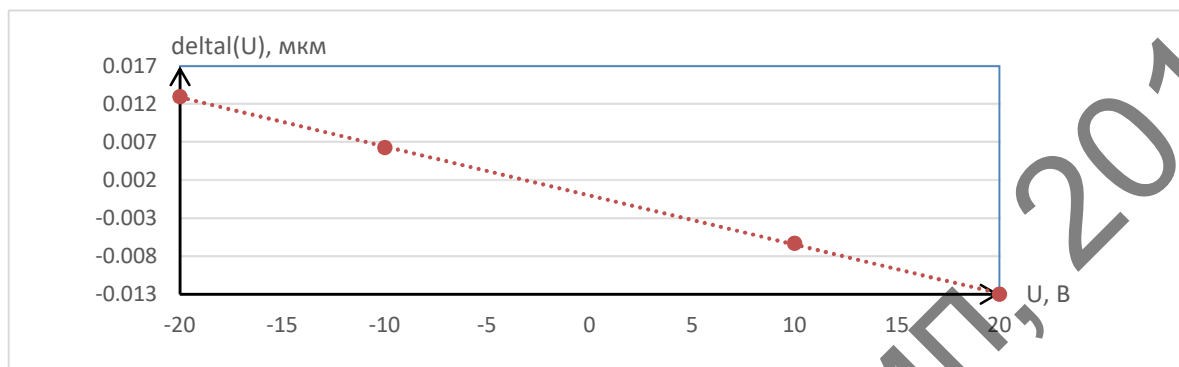


Рисунок 2.10 — Графік залежності видовження актуатора від зміни напруги на електродах

Тобто для того, щоб отримати видовження необхідно прикладати обернену напругу.

При зміні товщини стінки актуатора від  $0,1$  до  $0,5$  мм (рис. 2.11) спостерігаємо зміну  $\Delta(t)$  від  $-0,13$  мкм до  $-0,025$  мкм.

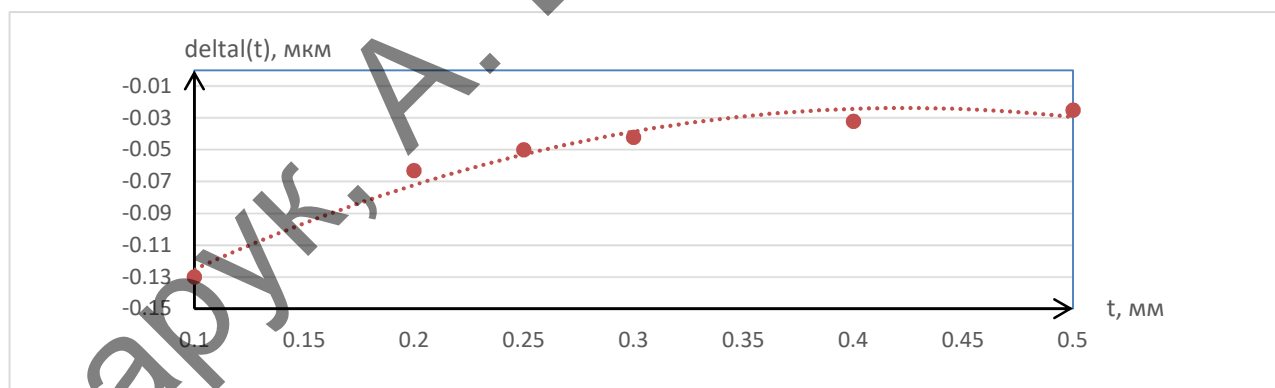


Рисунок 2.11 — Графік залежності видовження актуатора від його товщини

Тобто при оберненій напрузі, чим тонша стінка актуатора, тим більшою буде його видовження. Доцільно обрати товщину стінки рівною  $0,25$  мм.

При зміні довжини актуатора від  $3$  мм до  $5$  мм (рис. 1.12) спостерігаємо зменшення  $\Delta(l)$  від  $-0,0042$  мкм до  $-0,0025$  мкм.

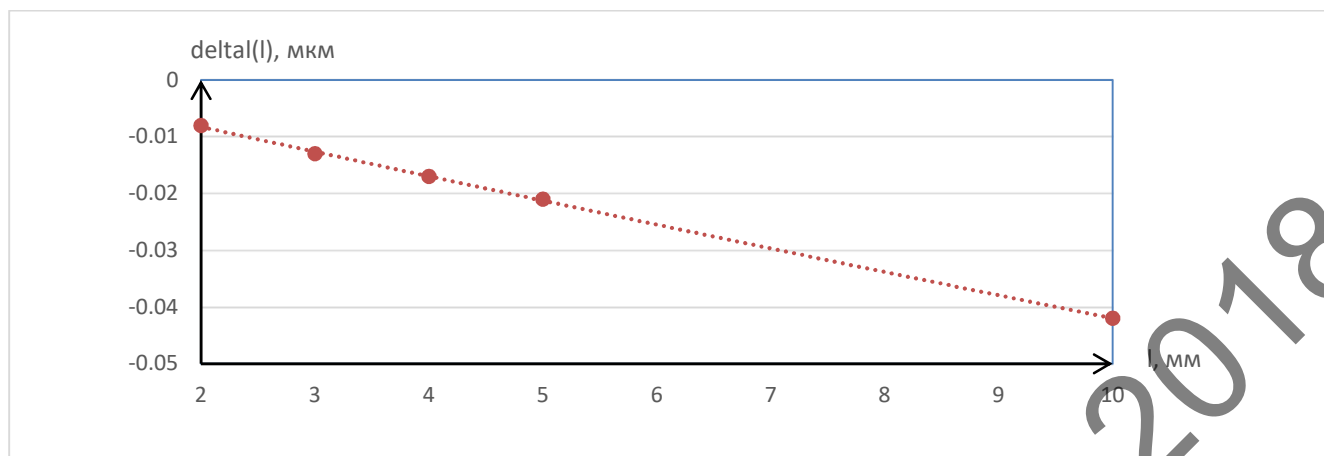


Рисунок 2.12 — Графік залежності видовження актуатора від зміни його довжини

Тобто при оберненій напрузі, чим більша довжина актуатора, тим більшою буде його видовження. На зап'ясті не буде сильно відчуватися різниця між 3 мм та 5 мм, тому доцільно обрати довжину актуатора до 5 мм.

## 2.2 П'єзорезистивний сенсор

ПР давачі можуть використовуватись у якості сенсорів тиску[19]. Типовий ПР елемент показано на рис 2.13.

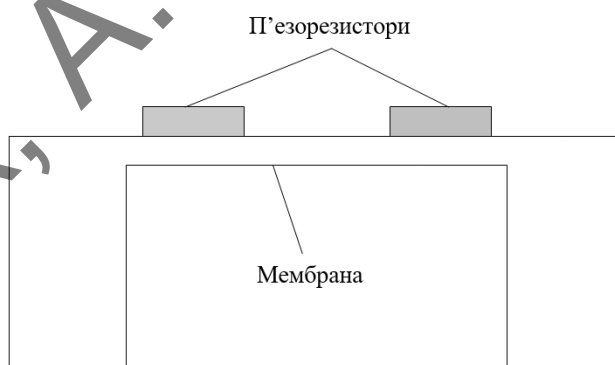


Рисунок 2.13 — Конструкція ПР давача

В основі ПР давачів лежить тензоефект або ПР ефект, який полягає в зміні опору провідникового матеріалу під час механічної деформації(тиску).

Опір провідника дорівнює

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

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

При прикладанні до провідника розтягуючої сили  $F$  відбувається деформація: збільшується довжина провідника на  $\Delta l$  та зменшується площа поперечного перерізу на  $\Delta S$ , але об'єм  $V$  залишається незмінним. У більшості тіл змінюється також питомий опір провідника на  $\Delta \rho$ .

Після диференціювання отримаємо:

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

Оскільки площа поперечного перерізу провідника пропорційна його характерному поперечному розміру (у випадку кругло перерізу  $S = \frac{\pi d^2}{4}$ , для прямокутного перерізу  $c \times d$  площа  $S = kd^2$ , якщо  $c = kd$ ), то при  $\Delta d \ll d$  в обох випадках можна отримати співвідношення  $\frac{\Delta S}{S} = 2 \frac{\Delta d}{d}$ . Тому

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta \rho}{\rho} + \frac{\Delta l}{l} + 2 \frac{\Delta d}{d} = \frac{\Delta \rho}{\rho} + (1 + 2\nu) \frac{\Delta l}{l} = \frac{\Delta \rho}{\rho} + (1 + 2\nu)\epsilon, \quad (2.2)$$

де  $\nu = \frac{\Delta d / d}{\Delta l / l}$  — коефіцієнт Пуассона;  $\epsilon = \frac{\Delta l}{l}$  — відносне видовження (відносна деформація) тіла.

У металів питомий опір змінюється слабо, тому:

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

де  $\frac{\Delta R}{R}$  — відносна зміна опору;  $\mu$  — коефіцієнт Пуассона;  $m$  — зміна питомого опору;  $\epsilon = \frac{\Delta L}{L}$  — відносна зміна довжини.

Відносна зміна опору залежить від відносної зміни довжини.

Для вимірювання сили за допомогою тензорезисторів використовують закон Гука, згідно якого при пружній деформації механічна напруга  $\sigma$  пропорційна відносній деформації  $\varepsilon$ :

$$\sigma = K\varepsilon,$$

де  $K$  — модуль пружності.

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

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

Використовуючи приведені вище співвідношення, можна виразити величину сили через зміну опору тензорезистора у вигляді

$$F = S\sigma = SK\varepsilon. \quad (2.3)$$

Підставимо замість  $\varepsilon$  його значення з (2.2), отримаємо

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

Коефіцієнт тензочутливості:

$$GF = SK \frac{\Delta R / R}{F}. \quad (2.4)$$

Таким чином можна дізнатись коефіцієнт чутливості та силу, яка діє на ПР.

### 2.2.1 Математична модель п'єзорезистора конструкції I

В подальшому розглянемо ПР актуатор, яке виконано в програмному середовищі *MatLab* (Додаток В).

Конструктивний розрахунок тонкоплівкових резисторів полягає у визначенні геометричних розмірів та мінімальної площі, що займає резистор на мембрані. Сенсор матиме вигляд мембрани (наприклад, круглої форми) з розміщеними чотирма ПР, як показано пунктирною лінією на рис. 2.14

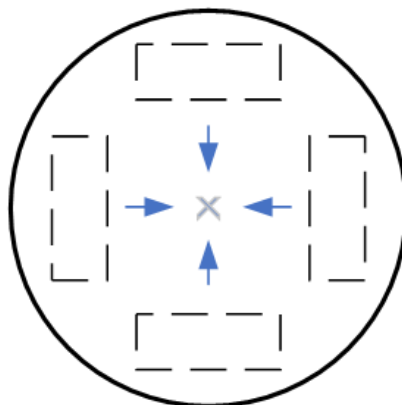


Рисунок 2.14 — Варіант розміщення ПР I на мембрані

Для спрощення розрахунків умовно поділимо ПР на кубики розміром  $d \times d \times d$ , де  $d$  відповідає товщині структури. Проведемо розрахунок опорів ПР до та після розтягнення для випадку I — ПР з розтягненням по довжині рис 2.15

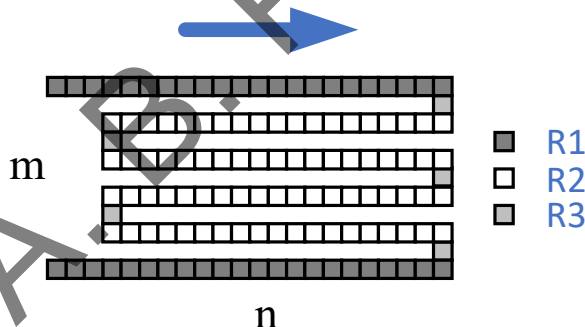


Рисунок 2.15 — ПР з розтягненням по довжині

В залежності від діаметра мембрани  $D$  та коефіцієнту  $k$  відносного розміру ПР ( $1/2D$ ,  $1/3D$ ,  $1/4D$  чи  $1/8D$ ) визначаються розміри ПР в форматі  $n \times m$ , де  $n$ ,  $m$  — кількість кубиків по довжині та ширині.

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

де  $D$  — діаметр мембрани, м.

Задане та реальне значення  $k$  будуть відрізнятися, оскільки в заданих розмірах  $n \times m$  необхідно помістити цілу кількість заворотів ПР. Для цього вводимо коефіцієнт  $K$ , що відобразить реальне значення.

Якщо умовно уявити, що ПР складається з кубиків розміром  $d$ , то по довжині ПР поміститься :

$$n_1 = \frac{k}{d}.$$

Тоді:

$$K = \frac{n_1 d}{D}.$$

Отримане значення округляємо до найближчого парного числа.

Конструктивно відношення довжини та ширини для на мембрані для першого варіанту обрано 2:1.

$$m_1 = \frac{n_1}{2}.$$

Далі визначаємо кількість заворотів меандра ПР  $N$ , що вміщуються в ці розміри:

$$N_1 = \frac{m_1 + 1}{4}.$$

Для зручності об'єднаємо кубики ПР в резистивні смужки з однаковим характером видовження. Отримаємо резистори  $R_1, R_2, R_3$ . Загальний опір ПР буде визначатись як послідовне з'єднання цих опорів.

Після чого знаходимо довжини резистивних смужок до деформації:

$$l_1 = n_1 d,$$

$$l_2 = n_1 d - 3d,$$

$$l_3 = d.$$

Розраховуємо об'єми:

$$V_1 = d l_1,$$

$$V_2 = d l_2,$$

$$V_3 = d l_3.$$

Знаходимо опори:

$$R_1 = \frac{\rho l_1}{dd},$$

$$R_2 = \frac{\rho l_2}{dd},$$

$$R_3 = \frac{\rho l_3}{dd}.$$

Знайдемо загальний опір меандра до деформації:

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

Знайдемо загальну довжину мембрани:

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

Кількість кубиків становитиме:

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

Проведемо розрахунки опору після розтягнення мембрани. Розтягнення мембрани буде залежати від амплітуди пульсацій артерії  $h_{max}$  і для спрощення розрахунків будемо вважати, що дію цих пульсацій концентровано в центр мембрани. Оскільки при розтязі мембрани розтягнемо і ПР, то і кубики в довжину змінили свій розмір.

Довжина розтягнутої мембрани становитиме:

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

Розмір ПР після розтягнення змінився, в довжину кубики стали:

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

В процесі деформації об'єм кубиків не змінився. Для  $R_1$  та  $R_2$  збільшилась довжина кубика, для  $R_3$  — ширина, інші розміри пропорційно зменшилися. Визначення нових розмірів кубиків та опорів для кожної складової ПР визначаємо у такій послідовності за формулами:

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

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

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

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

$$d_{3n} = \sqrt{\frac{V_3}{d_n}},$$

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

Знаходимо опори з вигином мембрани:

$$R_{1n} = \frac{\rho l_{1n}}{d_{1n} d_{1n}},$$

$$R_{2n} = \frac{\rho l_{2n}}{d_{2n} d_{2n}},$$

$$R_{3n} = \frac{\rho l_{3n}}{d_{3n} d_{3n}}.$$

Знайдемо загальний опір:

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

Загальна довжина мембрани після розтягнення:

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

Матеріал для ПР обрано константан з питомим опором  $\rho = 0,5 \cdot 10^{-6}$  Ом·м, як найбільш розповсюджений для конструкцій такого виду [19]. Вигин мембрани під дією тиску  $h_{\max}$  складає 0,25 мм [20].

Проаналізуємо залежності загального опору при його зміні від діаметра мембрани  $D$ , товщини металізації  $d$  та відносного розміру ПР  $k$  рис. 2.5– 2.10.

В першому випадку 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  $\Delta R$  (рис. 2.16), а відносну як  $Q$  (рис. 2.17).

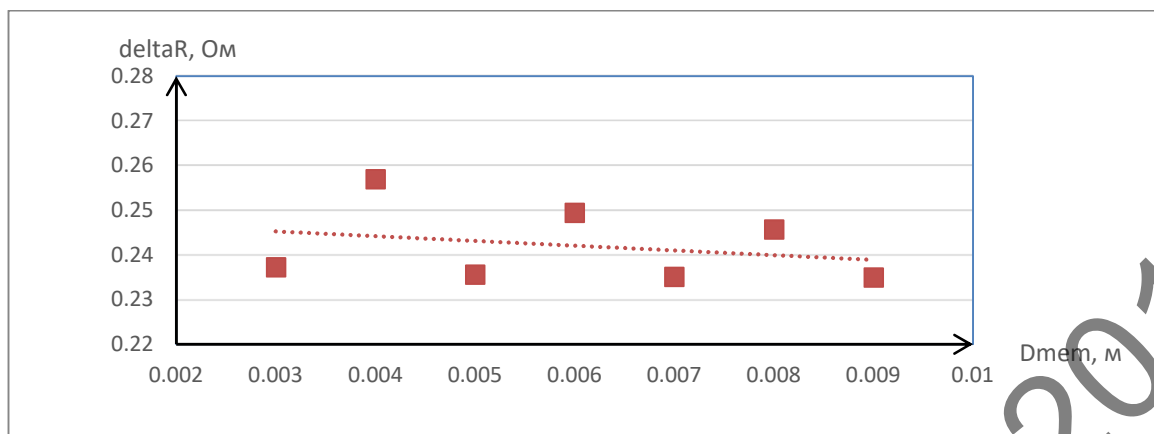


Рисунок 2.16 — Графік залежності абсолютного опору від зміни діаметру мембрани

При зміні діаметру мембрани спостерігаємо збільшення опору ПР з 8,9 Ом до 77,1 Ом .

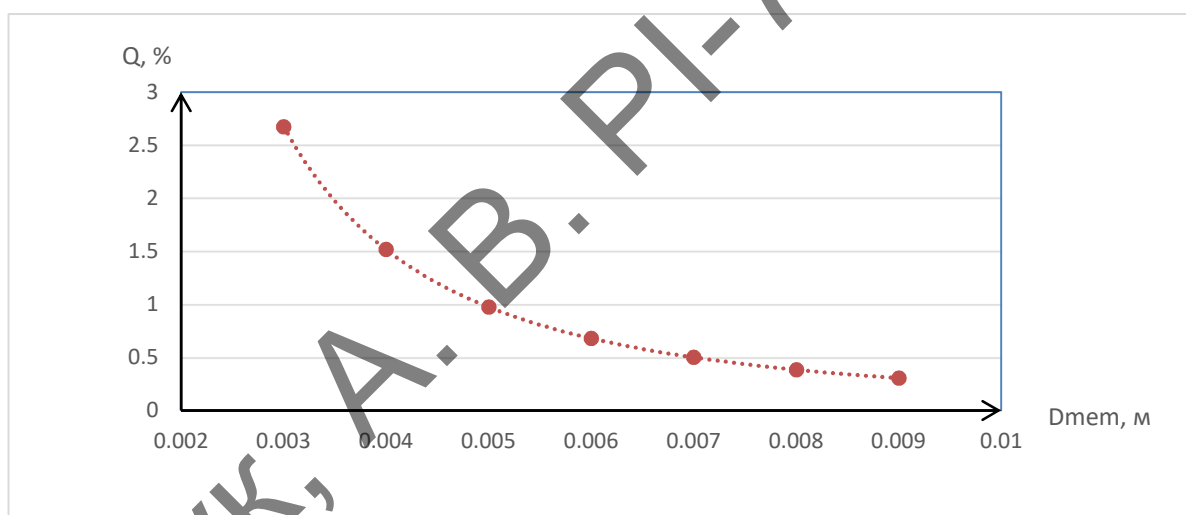


Рисунок 2.17 — Графік залежності відносного опору від зміни діаметру мембрани

Відносна зміна опору ПР зменшується від 2,7% до 0,3%. Доцільно буде обрати діаметр мембрани в межах 3–5 мм.

Далі при сталих значеннях діаметра мембрани та відносного розміру ПР змінюємо товщину металізації (рис. 2.18–2.19).

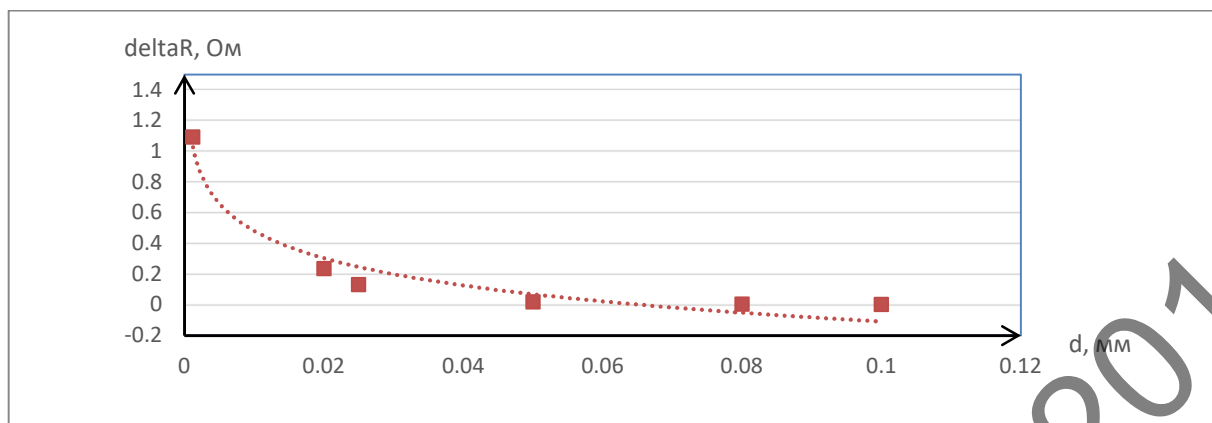


Рисунок 2.18 — Графік залежності абсолютного опору від зміни товщини металізації

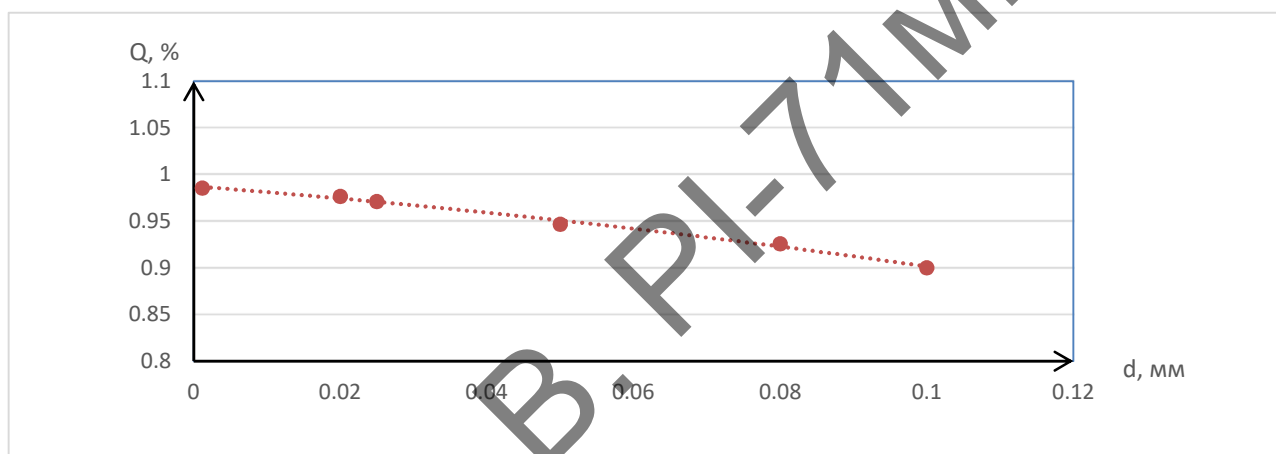


Рисунок 2.19 — Графік залежності відносного опору від зміни товщини металізації

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. 2.20–2.21)

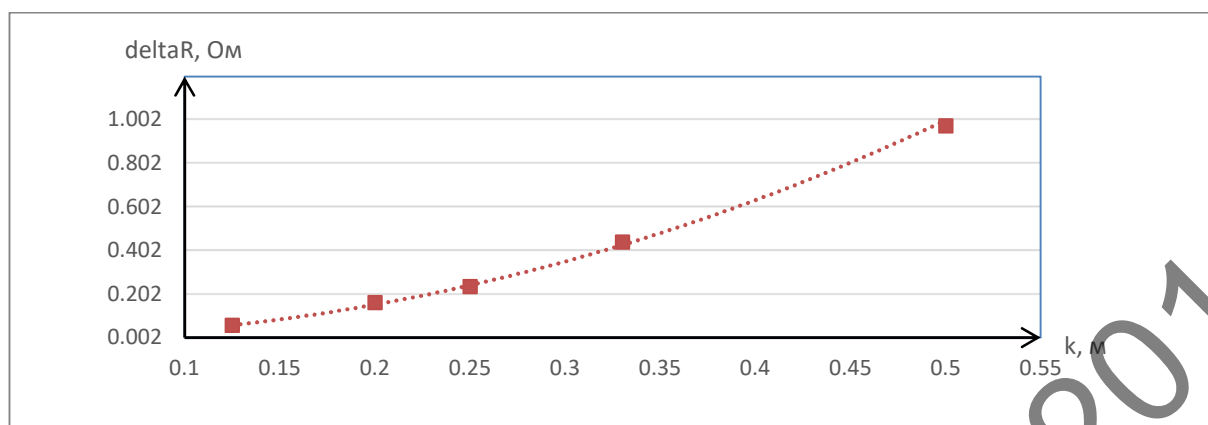


Рисунок 2.20 — Графік залежності абсолютного опору від зміни довжини елемента

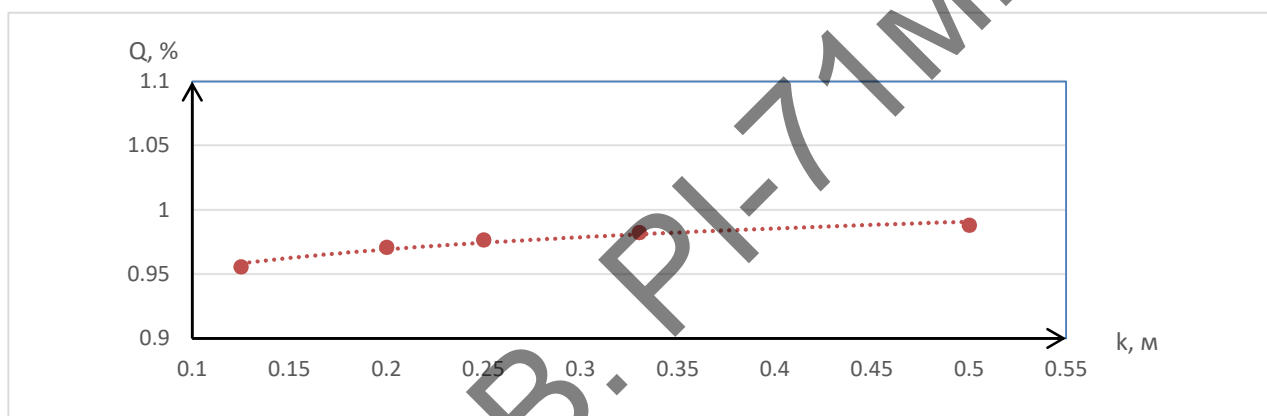


Рисунок 2.21 — Графік залежності відносного опору від зміни довжини елемента

При зміні відносної довжини елемента від  $1/2$  до  $1/8 D$  для опір зменшується з 98,5 Ом до 5,9 Ом, при цьому як бачимо з графіка 2.10 відносна зміна майже не змінюється. Виходячи із розмірів мембрани відносну довжину елемента рекомендовано обирати в межах від  $1/2$  до  $1/4$ .

При діаметрі мембрани 5 мм, товщині металізації 20 мкм та відносній довжині елемента  $1/4 D$ , відносна різниця опору ПР до та після розтягнення складає 0,98%.

Відносне видовження  $\frac{\Delta L}{L}$  0,49%.

Існує другий спосіб розрахунку опору, що дозволяє визначити коефіцієнт чутливості. У металів питомий опір змінюється слабо, тому:

$$Q = (1 + 2\nu)\epsilon, \quad (2.5)$$

де  $Q = \frac{\Delta R}{R}$  — відносна зміна опору;  $\nu$  — коефіцієнт Пуассона, для константана 0,327;

$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L}$  — відносна зміна довжини.

Підставивши значення зміни довжини в 0,094 мм у (2.5) отримаємо відносну зміну опору 0,806%, порядок співпадає з відносною різницею опору ПР до та після розтягнення.

Визначимо коефіцієнт тензочутливості за (2.4), отримаємо силу 0,032 Н та коефіцієнт чутливості 1,66, що є прийнятним.

### 2.2.2 Математична модель п'єзорезистора конструкції II

Проведемо розрахунок опорів ПР до та після розтягнення для випадку II — ПР з розтягненням по ширині рис 2.22–2.23.

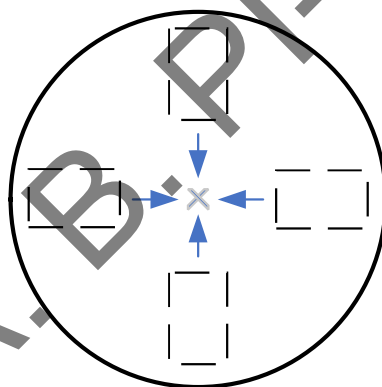


Рисунок 2.22 — Варіант розміщення ПР II на мембрані

По довжині тензорезистора поміститься :

$$n_2 = \frac{n_1}{2}.$$

Зробимо відношення довжини до ширини тензорезистора як 2:1.

$$m_2 = 2n_2.$$

При цьому кількість заворотів тензорезистора становитиме:

$$N_2 = \frac{n_2 - 2}{4}.$$

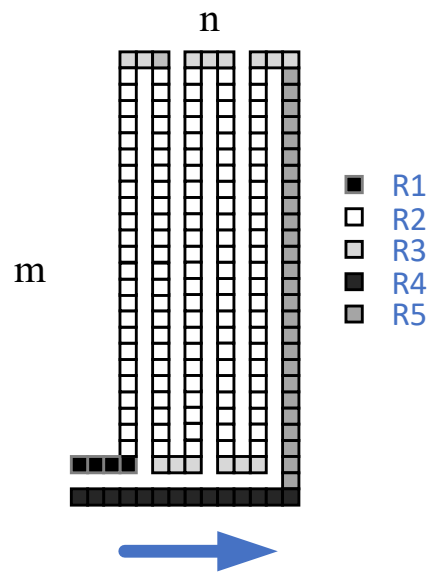


Рисунок 2.23 — РР з розтягненням по ширині

Довжина резистивних смужок:

$$\begin{aligned} l_{v1} &= 4d, \\ l_{v2} &= m_2 d - 4d, \\ l_{v3} &= 3d, \\ l_{v4} &= n_2 d, \\ l_{v5} &= m_2 d - 2d. \end{aligned}$$

Розраховуємо об'єми:

$$\begin{aligned} V_{v1} &= d l_{v1}, \\ V_{v2} &= d l_{v2}, \\ V_{v3} &= d l_{v3}, \\ V_{v4} &= d l_{v4}, \\ V_{v5} &= d l_{v5}. \end{aligned}$$

Знаходимо опори:

$$\begin{aligned} R_{v1} &= \frac{\rho l_{v1}}{dd}, \\ R_{v2} &= \frac{\rho l_{v2}}{dd}, \\ R_{v3} &= \frac{\rho l_{v3}}{dd}, \end{aligned}$$

$$R_{v4} = \frac{\rho l_{v4}}{dd},$$

$$R_{v5} = \frac{\rho l_{v5}}{d \cdot d}.$$

Знайдемо загальний опір меандра до деформації:

$$R_v \Sigma = R_{v1} + (2N_2 - 1)R_{v2} + (2N_2 - 1)R_{v3} + R_{v4} + R_{v5}.$$

Знайдемо загальну довжину мембрани:

$$l_v \Sigma = l_{v1} + (2N_2 - 1)l_{v2} + (2N_2 - 1)l_{v3} + l_{v4} + l_{v5}.$$

Кількість кубиків становитиме:

$$n_v \Sigma = 2 + (2N_2 - 1)(m_2 - 4) + (2N_2 - 1)3 + n_2 + (m_2 - 2).$$

Розмір тензорезистора після розтягнення змінився, в довжину кубики стали:

$$d_{n2} = \frac{kD_n}{2n_2}.$$

Їх об'єм не змінився, довжина збільшилась, розміри поперечного перерізу зменшились:

$$l_{v1n} = 4d_{n2},$$

$$d_{v1n} = \sqrt{\frac{V_{v1}}{l_{v1n}}},$$

$$d_{v2n} = \sqrt{\frac{V_{v2}}{d_{n2}(m_2 - 2)}},$$

$$l_{v2n} = (m_2 - 4)d_{v2n},$$

$$l_{v3n} = 3d_{n2},$$

$$d_{v3n} = \sqrt{\frac{V_{v3}}{l_{v3n}}},$$

$$l_{v4n} = n_2 d_{n2},$$

$$d_{v4n} = \sqrt{\frac{V_{v4}}{l_{v4n}}},$$

$$d_{v5n} = \sqrt{\frac{V_{v5}}{d_{n2}(m_2 - 2)}},$$

$$l_{v5n} = (m_2 - 2)d_{v5n}.$$

Знаходимо опори з вигином мембрани:

$$R_{v1n} = \frac{\rho l_{v1n}}{d_{v1n} d_{v1n}},$$

$$R_{v2n} = \frac{\rho l_{v2n}}{d_{v2n} d_{v2n}},$$

$$R_{v3n} = \frac{\rho l_{v3n}}{d_{v3n} d_{v3n}},$$

$$R_{v4n} = \frac{\rho l_{v4n}}{d_{v4n} d_{v4n}},$$

$$R_{v5n} = \frac{\rho l_{v5n}}{d_{v5n} d_{v5n}}.$$

Знайдемо загальний опір:

$$R_{\Sigma n} = R_{v1n} + (2N_2 - 1)R_{v2n} + (2N_2 - 1)R_{v3n} + R_{v4n} + R_{v5n}.$$

Загальна довжина мембрани після розтягнення:

$$l_{\Sigma n} = l_{v1n} + (2N_2 - 1)l_{v2n} + (2N_2 - 1)l_{v3n} + l_{v4n} + l_{v5n}.$$

Розглянемо графіки залежностей загального опору при його абсолютної зміні від діаметра мембрани  $D$ , товщини металізації  $d$  та відносного розміру ПР  $k$  рис. 2.13– 2.18.

При зміні діаметру мембрани спостерігаємо збільшення опору ПР з 7,7 Ом до 79,2 Ом (рис. 2.24–2.25).

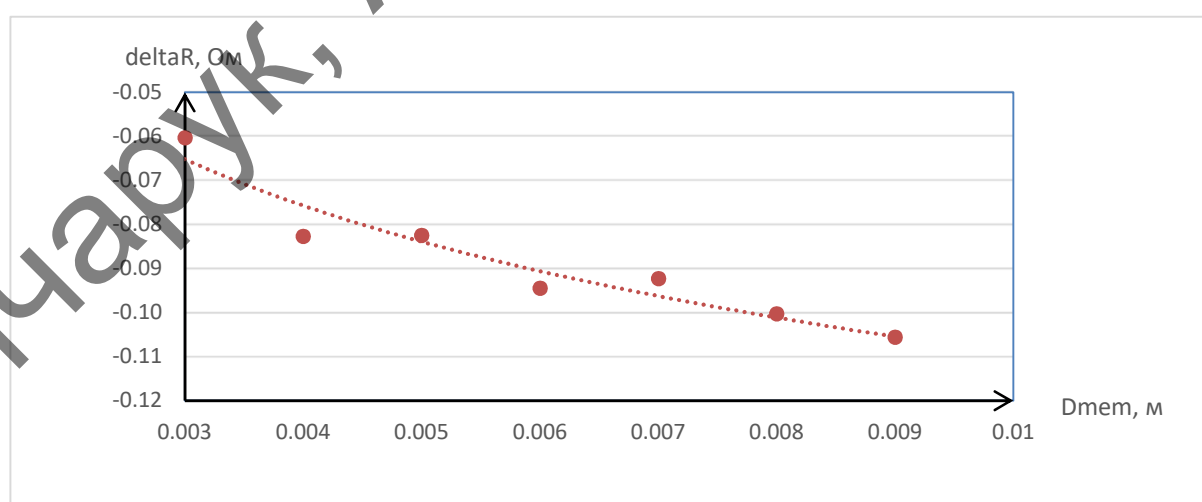


Рисунок 2.24 — Графік залежності абсолютного опору від зміни діаметру мембрани

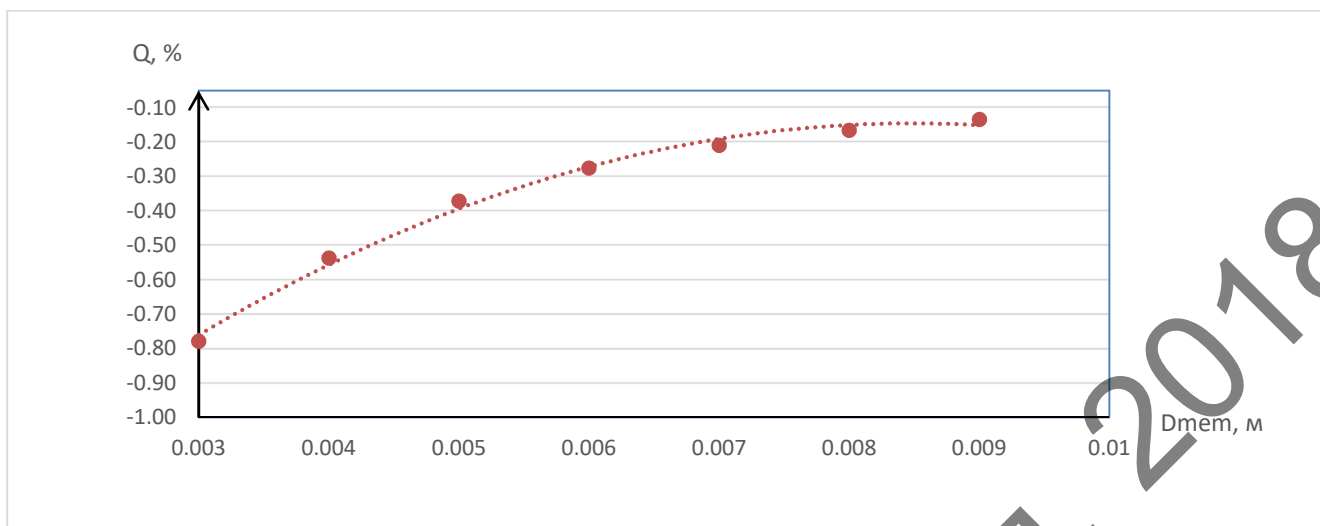


Рисунок 2.25 — Графік залежності відносного опору від зміни діаметру мембрани

Відносна зміна опору ПР змінюється в межах від  $-0,8\%$  до  $-0,1\%$ . Доцільно буде обрати діаметр мембрани в межах 3–5 мм. Виходячи із розмірів променевої артерії [21], що становить  $1,8 \pm 0,4$  мм діаметр мембрани обираємо 5 мм, при цьому спостерігаємо все ще суттєву зміну опору.

При зміні товщини металізації  $d = 12, 20, 25, 100$  мкм спостерігаємо зменшення опору ПР з 113,8 Ом до 0,16 Ом (рис. 2.26–2.27).

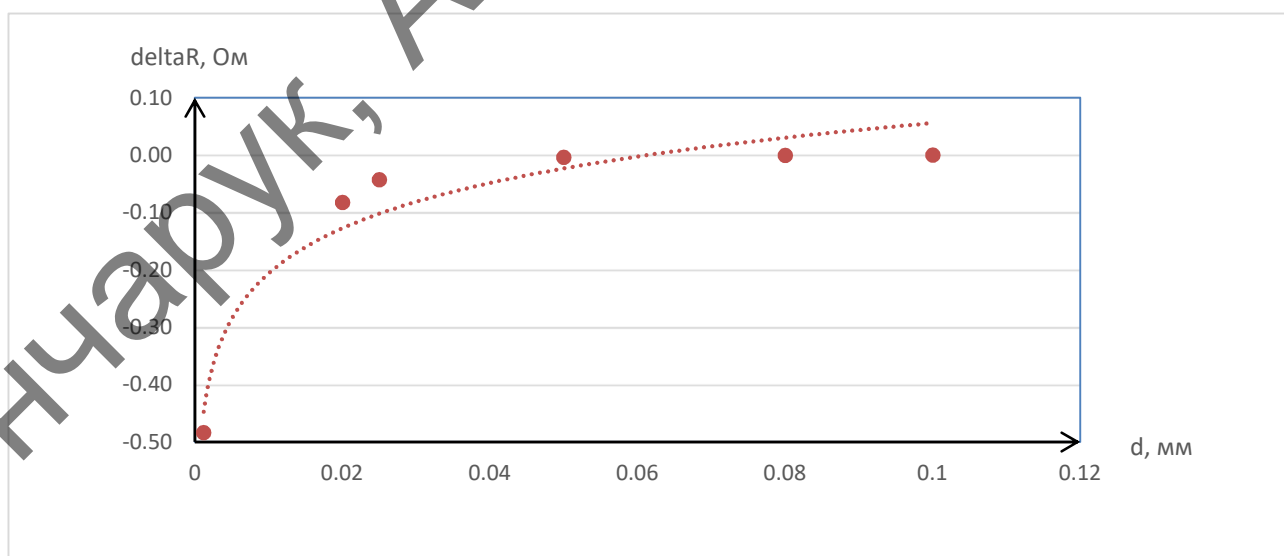


Рисунок 2.26 — Графік залежності абсолютного опору від зміни товщини металізації

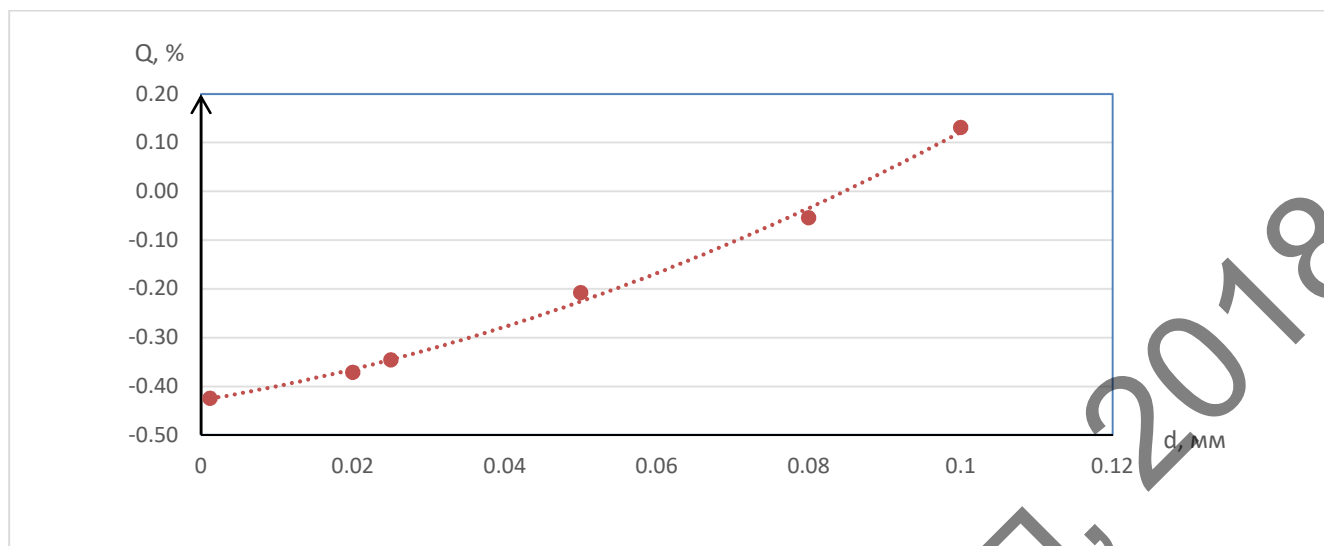


Рисунок 2.27 — Графік залежності відносного опору від зміни товщини металізації

Відносна зміна опору ПР змінюється в межах від  $-0,42\%$  до  $0,13\%$ . Дротові ПР виготовляються з металевої нитки діаметром  $20\text{--}50\text{ мкм}$  [20]. Обираємо товщину металізації  $20\text{ мкм}$ .

При зміні відносної довжини елемента від  $1/2$  до  $1/8 D$  (рис. 2.28–2.29) опір зменшується з  $94,6\text{ Ом}$  до  $5\text{ Ом}$ , при цьому як бачимо з графіка відносна змінюється в межах від  $-0,44\%$  до  $-0,22\%$ . Відносну довжину елемента ПР обираємо  $1/4$  діаметру мембрани.

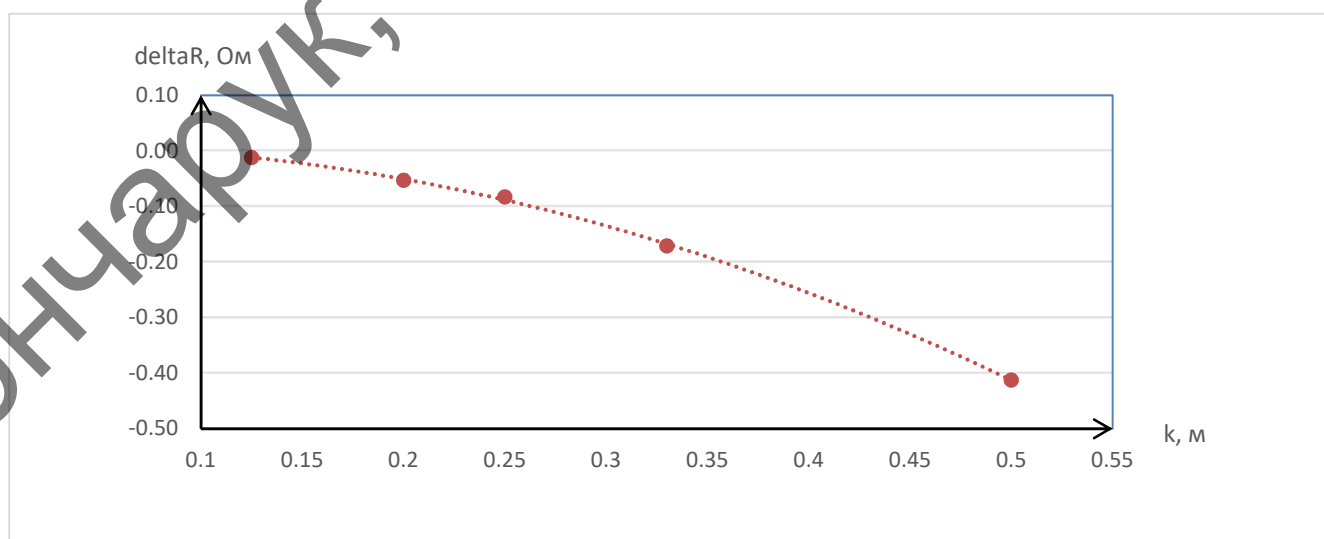


Рисунок 2.28 — Графік залежності абсолютного опору від зміни довжини елемента

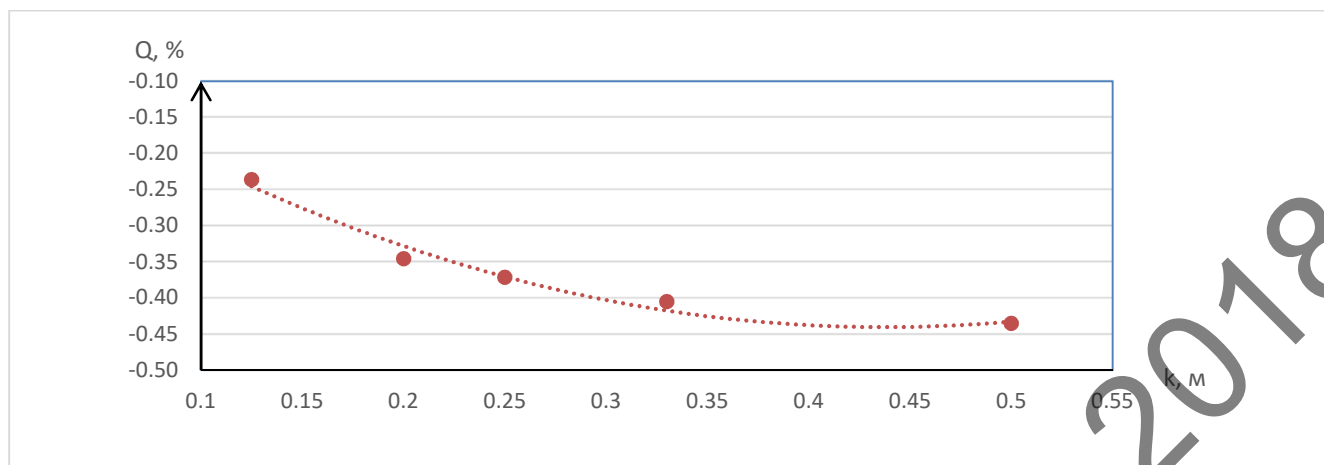


Рисунок 2.29 — Графік залежності відносного опору від зміни товщини довжини елемента

При діаметрі мембрани 5 мм, товщині металізації 20 мкм та відносній довжині елемента  $1/4 D$  абсолютна (відносна) різниця між опором ПР до та після розтягнення мембрани складає 0,98 Ом (0,24%) для конструкції ПР I та -0,37 Ом (-0,1%) — для ПР II.

Відносна різниця опору ПР до та після розтягнення складає -0,37%. Відносне видовження  $\frac{\Delta L}{L}$  -0,19%.

Відносна зміна опору складає -0,308% за другим методом розрахунку, що майже співпадає з відносною різницею опору ПР до та після розтягнення.

### 2.3 Мостова схема ввімкнення сенсорів

Вимірювання сили за допомогою ПР зводиться до вимірювання його опору або напруги на виході вимірювального моста, яка залежить від опору.

Такі перетворювачі являють собою мембрану з монокристалічного кремнію з дифузійними ПР, підключеними в міст Уінстона [19]. Резистори розміщують на мембрані таким чином, щоб повздовжні і поперечні коефіцієнти тензочутливості були різних знаків, тоді і зміни опорів резисторів будуть протилежними. Зареєстрований резонансний сигнал  $U_{\text{вих}}$  вказує на заміну тиску.

Вимірювальна схема, яка застосовується для сенсорів тиску складається з чотирьох резисторів рис 2.30. Джерело напруги підключається між верхньою та нижньою точками моста. Вихідний сигнал вимірюється між лівою та правою точками моста за допомогою зовнішнього підсилювача або чутливого реєструючого приладу.

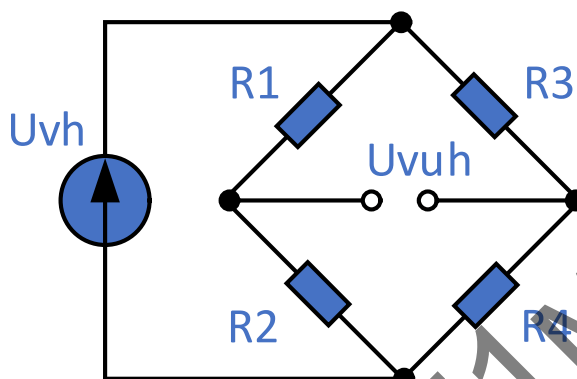


Рисунок 2.30 — Мостова вимірювальна схема

Загальноприйнятого стандарту для живлення моста не існує. Типовими є напруги 3В і 10В. Напруга живлення моста має бути по великою для того, щоб збільшити відношення сигнал-шум, і в той же час досить малою, щоб мінімізувати похибку, що викликана саморозігрівом давача.

Для перевірки правильності калібрування вимірювальної схеми використовують резистор з відомим (каліброваним) значенням опору, яким шунтують тензодавач.

Вихідна напруга вимірювального моста дорівнює

$$U_{vuh} = \left( \frac{r_2}{r_2 + r_1} - \frac{r_4}{r_4 + r_3} \right) U_{vh} = 0,$$

За умови балансу моста  $\left( \frac{R_1}{R_2} = \frac{R_4}{R_3} \right)$  його вихідна напруга дорівнює  $U_{vuh} = 0$ . Найменше розбалансування внаслідок зміни опору призведе до появи напруги на виході.

Проведемо розрахунки з 1, 2 та 4 робочими плечами мостової схеми, результати занесені до табл. 2.2.

Таблиця 2.2 — Результати аналізу схеми підключення

| Тип підключення |  | Удо,<br>мВ | Упісля,<br>мВ | $\Delta U$ ,<br>мВ | $\Delta U$ ,<br>% |
|-----------------|--|------------|---------------|--------------------|-------------------|
| 1               |  | 524        | 517           | -7                 | -1,2              |
|                 |  | 578        | 580           | 2                  | 0,41              |
| 2               |  | 1047       | 1034          | -13                | -1,2              |
|                 |  | 1155       | 1160          | 4,8                | 0,41              |
|                 |  | 62,3       | 72,4          | 10,1               | 16,14             |
| 4               |  | 53,9       | 62,7          | 8,8                | 16,29             |
|                 |  | 124,6      | 144,8         | 20,2               | 16,14             |

Для одного робочого плеча значення  $R_1, R_2, R_3$  обираємо так, щоб міст був збалансований при відсутності розтягу мембрани. Чутливість визначаємо як різницю напруги до та після розтягнення поділену на напругу до розтягнення.

Для схеми ввімкнення з двома робочими плечима потрібно збільшити перший доданок в дужках і зменшити другий. Якщо ставити однакові за типом резистори, то ставимо їх в протилежні плечі  $R_1 - R_4$  або  $R_2 - R_3$ . Якщо ставити різні за типом резистори, то ставимо їх  $R_1 - R_2$  або  $R_3 - R_4$ ,  $R_1 - R_3$  або  $R_2 - R_4$ .

Для повної схеми ввімкнення ПР I ставимо в плечі  $R_1$  та  $R_4$ , а ПР II в плечі  $R_2$  та  $R_3$ .

Проаналізуємо залежності вихідної напруги при її зміні від вхідної напруги рис. 2.31– 2.32. Абсолютну різницю вихідної напруги позначимо як  $\Delta U$ , а відносну як  $Q$ .

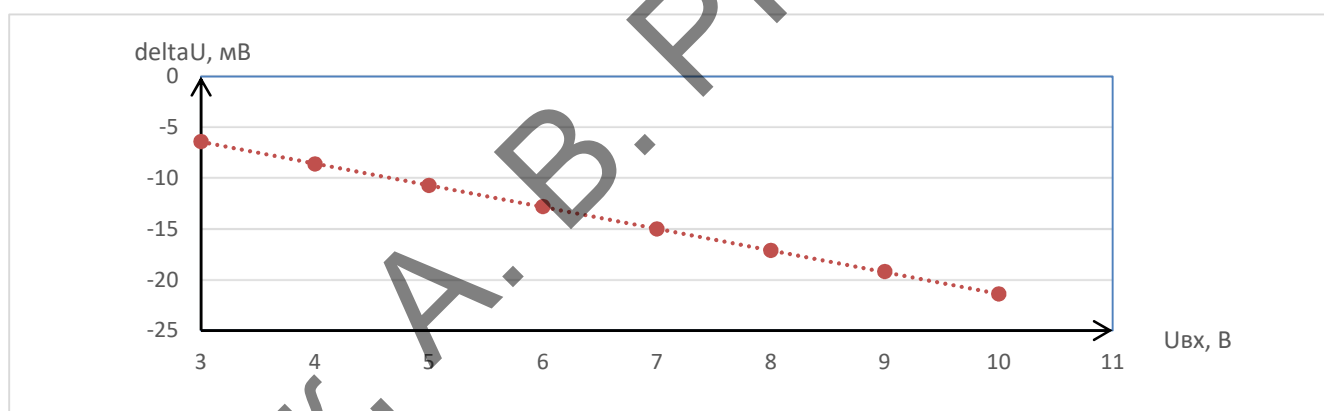


Рисунок 2.31 — Графік залежності абсолютної вихідної напруги від зміни вхідної напруги для ПР I

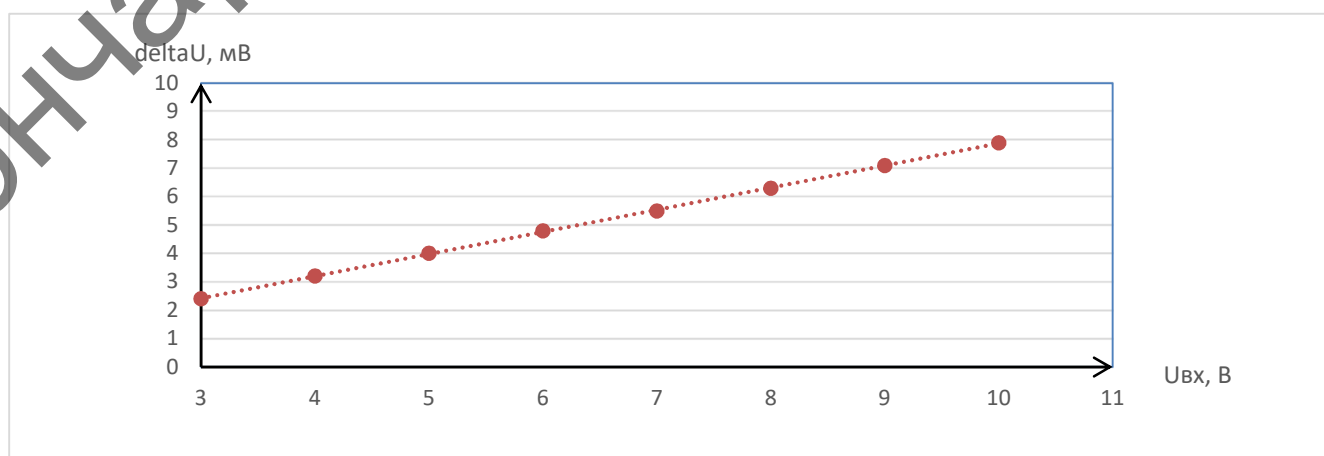


Рисунок 2.32 — Графік залежності абсолютної вихідної напруги від зміни вхідної напруги для ПР II

Для схеми ввімкнення з одним робочим плечем, при зміні вхідної напруги від 3 до 10 В для ПР I спостерігаємо зменшення вихідної напруги на  $\Delta U$  ( від  $-7$  мВ до  $-21$  мВ). При цьому відносна зміна  $\Delta U$  на всьому проміжку значень вхідної напруги рівна і становить  $-1,2\%$ .

Для ПР II отримуємо збільшення напруги на значення  $\Delta U$  ( від 2 мВ до 8 мВ). При цьому відносна зміна  $\Delta U$  на всьому проміжку значень вхідної напруги рівна і становить  $0,44\%$ .

Схема ввімкнення з двома робочими плечима.

Перша апроксимуюча крива (рис. 2.33) відповідає схемі включення ПР I в плече  $R1$  та ПР II в плече  $R2$ . При зміні вхідної напруги від 3 до 10 В спостерігаємо збільшення вихідної напруги на  $\Delta U$  ( від 10,1 мВ до 33,6 мВ). При цьому відносна зміна  $\Delta U$  на всьому проміжку значень вхідної напруги рівна і становить  $16,14\%$ .

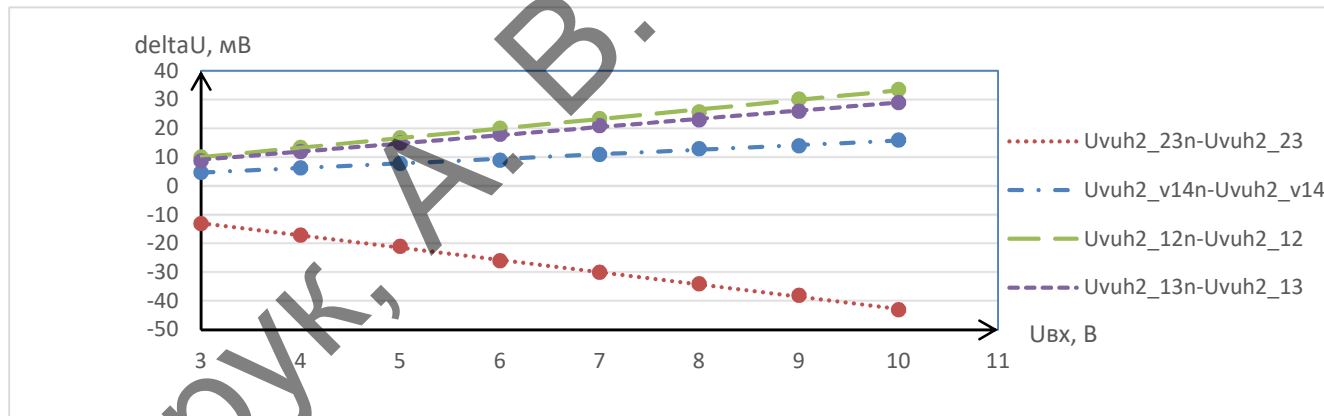


Рисунок 2.33 — Графік залежності абсолютної вихідної напруги від зміни вхідної напруги

Друга апроксимуюча крива відповідає схемі включення ПР I в плече  $R1$ , а ПР II в плече  $R3$ . При зміні вхідної напруги від 3 до 10 В спостерігаємо збільшення вихідної напруги на  $\Delta U$  ( від 8,8 мВ до 29 мВ). Відносна зміна  $\Delta U$  на всьому проміжку значень вхідної напруги становить  $16,29\%$ .

Третя апроксимуюча крива відповідає схемі включення ПР II в плечі  $R1-R4$ . При зміні вхідної напруги спостерігаємо збільшення вихідної напруги від 4,8 мВ до 16 мВ. Відносна зміна  $\Delta U$  становить 0,41%.

Четверта апроксимуюча крива відповідає схемі включення ПР I в плечі  $R1-R4$  або  $R2-R3$ . При зміні вхідної напруги спостерігаємо зменшення вихідної напруги на  $\Delta U$  ( від -13 мВ до -43 мВ). Відносна зміна  $\Delta U$  на всьому проміжку значень вхідної напруги становить -1,23%.

Використання одноплечової схеми при таких змінах опору ПР I чи ПР II мало ефективне. Доцільно використовувати двоплечову та повну схеми як для ПР I, так і для ПР II, але ввімкнення їх в протилежних плечах. Це дасть можливість виміряти напругу на виході на рівні 16%.

### Висновки за розділом

В цьому розділі було проведено моделювання ПР та ПЕ сенсорів та надано рекомендації щодо їх конструктивних параметрів.

При виборі ПЕ віддавати перевагу необхідно ПЕ прямокутної форми, оскільки в цьому випадку відносне видовження буде більше.

При виборі ПР рекомендовано обрати діаметр мембрани 5 мм, товщину металізації 20 мкм та відносну довжину елемента  $1/4$  діаметра мембрани. Конструкцію ПР I доцільно використовувати у випадках збільшення опору при видовженні, а ПР II — у випадках зменшення опору.

Для вимірювання зміни значень таких конструкцій застосовується мостова схема ввімкнення сенсорів з одним, двома робочими плечами чи повна. Використання одноплечової схеми при таких змінах опору ПР I чи ПР II мало ефективне. Для двоплечової та повної схеми — використовувати як ПР I, так і ПР II, але ввімкнення в протилежних плечах.

### 3 ПРИСТРІЙ ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ АРТЕРІАЛЬНОГО ТИСКУ

#### 3.1 Конструкції давача артеріального тиску

В загальному вигляді давач реалізується у формі циліндра/прямокутника/квадрата. Розглянемо варіанти розміщення ПР сенсорів різних схем включення, що при моделюванні у розділі 2 дали результати можливості фіксувати зміну вихідної напруги на рівні 16% рис. 3.1–3.2.

Для схеми з двома робочими плечима:

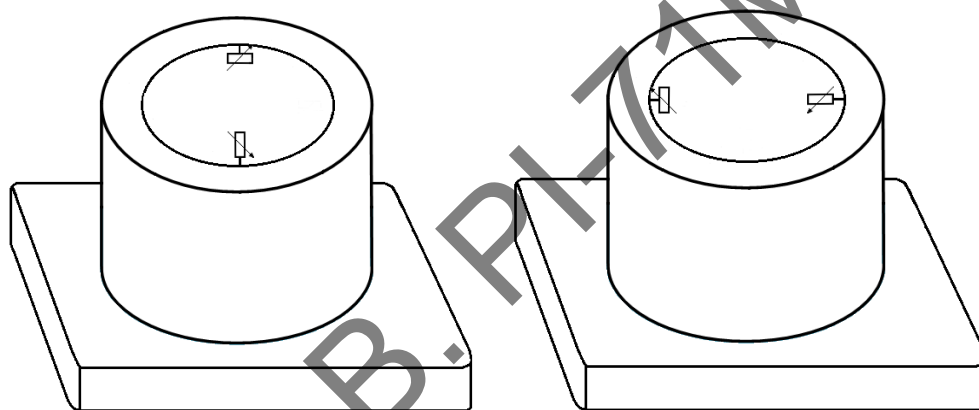


Рисунок 3.2 — Варіанти розміщення ПР схеми з двома робочими плечима

Для повної схеми включення:

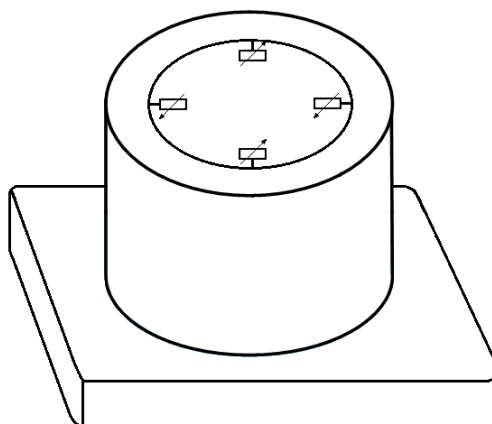


Рисунок 3.2 — Варіант розміщення ПР для повної мостової схеми

Прямокутна форма давача рис. 3.4 включає в себе ПЕ актуатор 2, що складається з двох частин, між ними розташовано мембрану 3 з ПР сенсорами 4.

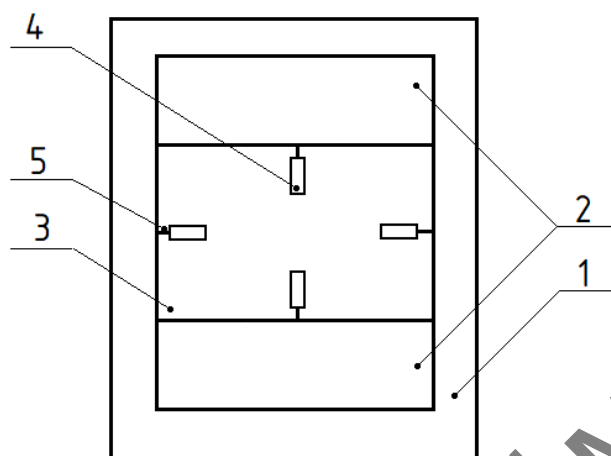


Рисунок 3.3 — Давач АТ квадратної форми, вигляд зверху

ПР сенсори 4 пропонується під'єднувати за допомогою мостової схеми включення, а сигнал виводити за допомогою провідників 5.

Для квадратної форми давача розміщення ПР для схеми з двома робочими плечима та повної такої ж як і для давача круглої форми. Через незручність під'єднання провідників 5 до ПР сенсорів 4 пропонується другий варіант їх розміщення на квадратній мембрані 3 рис. 3.4.

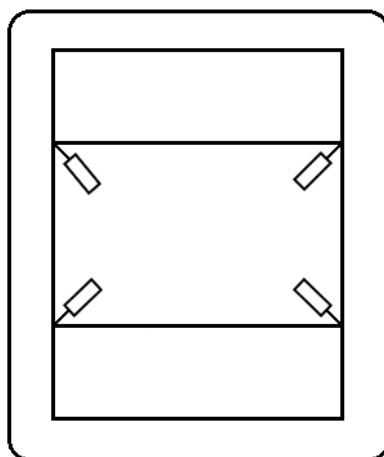


Рисунок 3.4 — Варіант розміщення ПР сенсорів для давача квадратної форми

Для м'якого контакту давача з зап'ястям користувача його необхідно покрити м'якою мембраною.

### 3.2 Конструкції пристрою моніторингу АТ

Розглянувши аналоги портативних пристроїв для вимірювання АТ мною були розроблені варіанти конструкцій пристрою для моніторингу АТ, представлені на рис. 3.5–3.7. Для проектування була використана програма SolidWorks.

Перший варіант конструкції був розроблений для бакалаврської роботи на тему «Портативний пристрій для моніторингу артеріального тиску на зап'ясті» [1] рис. 3.5.

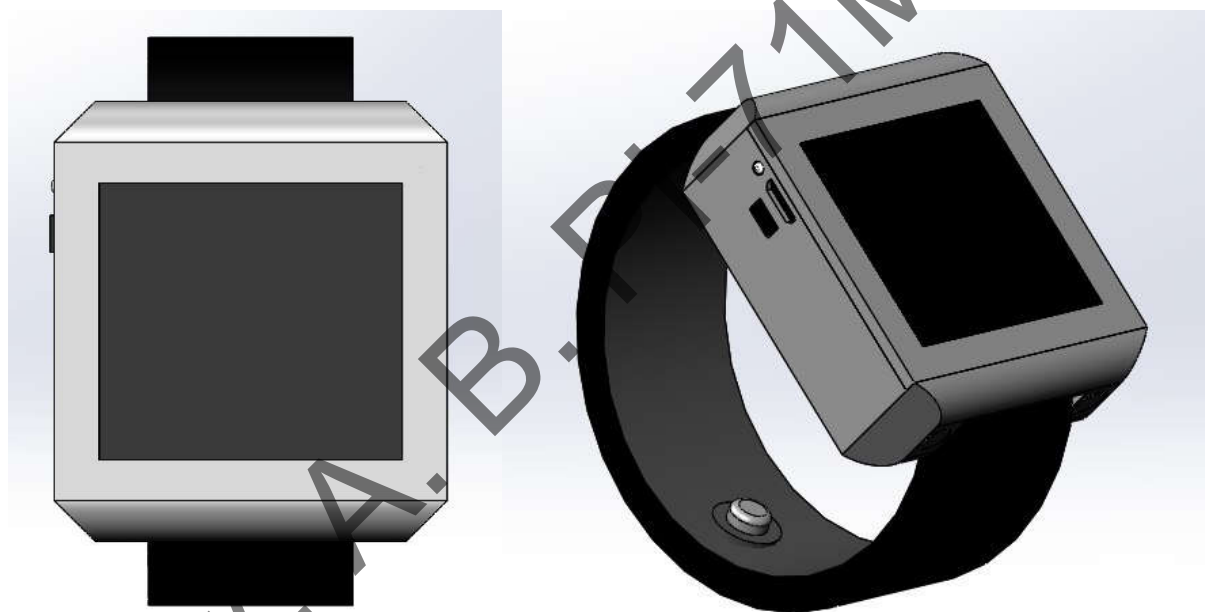


Рисунок 3.5 — Перший варіант конструкції

За зовнішнім виглядом пристрій нагадує годинник. Представлена конструкція має прямокутний корпус зі зрізаними кряями. Кнопка вмикання та вимикання має квадратну форму, знаходиться на правій грані корпусу. Також на правій грані розташовано роз'єм для MicroUSB та індикатор, що повідомить про процес заряджання пристрою. Давач АТ розташований на самому ремінці, зміщений від центру вліво на  $15^\circ$  для того, щоб потрапляти на променеву артерію на зап'ясті. По боках приладу по дві сторони від екрану, біля місць закріплення ремінця, дзеркально, ро-

зташовані кнопки, що дозволяють від'єднати ремінець з давач тиску від самого корпусу. Завдяки цьому можна з легкістю замінити ремінець на новий, у випадку поломки давача, або підібрати інший розмір самого браслету. Розміри корпусу не перевищують 60x50x25 мм, так як ремінець постачається у трьох розмірах, діаметри їх становлять 60, 70 та 80 мм.

Основним недоліком такої конструкції є ремінець, який неможливо відрегулювати під будь-який розмір руки. Конструкцією передбачено три види ремінців різних розмірів 60, 70 та 80 мм в діаметрі, але це економічно не вигідно. Навіть наявність в комплекті до пристрою ремінців трьох різних розмірів не дозволить точно підігнати браслет під будь-який діаметр зап'ястя. Давач АТ, який використовується в даному пристрої дуже чутливий до шуму. Через відсутність тісного контакту давача із променевою артерією, при ходьбі, русі та зміні тиску, що не пов'язаний з кровотоком шум буде включений в сигнал. Це створить велику похибку у вимірюваннях, що призведе до недоцільності використання таких пристроїв.

Другий варіант конструкції зображений на рис 3.6. Це вдосконалена версія попередньої конструкції.

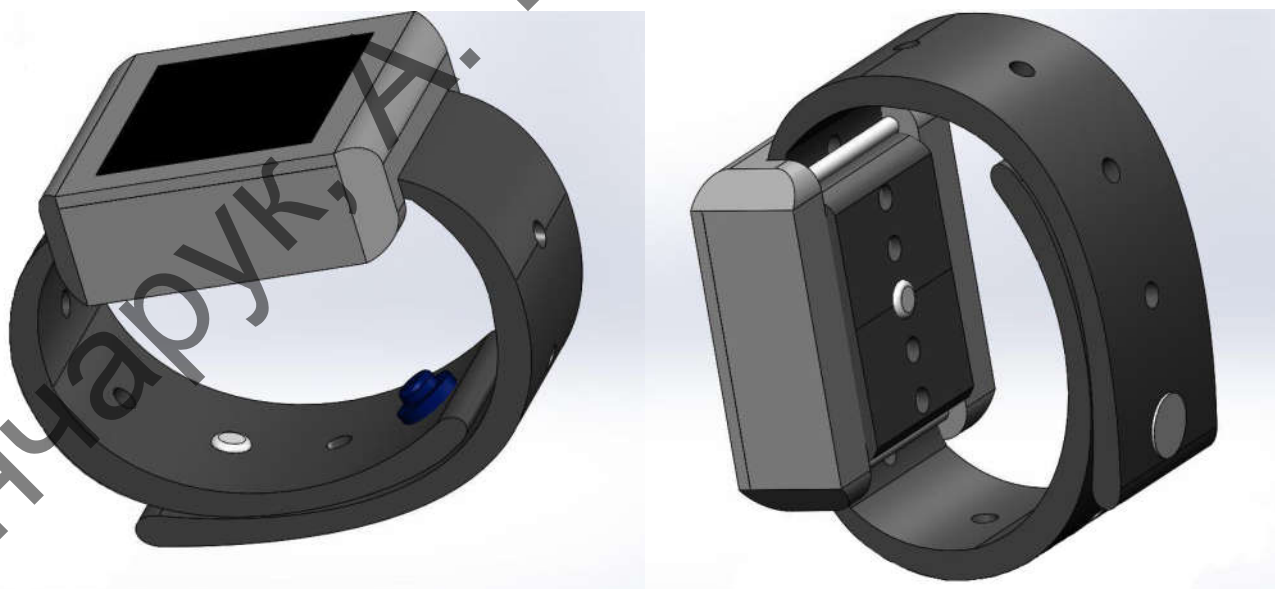


Рисунок 3.6 — Другий варіант конструкції

Корпус має таку ж форму як і в першому варіанті. Але по боках по дві сторони від екрану розташовані отвори через які під корпусом проходить ремінець. Також

по всьому діаметру браслет має отвори для регулювання його розміру. Давач АТ розташований на одному з кінців ремінця. Шляхом регулювання застібкою ремінця з отворами досягається потрібний розмір ремінця, а застібка корпусу, яка знаходиться під корпусом пристрою дозволяє відрегулювати точне положення давача АТ на променевій артерії.

Недоліком такого варіанту конструкції є велика відстань між отворами для регулювання розміру ремінця. Через різний діаметр зап'ястя таке розташування отворів не дозволить забезпечити тісний контакт давача із променевою артерією людини. Також конструкція отворів через які проходить ремінець не є вдалою. Через великий вигин ремінця під ними регулювання розмірів браслету та положення давача потребує великих зусиль, що призводить до незручностей.

Третій варіант конструкції зображено на рис 3.7.

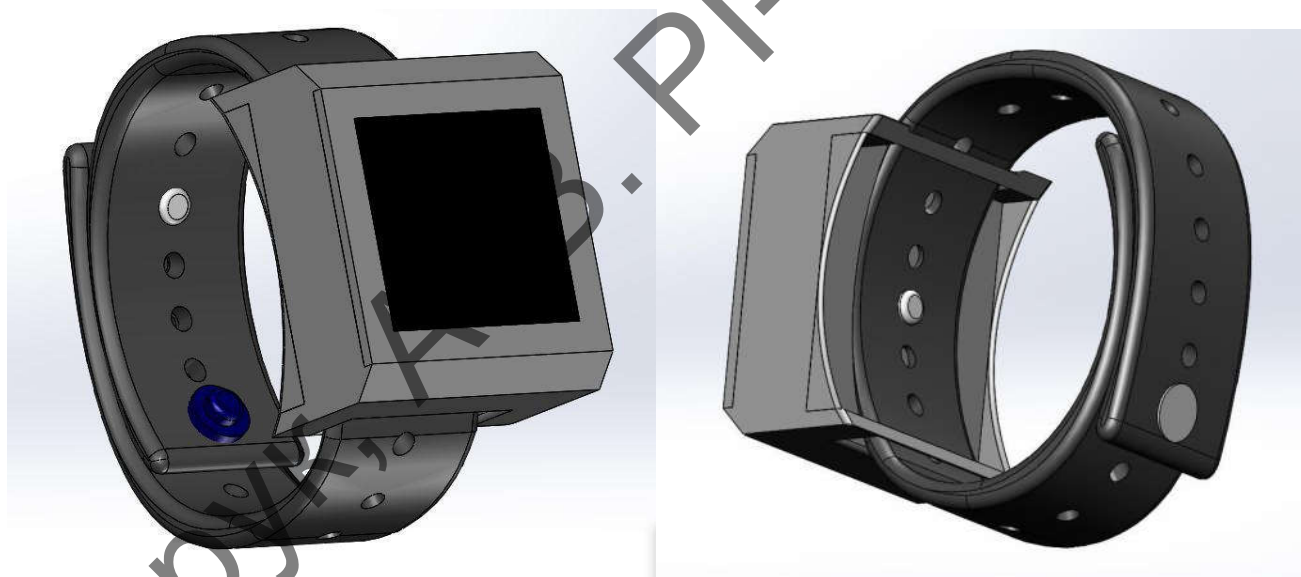


Рисунок 3.7 — Третій варіант конструкції

Ця конструкція розроблена виключаючи недоліки попередніх варіантів. Отвори, які знаходяться по обидві сторони від корпусу розташовані нижче та дозволяють ремінцю проходити під корпусом без вигинів. Це дає можливість легко відрегулювати положення давача АТ на променевій артерії. Відстань між отворами зменшилась, це дозволяє відрегулювати браслет за розмірами зап'ястя. Давач АТ

розташований на кінці ремінця так само, як і в другому варіанті конструкції і підганяється до променевої артерії шляхом регулювання розмірів застібками на ремінці. Електричне з'єднання корпусу з ремінцем забезпечується за рахунок наявності електричних контактів на зовнішньому боці ремінця, а до давача АТ будуть під'єднані провідники. На рис. 3.8 схематично зображено поперечний переріз ремінця 5 з канавками 4 для провідників 5. Штрих-пунктирною лінією показані отвори 2 в ремінці, пунктирною — давач 1.

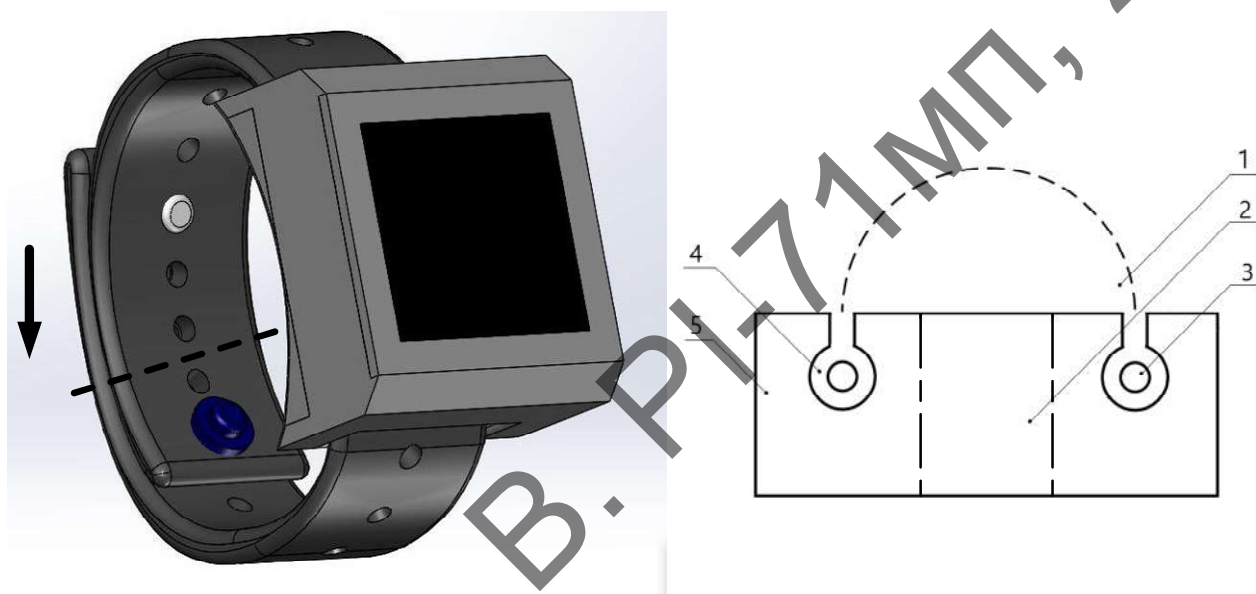


Рисунок 3.8 — Схематичне зображення поперечного перерізу ремінця

Керування пристроєм здійснюється завдяки сенсорному екрану. Розміри корпусу не перевищують 60x50x25 мм. Роз'єм для MicroUSB та індикатор заряджання пристрою знаходяться на правій грані як і в першому варіанті.

Ремінець браслету виготовлений з силікону. Всі кнопки, що розміщені на корпусі зроблені з прорезиненої пластмаси. Це виключає ковзання пальців при натисканні. Корпус виготовлено з пластику — акрилонітрилбутадієнстиролу (ABS). Адже він володіє хорошими властивостями, що дає можливість застосовувати його при розробці таких приладів. Серед них: жорсткість, пружність та непрозорість. Матеріал здатен витримувати температури від -18 до +90 °С. Володіє оптимальним поєднанням еластичності і удароміцності, що дозволяє використовувати матеріал

для виробництва приладів зі складними формами [22]. Серед переваг також не токсичність, довговічність, стійкість до миючих засобів та вологи. Виходячи з цього, для корпусу було обрано саме цей матеріал.

Схема пристрою та друкована плата приведені в бакалаврській роботі «Портативний пристрій для моніторингу артеріального тиску на зап'ясті» [1].

### **Висновки за розділом**

В цьому розділі були запропоновані конструкції давача АТ, що може бути виконаний у формі циліндра/прямокутника/квадрата, а також портативного пристрою для моніторингу АТ.

## 4 РОЗРОБКА СТАРТАП-ПРОЕКТУ

У даному розділі буде проведений маркетинговий аналіз стартап проекту з метою визначення принципової можливості його ринкового впровадження та можливих напрямків його реалізації. Ідея стартап-проекту була подана для участі на конкурсі стартапів Sikorsky challenge 2018.

### 4.1 Опис ідеї проекту

Проаналізуємо ідею стартап проекту (табл. 5.1), можливі напрямки його застосування, основні відмінності від вже існуючих аналогів та вигоду, яку може отримати споживач такого товару.

Таблиця 5.1 — Опис ідеї стартап-проекту

| Зміст ідеї                                                                                | Напрямки застосування | Вигода для користувача                                               |
|-------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------|----------------------------------------------------------------------|
| Створення портативного пристрою моніторингу АТ, що дозволить визначати значення САТ і ДАТ | Виробництво           | Вдосконалення вимірювання абсолютних значень АТ компактним пристроєм |
|                                                                                           | Наука                 |                                                                      |

Основним конкурентом є компанія Omron, що займається виготовленням та розробкою пристроїв для вимірювання АТ. Основною відмінністю є те, що ці пристрої не є компактними та не дозволяють моніторити АТ впродовж всього дня.

За табл. (5.2) визначимо сильні та слабкі сторони проекту.

Таблиця 5.2 — Визначення слабких, сильних та нейтральних характеристик ідеї проекту

| № | Техніко-економічні характеристики ідеї | Товари конкурентів |           | W<br>(слабка сторона) | N<br>(нейтральна сторона) | S<br>(сильна сторона) |
|---|----------------------------------------|--------------------|-----------|-----------------------|---------------------------|-----------------------|
|   |                                        | Мій проект         | Конкурент |                       |                           |                       |
| 1 | Надійність                             |                    |           |                       |                           | +                     |
| 2 | Економічність                          |                    |           |                       | +                         |                       |
| 3 | Технологічність                        |                    |           |                       |                           | +                     |
| 4 | Естетичність                           |                    |           |                       |                           | +                     |

## 4.2 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

Проведемо визначення ринкових можливостей, які можна використати під час ринкового впровадження проекту та ринкових загроз, що можуть стати на перешкоді реалізації проекту. Це дозволить спланувати напрями розвитку проекту із урахуванням ситуації на ринку, потреб потенційних клієнтів та пропозицій проектів-конкурентів.

Таблиця 5.3 — Попередня 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       |

На основі проведеного дослідження можна зробити висновок щодо привабливості проекту для входження на ринок за попереднім оцінюванням.

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                                                         |
|---|------------------------------------------------|----------------------------------|-------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------|
| 1 | Моніторинг АТ впродовж доби з бажаною точністю | Спортсмени, гіпер- та гіпотоніки | Невідомі                                                          | Точність, швидкість вимірювання, адекватність результату, зручність, ергономічність |

Проведемо аналіз ринкового середовища склавши таблиці факторів, що сприяють ринковому впровадженню проекту, а також факторів, що можуть стояти на його перешкоді.

Таблиця 5.5 — Фактори загроз

| № | Фактор                  | Зміст загрози                                  | Можлива реакція компанії |
|---|-------------------------|------------------------------------------------|--------------------------|
| 1 | Новий метод вимірювання | Поєднання декількох методів вимірювання в один | Вихід з ринку            |

Таблиця 5.6 — Фактори можливостей

| № | Фактор                                    | Зміст можливості                                         | Можлива реакція компанії       |
|---|-------------------------------------------|----------------------------------------------------------|--------------------------------|
| 1 | Вдосконалення обраного методу вимірювання | Доповнення проекту, що розробляється новими можливостями | Розробка вдосконаленого методу |

Визначмо загальні риси конкуренції на ринку та проведемо аналіз пропозиції.

Таблиця 5.7 — Степеневий аналіз конкуренції на ринку

| Особливості конкурентного середовища          | В чому проявляється дана характеристика             | Вплив на діяльність підприємства                                                         |
|-----------------------------------------------|-----------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------|
| Тип конкуренції — олігополія                  | На ринку домінує невелика кількість домінуючих фірм | Встановлення конкурентоздатної ціни на товар та індивідуальний підхід до кожного клієнта |
| За рівнем конкурентної боротьби — міжнародна  | Підприємства відомі по всьому світу                 |                                                                                          |
| За галузевою ознакою — внутрішньогалузева     | Конкуренція відбувається у рамках однієї галузі     |                                                                                          |
| За характером конкурентних переваг — нецінова | Перевагою товару є його якість                      |                                                                                          |

Проведемо більш детальний аналіз умов конкуренції у галузі.

Таблиця 5.8 — Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

| Складові аналізу | Прямі конкуренти в галузі | Потенційні конкуренти                              | Постачальники | Клієнти  | Товари замітники |
|------------------|---------------------------|----------------------------------------------------|---------------|----------|------------------|
|                  | Omron                     | Виробники портативних пристроїв для моніторингу АТ | Невідомі      | Невідомі | Невідомі         |

Як висновок з (табл. 5.8) маючи олігопольне положення на ринку розробник цього методу не буде звертати увагу на конкурентів.

З результатів аналізу видно, що незважаючи на конкурентну ситуацію працювати на даному ринку можна.

У табл. 5.9 перелічимо фактори конкурентоспроможності.

Таблиця 5.9 — Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

| № | Фактори конкурентоспроможності | Обґрунтування вибору                                               |
|---|--------------------------------|--------------------------------------------------------------------|
| 1 | Простота                       | Данна розробка не вимагає особливих знань у галузі від користувача |
| 2 | Дешевизна                      | Відносна дешевизна ПЕ актуатора та ПР сенсора                      |
| 3 | Швидкодія                      | Вимірювання займає декілька секунд                                 |

Проведемо аналіз сильних та слабких сторін проекту.

Таблиця 5.10 — SWOT-аналіз стартап-проекту

|                                                                 |                                                                         |
|-----------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------|
| Сильні сторони:<br>Простота<br>Дешевизна<br>Швидкодія           | Слабкі сторони:<br>Невідома компанія<br>Відсутність стартового капіталу |
| Можливості:<br>Розширення методу вимірювання<br>Нові технології | Загрози: продукти-замінники                                             |

З огляду на SWOT-аналіз розробка альтернативи ринкового впровадження не потрібна.

#### 4.3 Розроблення ринкової стратегії проекту

В першу чергу необхідно визначити стратегії охоплення ринку, що включають в себе опис цільових груп потенційних споживачів. Після чого необхідно обрати цільові групи, для яких автори ідеї пропонують свій товар. Також визначається стратегія охоплення ринку.

Таблиця 5.11 — 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 |
|------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------|-----------------------------------------|------------------------------------------|--------------------------------------|--------------------------|
| 1                                                          | Спортсмени, гіпер- та гіпотоніки                 | Готові                                  | Високий                                  | У сегменті мала конкуренція          | Легко                    |
| Які цільові групи обрано: спортсмени, гіпер- та гіпотоніки |                                                  |                                         |                                          |                                      |                          |

Для роботи в обраному сегменті ринку за табл. 5.12 формується базова стратегія ринку

Таблиця 5.12 — Визначення базової стратегії розвитку

| № | Стратегія охоплення ринку  | Ключові конкурентоспроможні позиції | Базова стратегія ринку  |
|---|----------------------------|-------------------------------------|-------------------------|
| 1 | Диференційований маркетинг | Простота, дешевизна, швидкодія      | Стратегія спеціалізації |

Після чого обираємо стратегію конкурентної поведінки.

Таблиця 5.13 — 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 |
|---|----------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------|----------------------------------|
| 1 | Так                                    | Залучати нових та забирати у конкурентів                                       | Частково                                           | Заняття конкурентної ніші        |

Ідентифікація проекту споживачами полягає у формуванні ринкової позиції, тому наступним кроком буде розробка стратегії позиціонування.

Таблиця 5.14 — Визначення стратегії позиціонування

| № | Вимоги до товару цільової аудиторії | Базова стратегія розвитку | Ключові конкурентоспроможні позиції власного стартап-проекту | Вибір асоціацій, які мають сформувати комплексну позицію власного проекту |
|---|-------------------------------------|---------------------------|--------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------|
| 1 | Точність вимірювання                | Стратегія виклику лідера  | Простота, дешевизна, швидкодія                               | Фірми, що спеціалізуються на портативних пристроях моніторингу АТ         |

#### 4.4 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

Сформуємо маркетингову концепцію товару. У табл. 5.15 наведені підсумки результатів попереднього аналізу конкурентоспроможності товару.

Таблиця 5.15 — Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

| № | Потреба                                                   | Вигода, яку потребує товар                     | Ключові переваги перед конкурентами |
|---|-----------------------------------------------------------|------------------------------------------------|-------------------------------------|
| 1 | Створення портативного пристрою для моніторингу САТ і ДАТ | Можливість точного моніторингу АТ впродовж дня | Точність, швидкодія                 |

Для уточнення ідеї проекту проведемо розробку трирівневої маркетингової моделі товару.

Таблиця 5.16 — Опис трьох рівнів моделі товару

| Рівні товару                   | Сутність та складові                        |
|--------------------------------|---------------------------------------------|
| 1. Товар за задумом            | Вимірювання АТ людини портативним пристроєм |
| 2. Товар у реальному виконанні | Властивості:                                |
|                                | 1. Простота<br>2. Дешевизна<br>3. Швидкодія |
|                                | Якість: точне вимірювання рівнів САТ і ДАТ  |
|                                | Марка: відсутня                             |
| 3. Товар із підкріпленням      | Пакування: відсутнє                         |
|                                | До продажу: невідомо                        |
|                                | Після продажу: невідомо                     |

Товар не буде захищатись від копіювання.

Визначимо цінові межі товару.

Таблиця 5.17 — 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 |
|---|-----------------------------------------------|--------------------------------------------|------------------------------------------|---------------------------------|
| 1 | 20–200                                        | До 200                                     | Високий                                  | 50–100                          |

За таблицею 5.18 визначимо оптимальну систему збуту.

Таблиця 5.18 — Формування системи збуту

| № | Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів | Функції збуту, які має виконувати постачальник товару. | Глибина каналу збуту | Оптимальна система збуту |
|---|-----------------------------------------------------|--------------------------------------------------------|----------------------|--------------------------|
| 1 | Мінімальна кількість посередників                   | Організувати широку систему збуту товару               | 3                    | Непряма                  |

Розробимо концепцію маркетингових комунікацій, що спирається на попередньо обрану основу для позиціонування, визначену специфіку поведінки клієнтів.

Таблиця 5.19 — Концепція маркетингових комунікацій

| № | Специфіка поведінки цільових клієнтів | Канали комунікацій, якими користуються клієнти | Ключові позиції, обрані для позиціонування | Завдання рекламного повідомлення            | Концепція рекламного звернення                          |
|---|---------------------------------------|------------------------------------------------|--------------------------------------------|---------------------------------------------|---------------------------------------------------------|
| 1 | Невідома                              | Вільний доступ до товару                       | Можливості проекту                         | Донесення переваг до потенційних споживачів | Донесення можливостей та сильних сторін стартап-проекту |

### Висновки за розділом

У даному розділі проведено маркетинговий аналіз перспектив реалізації запропонованого стартап-проекту. Проведена оцінка можливостей його ринкового впровадження.

З результатів проведеного аналізу видно, що на ринку буде попит на таку продукцію та рентабельність роботи, тобто є можливість ринкової комерсyalізації проекту. Визначено, що найбільшою загрозою для розробки стартап-проекту є відсутність стартового капіталу.

## **5 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ**

У даному розділі розглянуті питання визначення основних потенційно небезпечних та шкідливих виробничих чинників при виконанні МД, пов'язаних 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.

Також у цьому розділі запропоновані відповідні технічні рішення і організаційні заходи з електробезпеки, гігієни праці та виробничої санітарії, а також визначені основні заходи з безпеки в надзвичайних ситуаціях.

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

Процес розробки програмного забезпечення для сенсору моніторингу АТ та пристрою на його основі проводиться за допомогою комп'ютера. Людина піддається впливу іонізуючого, інфрачервоного й ультрафіолетового при роботі з комп'ютером. Ці рівні мають відповідати вимогам ДСанПіН 3.3.2.007–98 «Державні санітарні правила і норми роботи з ВДТ ПЕОМ».

До основних потенційно шкідливих та небезпечних факторів, що пов'язані з використанням комп'ютера, можна віднести такі фактори:

- можливість ураження електричним струмом;
- недостатня освітленість робочої зони. Умови освітленості виробничих приміщень повинні задовольняти норми, що визначені у ДБНВ2.5– 28– 2006;
- випромінювання оптичного діапазону (ультрафіолетове, інфрачервоне, випромінювання видимого діапазону) комп'ютера;
- перевищення рівню шуму на робочому місці. Припустимі рівні звукового тиску приймають відповідно до санітарним нормам зазначеним у ДСН 3.3.6.037 99;
- напруга зорових органів і пов'язане з цим перевтомлення користувача комп'ютера;

— незадовільні мікрокліматичні умови. Значення показників мікроклімату у виробничих приміщеннях мають задовольняти нормам ГОСТ 12.1.005-88 та ДСН 3.3.6.042-99

— можливість виникнення надзвичайних ситуацій (НС);

## **5.2 Технічне рішення та організаційні заходи з безпеки і гігієни праці та виробничої санітарії**

### **5.2.1 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  $N=5$ .

Площина, яка припадає на одного робочого:

$$S = \frac{lb}{N} \quad (5.1)$$

Підставивши значення у формулу (5.1), отримаємо  $S=9,6 \text{ м}^2$

Об'єм приміщення, який припадає на одного робочого:

$$V = \frac{lbh}{N} \quad (5.2)$$

Підставивши значення у формулу (5.2), отримаємо  $V=28,8 \text{ м}^3$

Згідно СНиП 2.09.02–85 на одного працюючого в приміщенні повинна припадати площа не менше  $S_{min} = 4,5 \text{ м}^2$  та об'єм не менше  $V_{min}=15 \text{ м}^3$ . Ця вимога також виконується.

При роботі працівником виконуються дослідницькі роботи з технічною документацією; макетами вимірювальних приладів. Виконувані роботи не вимагають систематичного значного фізичного навантаження і відносяться до легких фізичних робіт з енерговитратами до 120 ккал/годину (категорія Ia, постійне робоче місце).

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

ДСанПіН 3.3.2.007–98 "Державні санітарні норми і правила роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин" встановлюють норми щодо забезпечення охорони праці користувачів комп'ютера.

Для зниження несприятливих наслідків та небезпечних факторів, таких як нервово-емоційні переживання та серцево-судинні захворювання необхідно дотримуватись цих норм.

Екран монітору повинен розташовуватись перпендикулярно нормальній лінії зору, для зручного зчитування інформації. Переміщення його можливе справа на ліва  $\pm 30^\circ$  та нахилу вперед до  $85^\circ$  і назад до  $105^\circ$ . Клавіатура повинна розташовуватись на відстані 100–300 метрів від краю стола. При цьому кут нахилу складає  $5\text{--}15^\circ$  так, що зап'ястя людини було розташоване горизонтально до площини столу. Для роботи обома руками таке положення клавіатури найзручніше.

Монітор розташовується на відстані не менш 1 м від стін приміщення. Робочі місця з дисплеями повинні розташовуватися на відстані не менш 1,5 м один від іншого.

Конструкція комп'ютера передбачає електричне з'єднання з землею металевих частин його корпусу, для захисту користувачів від ураженням електричним струмом. У комп'ютері використовується спеціальна трьохконтактна мережна вилка.

Робоче місце обладнане комп'ютером освітлюється за допомогою рівномірного штучного освітлення. Його джерелом є люмінесцентні лампи ЛБ.

Під час роботи з комп'ютером існує ряд вимог до освітлення приміщень та робочих місць:

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

— необхідно забезпечити достатньо 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 провадитися кожні 10 хвилин з інтервалом в годину. Пропонується 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.

### **5.2.3 Освітлення робочих місць**

Для світлового часу доби використовується природне освітлення, яке забезпечується через вікна у стінах будинку, а також штучне освітлення, що 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, потужністю 40 Вт, а індивідуальне за допомогою настільних світильників з лампами накаливання потужністю 60 Вт, а напругою 36 В.

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

$$F_{\text{л}} = \frac{E_{\phi} k_z S_z}{N \eta}, \quad (5.3)$$

Фактичне висвітлення робочих місць штучним освітленням визначається по формулі:

$$E_{\phi} = \frac{N \eta F_{\text{л}}}{k_z S_z}. \quad (5.4)$$

де  $F_{\text{л}}$  — світловий потік лампи, лм;  $N$  — кількість ламп, од;  $n$  — кількість ламп в світильнику, од;  $\eta$  — коефіцієнт використання світлового потоку;  $S$  — площа приміщення,  $\text{м}^2$ ;  $k_z$  — коефіцієнт запасу, обираємо  $k_z=1,5$  для лампи ЛБ;  $z$  — коефіцієнт нерівномірності обираємо  $z=1,1$ .

Для визначення коефіцієнта використання світлового потоку визначаємо 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.

Відповідно до формули (5.5), індекс приміщення  $i$  становить 1,56.

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  $i$  обираємо 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, лм. Отримаємо  $F_{\text{л}} = 3120$  лм. Тоді фактичне висвітлення робочих місць штучним освітленням складає 677,5 лм.

Штучне освітлення в приміщеннях регламентується нормами ДБН В.2.5-28-2006. Для здорової роботи категорії 3в при загальному освітленні це 600 лм. У нашому випадку фактичне освітлення відповідає існуючим нормам.

#### 5.2.4 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 потребуючі фізичної напруги при витраті енергії не більше 120 ккал/година відносяться до категорії тяжкості робіт «Іа».

Таблиця 5.1—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, що обмежено виробничими приміщеннями, називають робочою зоною. Атмосферне повітря і виробничі фактори, що 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. Також у повітрі приміщення має бути не менше 19–20% кисню.

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

### 5.2.5 Електробезпека

Згідно ПУЕ (Правила Улаштування Електроустановок) робоче приміщення за ступенем небезпеки ураження людей електричним струмом можна віднести до приміщень без підвищеної небезпеки. Воно відповідає таким вимогам як: відносна вологість повітря не перевищує 75%; температура не більше 35°C; відсутні хімічно агресивні середовища; відсутня можливість одночасного торкання людини до елементів металоконструкцій будівель, технологічних апаратів, механізмів, що мають з'єднання з землею з одного боку та до металевих корпусів з іншого боку.

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 занулення (тип *TN*—«*S*»).

Повторне заземлення нульового необхідно провести для зменшення напруги дотику.

Згідно ГОСТ 12.2.007.0–75 все електроустаткування в робочому приміщенні (крім ВДТ ПЕОМ — II клас) відноситься до I класу — воно має робочу ізоляцію відповідно до ГОСТ 12.1.009–76 і підключається до електромережі за допомогою триконтактних вилок, один з виводів яких підключений до заземленого виводу розетки, а також III класу — напруги живлення < 42 В (допоміжні атрибути — модем).

### 5.2.6 Розрахунок електромережі на вимикаючу здатність

Струм короткого замикання визначається за формулою:

$$I_{\text{кз}} \cong \frac{U_{\phi}}{R_0 + R_{\phi} + \frac{Z_{\text{т}}}{3}}, \quad (5.6)$$

де  $U_{\phi}$  — фазова напруга мережі (220 В);  $R_0$  — опір нульового дроту (3 Ом);  $R_{\phi}$  — опір фазового дроту (7 Ом);  $\frac{Z_{\text{т}}}{3}$  — розрахунковий опір трансформатора (0,14 Ом).

Підставивши значення у формулу (5.5) отримаємо струм короткого замикання рівним 21,7 А.

Струм спрацювання автоматів захисту з електромагнітним розпилювачем повинен бути в 1,4 рази менше струму короткого замикання при струмі до 100 А.

Для надійної роботи автоматів струмового захисту необхідне виконання наступної умови:

$$I_{\text{кз}} > 1,4 I_{\text{сп}}, \quad (5.7)$$

де  $I_{\text{кз}}$  — струм короткого замикання, А;  $I_{\text{сп}}$  — номінальний струм спрацювання автомату струмового захисту, А.

З формули 5.7  $I_{\text{сп}} \leq 15,5 \text{ А}$ .

Таким чином, струм спрацювання автомата повинен бути менше 15,5 А. Дана умова виконується, так як для автомата захисту, який використовується у робочому приміщенні  $I_{\text{СПР}}=10\text{А}$ .

Розрахуємо напругу дотику до корпусів електрообладнання при короткому замиканні:

$$U_{\text{Т}} \equiv I_{\text{КЗ}} R_0, \quad (5.8)$$

Підставивши значення у формулу (5.8), отримаємо напругу дотику 65,3 В.

За ГОСТ 12.1.038-88 необхідно використовувати автомати максимального струмового захисту з часом спрацювання не менше 0,8 с для забезпечення безпечної напруги дотику для людини. З розрахунків бачимо, що автомати захисту задовольняють цим умовам:  $I_{\text{СПР}} \equiv 10\text{А}$ , а  $T_{\text{СПР}} \equiv 0,2\text{с}$ .

### 5.2.7 Виробничий шум

Допустимі рівні шуму на робочих місцях відповідно до ДСН 3.3.6.037-99 подані у табл 5.2.

Зовнішні джерела шуму на виробничих місцях відсутні. В приміщенні джерелами шуму можуть слугувати персональні комп'ютери, телефони, принтери, кондиціонери та голоси людей. Припустимі 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 повинен перевищувати 50 дБА .

Допустимі рівні звуку та звукового тиску подані у таблиці 5.2 .

Таблиця 5.2 — Допустимі рівні звукового тиску і звуку для постійного(непостійного) широкосмугового (тонального) шуму

| Характер<br>робіт             | Допустимі рівні звукового тиску, дБ в стандартизованих октавних смугах частот із середньгеометричними значеннями,<br>Гц |    |     |     |     |      |      |      |      | Допустимий<br>рівень звуку,<br>дБА |
|-------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|-----|-----|-----|------|------|------|------|------------------------------------|
|                               | 31,5                                                                                                                    | 63 | 125 | 250 | 500 | 1000 | 2000 | 4000 | 8000 |                                    |
| Інженер технічної лабораторії | 86                                                                                                                      | 71 | 61  | 54  | 49  | 45   | 42   | 40   | 28   | 50                                 |

Очікувані рівні звукового тиску і рівень звуку відповідно до шумових 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 наведені у таблиці 5.2, тому умови робочого приміщення повністю відповідають існуючим санітарним вимогам.

### **5.2.8 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 НС — основні складові частини ПЛАС.

### **5.2.9 Обовязки та дії персоналу у разі виникнення надзвичайних ситуацій**

При виявленні НС працівник, що 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;
- при загрозі життю людей провести їх евакуацію;
- евакуювати працівників, що приймають участь у ліквідації НС за межі небезпечної зони;

- перевірити чи проінформовані люди про НС;
- проконтролювати, щоб працівники, які беруть участь у ліквідації наслідків НС дотримувались техніки безпеки;
- зустріти ДСНС та державну пожежну охорону та при необхідності надати їм допомогу у локалізації пожежі.

Для підрозділів ДСНС та державної пожежної охорони необхідно забезпечити доступ до місця, де виникла НС.

### 5.3 Пожежна безпека

Папір, дерев'яні меблі, пластмаса, гума належать до матеріалів, що можуть спалахнути. Відповідно до НАПБ Б.03.002–2007 науково-дослідна лабораторія відноситься до категорії В — тверді горючі речовини й матеріали, що при взаємодії з водою, киснем, повітря або один з одним здатні горіти.

До причин виникнення пожежі можна віднести:

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

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

Для уникнення пожежі в приміщеннях необхідно проводити пожежо-профілактичні заходи. До них відноситься інструктаж з техніки пожежної безпеки, застосування запобіжників в електричних мережах, використання пилонепроникних сполучних і розподільних коробок.

Відповідно до ДСТУ 3675–98 та ISO 3941–77 у науково-дослідницькій лабораторії повинні знаходитись два вогнегасника. Вуглекислотний типу «ОУ–5» і порошковий «ОП–2». Перший має розташовуватись на висоті 1,5 м від підлоги поруч із вихідними дверима.

Необхідно кожен місяць проводити профілактичний огляд електромереж для уникнення загоряння електропроводки. У разі короткого замикання рубильники

мають бути відключені від мережі. При цьому необхідно забезпечити вільний доступ до них.

У разі виникнення пожежі в приміщеннях необхідно провести евакуацію людей, що в них знаходяться. Всі виходи мають бути вільними. Еваковиходи мають відповідати ДБН В 1.1.007–2004. Також має 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.

Організаційними заходами щодо забезпечення пожежної безпеки є навчання робітників та службовців правилам пожежної безпеки а також евакуації, інструкцій про порядок роботи з пожежонебезпечними речовинами і матеріалами. В робочих приміщеннях виконані всі вимоги НАПБ А.01.001– 2004 «Правил пожежної безпеки України».

## ВИСНОВКИ

1. Проаналізувавши джерела інформації можна зробити такий висновок що, найкращим методом вимірювання АТ є осцилометричний, сучасні портативні пристрої не використовують цей метод, на відміну від запропонованого в дисертації. Сенсор складається з двох частин: перша — виконавчий механізм (актуатор), призначений для створення надлишкового тиску на артерію, а друга — сенсор, який буде фіксувати появу/зникнення пульсацій на стінках артерії. В якості першого елемента пропонується використати п'єзоелектричний актуатор, а другого — п'єзорезистивний (ПР) сенсор. Таке поєднання дасть можливість реєструвати показники САТ і ДАТ та слідкувати за АТ впродовж доби чи тижня на відміну від представлених на ринку смарт-годинників.

2. В результаті аналізу різних (пластини, трубки) конструкції ПЕ актуаторів рекомендовано зупинити свій вибір на пластинчатому ПЕ. Відносне видовження трубчатого актуатора довжиною 3 мм складає 0,0008%, а пластинчатого актуатора тієї ж довжини — 0,012% (0,36 мкм).

Розрахунки показали необхідність додаткових досліджень ПЕ: підбір п'єзоелектричного матеріалу для досягнення необхідного натиску на променеву артерію, розширення математичної моделі для визначення тиску.

3. Промодельовавши ПР та урахувавши усі конструктивні розміри, що впливають на конструкцію давача АТ рекомендовано обрати діаметр мембрани 5 мм, товщину металізації 20 мкм та відносну довжину елемента 1/4 діаметра мембрани. Зміна опору при таких значеннях залишається суттєвою. Абсолютна (відносна) різниця між опорами ПР до та після розтягнення мембрани складає 0,98 Ом (0,24%) для конструкції ПР I та -0,1 Ом (- 0,37%) — для ПР II.

При цьому необхідно використовувати мостову схему з двома робочими плечима чи повну з напругою на вході 3 В, як для ПР I, так і для ПР II, але ввімкнення їх повинно бути в протилежних плечах. Це дасть можливість виміряти напругу на виході на рівні 16%.

4. Пророблені варіанти конструкцій пристрою АТ мають такі особливості: конструкція пристрою має більш ергономічний дизайн, дає можливість відрегулювати положення пристрою та давача на зап'ясті для комфортного користування, на відміні від першої розробки.

5. Крім того, проведені дослідження показали необхідність подальшого моделювання давача АТ в програмному середовищі та розробки експериментального зразку давача та пристрою.

## ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Гончарук А. В. Портативний пристрій для моніторингу артеріального тиску на зап'ясті: науково-дослідна робота на здобуття ступеня бакалавр: напр. 6.050902 "Радіoeлектронні апарати" / Гончарук Анастасія Вікторівна; Нац. техн. ун-т України "Київ. політехн. ін-т ім. Ігоря Сікорського". — К., 2017. — 67 с.
2. Ананьева О.В. Гипертония / — Издательство: Вектор, 2007. — 65с. — ISBN 5-9684-0572-4
3. Інвазивний метод вимірювання АТ [Електронний ресурс].— Режим доступу: <https://meduniver.com/Medical/Xirurgia/1069.html>
4. Доплерівський метод вимірювання АТ [Електронний ресурс].— Режим доступу: <http://ilab.xmedtest.net/?q=node/4145>
5. Методи вимірювання АТ [Електронний ресурс].— Режим доступу: <https://helpiks.org/6-75704.html>
6. Аускультативний метод вимірювання АТ [Електронний ресурс].— Режим доступу: [https://uk.wikipedia.org/wiki/Тони\\_Короткова](https://uk.wikipedia.org/wiki/Тони_Короткова)
7. Фотоплетизмографія [Електронний ресурс].— Режим доступу: [file:///E/папка/Нова%20папка/MNTK\\_2018\\_2018\\_Karatsila\\_R\\_I-Application\\_of\\_photoplotismography\\_200-201.pdf](file:///E:/папка/Нова%20папка/MNTK_2018_2018_Karatsila_R_I-Application_of_photoplotismography_200-201.pdf)
8. Тонометри [Електронний ресурс].— Режим доступу: <https://www.piluli.ru>
9. Механічний тонометр [Електронний ресурс].— Режим доступу: <http://helpiks.org/5-62017.html>
10. Годинник HeartGuide [Електронний ресурс].— Режим доступу: <https://smartchasy.com/novosti/omron-heartguide/>
11. Mifone L18 37 Degree [Електронний ресурс].— Режим доступу: <https://mysku.ru/blog/china-stores/38317.html>
12. Smartch Smart Band [Електронний ресурс].— Режим доступу: <https://ru.aliexpress.com>

13. VivoWatch BP [Электронный ресурс].— Режим доступа: <https://se7en.ws/computex-2018-smart-chasy-asus-zenwatch-3-s-funkciey-izmereniya-arterialnogo-davleniya/>

14. Патент US20160287102 Transducing pressure to a non-invasive pulse sensor [Электронный ресурс]. — Режим доступа: [https://patentscope.wipo.int/search/en/detail.jsf;jsessionid=DD5842FC85DA09E7739D82D6FDC0FF82.wapp1nC?noMenu=false&docId=US178074329&recNum=21&maxRec=75474&office=&prevFilter=&sortOption=&navig=existing&queryString=ALLNAMES%3A\(Microsoft\)](https://patentscope.wipo.int/search/en/detail.jsf;jsessionid=DD5842FC85DA09E7739D82D6FDC0FF82.wapp1nC?noMenu=false&docId=US178074329&recNum=21&maxRec=75474&office=&prevFilter=&sortOption=&navig=existing&queryString=ALLNAMES%3A(Microsoft))

15. Патент US6443906 Method and device for monitoring blood pressure. [Электронный ресурс]. — Режим доступа: <https://patents.google.com/patent/US6443906/zh>

16. П'єзоелектрики [Электронный ресурс] — Режим доступа: [http://www.bookasutp.ru/Chapter6\\_3\\_5.aspx](http://www.bookasutp.ru/Chapter6_3_5.aspx) — Назва з екрану.

17. Бобцов А. А. Исполнительные устройства и системы для микроперемещений [Текст] / А. А. Бобцов, В. И. Бойков, С. В. Быстров, В. В. Григорьев. – СПб: ГУ ИТМО, 2011. – 131 с.

18. П'єзокерамічні матеріали [Електронний ресурс] — Режим доступа: [http://eurotek-g.com/products/pezokeramich\\_el/typr\\_pezokeramiki/pic-151/#ad-image-0](http://eurotek-g.com/products/pezokeramich_el/typr_pezokeramiki/pic-151/#ad-image-0) — Назва з екрану.

19. Тензорезисторы. Энциклопедия АСУ ТП [Электронный ресурс] — Режим доступа: <http://engineering-solutions.ru/ultrasound/piezomaterials/>

20. Тесленко В. А. Что стоит знать о тензорезисторах [Электронный ресурс] — [http://www.picad.com.ua/0106/pdf/4to\\_sleduet\\_znat\\_1\\_06.pdf](http://www.picad.com.ua/0106/pdf/4to_sleduet_znat_1_06.pdf) — Назва з екрану

21. Дутикова Е. Ф. Ультразвуковое исследование магистральных артерий конечностей // Е. Ф. Дутикова, Ю. А. Зюляева [Электронный ресурс]. — Режим доступа: [http://medradiology.moscow/d/1364488/d/no49\\_2018\\_uzi\\_mak\\_0.pdf](http://medradiology.moscow/d/1364488/d/no49_2018_uzi_mak_0.pdf) — Назва з екрану

22. ABS [Электронный ресурс]. — Режим доступа: <http://www.npblog.com.ua/index.php/himiya/abs-plastik.html>

**ДОДАТОК А ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ**

Гончарук, А. В. РІ-71МП, 2018

**ДОДАТОК Б ПУБЛІКАЦІЇ ПО ТЕМІ ДИСЕРТАЦІЇ**

Гончарук, А. В. РІ-71МП, 2018

**ДОДАТОК В ЛІСТИНГ ПРОГРАМИ В СЕРИДОВИЩІ MATLAB**

Гончарук, А. В. РІ-71МП, 2018