

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

**Приладобудівний факультет**

**Кафедра інформаційно-вимірювальних технологій**

До захисту допущено:

Завідувач кафедри

\_\_\_\_\_ Володимир ЄРЕМЕНКО

«\_\_» \_\_\_\_\_ 20\_\_ р.

**Дипломний проєкт**

**на здобуття ступеня бакалавра**

**за освітньо-професійною програмою «Інформаційні вимірювальні  
технології та системи»**

**спеціальності 152 «Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка»**

**на тему: «Пристрій для вимірювання кров'яного тиску»**

Виконав :

студент IV курсу, групи ВА-71

Опанасенко Олександр Олександрович

\_\_\_\_\_

Керівник:

ст. викладач

Козир Олег Васильович

\_\_\_\_\_

Консультант з нормоконтролю:

Доцент, к.т.н., доцент

Богомазов Сергій Анатолійович

\_\_\_\_\_

Рецензент:

д.т.н., професор

Маєвський Станіслав Михайлович

\_\_\_\_\_

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

Студент \_\_\_\_\_

Київ – 2021 року

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

Факультет (інститут) приладобудівний факультет  
(повна назва)

Кафедра інформаційно-вимірювальних технологій  
(повна назва)

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

Спеціальність 152 «Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка»

Освітньо-професійна програма  
«Інформаційні вимірювальні технології та системи»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

Володимир ЄРЕМЕНКО  
(підпис) (ініціали, прізвище)

«\_\_» \_\_\_\_\_ 20\_\_ р.

**ЗАВДАННЯ**

**на дипломний проєкт студенту**

Опанасенку Олександр Олександровичу  
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема проєкту (роботи) Пристрій для вимірювання кров'яного тиску

керівник проєкту (роботи) Козир Олег Васильович, ст. викладач. \_\_\_\_\_,  
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від «26» 05 2021 р. №1347-с

2. Строк подання студентом проєкту (роботи) \_\_\_\_\_

3. Зміст пояснювальної записки (перелік завдань, які потрібно розробити) ТЗ. Вступ. Огляд існуючих технічних рішень. Розробка структурної, функціональної та принципової схем.

4. Перелік (ілюстративного) графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслеників, плакатів тощо) Схема структурна. Схема функціональна.. Схема принципова..

## 5. Консультанти розділів проєкту (роботи)\*

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв

7. Дата видачі завдання 11 лютого 2021 року

## Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломного проєкту (роботи)	Строк виконання етапів проєкту (роботи)	Примітка
1.	Розробка та узгодження технічного завдання	22.02.2021 р.	
2.	Огляд і аналіз існуючих технічних рішень	05.03.2021 р.	
3.	Проектування структурної схеми	13.03.2021 р.	
4.	Проектування функційної схеми	02.04.2021 р.	
5.	Проектування схеми електричної принципової вимірювальних каналів системи	14.04.2021 р.	
6.	Оформлення графічних матеріалів	01.06.2021 р.	
7.	Оформлення пояснювальної записки	01.06.2021 р.	
8.	Попередній захист дипломного проєкту	09.06.2021 р.	
9.	Рецензування дипломного проєкту	до 14.06.2020 р.	
10.	Захист дипломного проєкту	до 18.06.2020 р.	

Студент

\_\_\_\_\_  
(підпис)

Опанасенко О.О

(ініціали, прізвище)

Керівник проєкту

\_\_\_\_\_  
(підпис)

Козир Олег Васильович

(ініціали, прізвище)

\* Консультантом не може бути зазначено керівника дипломного проєкту (роботи)

## Анотація

Дипломна робота складається зі вступу, дев'яти розділів, висновку. Загальний об'єм пояснювальної записки становить 43 сторінок, 30 рисунків, перелік посилань.

В ході виконання дипломної роботи був розроблений пристрій для вимірювання кров'яного тиску.

Мета роботи - розробка апаратно-програмної складової пристрою для вимірювання кров'яного тиску.

Також були спроектовані структурна, функційна та принципові схеми.

## ABSTRACT

Thesis consists of an introduction, nine chapters, a conclusion. The total volume of the explanatory note is 43 pages, 30 figures, a list of links.

During the thesis, a device for measuring blood pressure was developed.

The purpose of the work is to develop a hardware-software component of a device for measuring blood pressure.

Structural, functional and schematic diagrams were also designed.

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

Кафедра інформаційно-вимірювальних технологій

ЗАТВЕРДЖУЮ

Зав. кафедрою ІВТ

проф. Володимир ЄРЕМЕНКО

" \_\_\_\_ " \_\_\_\_\_ 2021 р.

**ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ**

**на дипломний проєкт**

**«Пристрій для вимірювання кров'яного тиску»**

**ВА71.070004.008 ТЗ**

УЗГОДЖЕНО:

Керівник дипломного проєкту

ст.викладач \_\_\_\_\_

(Посада)

Козир О.В. \_\_\_\_\_

(Прізвище І.ПБ.)

" \_\_\_\_ " \_\_\_\_\_ 2021 р.

Дипломник:

Ст. гр. ВА-71

Опанасенко О.О. \_\_\_\_\_

(Прізвище І.ПБ.)

" \_\_\_\_ " \_\_\_\_\_ 2021 р.

Залікова книжка \_\_\_\_\_

Київ 2021

## **1 ПРИЗНАЧЕННЯ ТА ГАЛУЗЬ ЗАСТОСУВАННЯ**

Призначення приладу – вимірювання кров'яного тиску. Прилад для повсякденного та клінічного використання.

## **2 ПІДСТАВИ ДЛЯ ВИКОНАННЯ РОЗРОБКИ**

Підставою для розробки є завдання на дипломний проєкт, видане і затверджене кафедрою інформаційно-вимірювальних технологій Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського».

## **3 МЕТА ТА ТЕХНІКО-ЕКОНОМІЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ РОЗРОБКИ**

Метою розробки є запобігання хворобам, які пов'язані з відхиленням значення кров'яного тиску.

## **4 ДЖЕРЕЛА РОЗРОБКИ**

Джерелами розробки є:

- державні та галузеві стандарти;
- науково-технічні та дослідно-конструкторські звіти;
- науково-технічна література по проектуванню електронного обладнання.

## **5 ТЕХНІЧНІ ВИМОГИ**

5.1 Вимоги, що визначають експлуатаційні характеристики, показники якості та метрологічні характеристики

5.1.1 Технічні характеристики, метрологічні характеристики і показники якості

5.1.1.1 Пристрій повинен виконувати вимірювання кров'яного тиску.

5.1.1.3 Пристрій повинен мати наступні технічні характеристики:

5.1.1.3.1 Діапазон вимірювання тиску: 0 - 300 мм рт. ст.

5.1.1.3.2 Основна похибка вимірювання тиску -  $< 1\%$

5.1.1.3.2 Похибка квантування  $\gamma_{\text{кв}} = 0.03\%$ .

5.1.1.4 Пристрій повинен забезпечувати передачу результатів вимірювання по інтерфейсу UART.

5.1.2 Вимоги до виду кліматичного виконання та вимоги до розробляемого пристрою частині видів впливових величин

5.1.2.1 Пристрій повинен зберігати свої параметри в межах норм, установлених технічним завданням протягом строків служби і зберігання після і (або) в процесі впливу кліматичних факторів, що відповідають ГОСТ 15150

5.1.2.2 По стійкості до кліматичних і механічних дій пристрій повинен відноситися до групи 3 ГОСТ 22261 – 94.

5.1.2.3 Умови зберігання і транспортування

Блоки і модулі, що входять до складу пристрою, повинні допускати зберігання в опалювальних і не опалювальних сховищах за таких умов, згідно з ГОСТ 15150:

- для опалювального сховища:
  - температура повітря від  $+5^{\circ}\text{C}$  до  $+40^{\circ}\text{C}$  ;
  - відносна вологість повітря до 80% при температурі  $25^{\circ}\text{C}$  ;
- для неопалюваного сховища:
  - температура повітря від  $-50^{\circ}\text{C}$  до  $+40^{\circ}\text{C}$  ;
  - відносна вологість повітря до 98% при температурі  $25^{\circ}\text{C}$  .

Пристрій повинен зберігати працездатність, зовнішній вигляд і свої параметри після транспортування при дії наступних видів кліматичних і механічних чинників, які відповідають ГОСТу В 20.39.305-76.

Кліматичні і механічні фактори що впливають при транспортуванні наведені в табл. 5.1.



Таблиця 5.1 – Кліматичні і механічні фактори що впливають при транспортуванні

	Види впливаючих кліматичних і механічних факторів	Номінальні значення і граничні відхилення
Умови транспортування	Температура навколишнього повітря, °C Відносна вологість повітря при температурі 35°C, % Атмосферний тиск, кПа (мм. Рт. Ст.) Транспортна тряска: Кількість ударів в хвилину Максимальне прискорення, м/с <sup>2</sup> Тривалість дії, год.	-30 ... +50 98 60,0 – 106,7 (650 – 1150) 80 – 120 160 8

## 6 ЕТАПИ РОЗРОБКИ

Етапи розробки, оформлення та узгодження дипломного проєкту наведено в табл. 6.1.

Таблиця 6.1 – Етапи розробки дипломного проекту

№ п/п	Найменування етапу	Дата
1	Розробка та узгодження технічного завдання	12.05.2021
2	Огляд аналогічних рішень	13.05.2021
3	Проектування схеми електричної структурної пристрою	15.05.2021
4	Проектування схеми електричної функціональної пристрою	20.05.2021
5	Проектування схеми електричної принципової пристрою	22.05.2021
6	Аналіз похибок вимірювального каналу	23.05.2021
7	Розрахунок похибок вимірювального каналу	25.05.2021
8	Розроблення програмного забезпечення дипломного проєкту	01.06.2021
9	Оформлення графічних матеріалів	02.06.2021
10	Оформлення пояснювальної записки	04.06.2021
11	Попередній захист дипломного проєкту	09.06.2021
12	Рецензування дипломного проєкту	до 14.06.2021
13	Захист дипломного проєкту	до 18.06.2021

Всі стандарти що використовуються в даному ТЗ на ДП є чинними на території України.

№рядка	Формат	Познака	Найменування	Аркуші	№екз.	Примітки
1			<u>Альбом 1</u>			
2						
3			<u>Документація загальна</u>			
4			<u>Заново розроблена</u>			
5	A4	BA71.080004.001 ТП	Відомість технічного проекту	1	1	
6	A4	BA71.080004.002 ПЗ	Пояснювальна записка	44	1	
7	A4	BA71.080004.001 ТЗ	Технічне завдання	5	1	
8						
9	A4	BA71.080004.003 ПЕЗ	Пристрій для вимірювання кров'яного тиску			
10			Перелік елементів	1	1	
11						
12			<u>Альбом 2</u>			
13						
14			<u>Графічна документація</u>			
15			<u>Розроблена заново</u>			
16	A1	BA71.080004.001 Е1	Пристрій для вимірювання кров'яного тиску			
17			Схема електрична структурна	1	1	
18						
19	A1	BA71.080004.002 Е2	Пристрій для вимірювання кров'яного тиску			
20			Схема електрична функціональна	1	1	
21						
22	A1	BA71.080004.002 Е3	Пристрій для вимірювання кров'яного тиску			
23			Схема електрична принципова	1	1	
Зм.	Арк.	№ докум	Підпис	Дата	<div>BA71.080004.001 ТП</div> <div> Пристрій для вимірювання кров'яного тиску  Відомість технічного проекту </div> <div> Літ. Т   Аркуш 1   Аркуші 1  КПІ ім. Ігоря Сікорського  Каф. ІВТ, гр. BA-71 </div>	
Розроб.		Опанасенко О.О.				
Перев.		Козир О.В.				
Тех.контр.		Козир О.В.				
Н.контр.		Богомазов С.А.				
Затвердж.		Єременко В.С.				

# **Пояснювальна записка до дипломного проєкту**

на тему: «Пристрій для вимірювання кров'яного тиску»

Київ – 2021 року

## ЗМІСТ

<b>ВСТУП.....</b>	<b>4</b>
<b>1 ДОСЛІДЖЕННЯ ВИМІРЮВАНОЇ ВЕЛИЧИНИ .....</b>	<b>6</b>
1.1 Діастолічний тиск.....	6
1.2 Систолічний тиск.....	7
1.3 Нормальний тиск.....	7
1.4 Тиск і пульс.....	8
1.4 Захворювання артеріального тиску .....	8
1.4.1 Гіпертонія.....	8
1.4.2 Гіпотонія.....	8
<b>2 МЕТОДИ ВИМІРЮВАННЯ АРТЕРІАЛЬНОГО ТИСКУ .....</b>	<b>10</b>
2.1 Метод прямих вимірювань тиску крові.....	10
2.2 Непрямі (неінвазивні) методи вимірювання тиску крові. ....	11
2.2.1 Пальпаторний метод.....	12
2.2.2 Аускультативний метод .....	12
2.2.3 Осциллометричний метод (електронний).....	13
<b>3 ОГЛЯД ІСНУЮЧИХ РІШЕНЬ.....</b>	<b>14</b>
3.1 Ртутний тонометр.....	14
3.2 Механічні (анероїдні) тонометри.....	15
3.3 Автоматичні тонометри .....	16
3.4 Напівавтоматичні тонометри.....	17
<b>4 АНАЛІЗ СИГНАЛУ .....</b>	<b>19</b>
<b>5 СТРУКТУРНА СХЕМА .....</b>	<b>25</b>

					ВА71.080004.001 ПЗ			
Зм.	Арк.	№ докум.	Пілт.	Дата				
Розроб.	Опанасенко О.О.				Пристрій для вимірювання кров'яного тиску  Пояснювальна записка	Літ.	Аркуш	Аркушів
Перевір.	Козир О.В.					о	2	
						КПІ ім Ігоря Сікорського		
Н. контр.	Богомазов С.А.					каф.ІВТ, гр. ВА71		
Затв.	Єременко В.С							

<b>6 ФУНКЦІЙНА СХЕМА .....</b>	<b>26</b>
<b>7 ВИБІР ЕЛЕМЕНТНОЇ БАЗИ.....</b>	<b>27</b>
7.1 Датчик.....	27
7.2 Фільтри .....	28
7.3 АЦП. ....	31
<b>8 ПРИНЦИПОВА СХЕМА .....</b>	<b>33</b>
<b>9 МОДЕЛЮВАННЯ СИСТЕМИ.....</b>	<b>34</b>
9.1 Аналогове введенняреального і генерування тестового сигналів. ....	34
9.2 Обробка тестового сигналу .....	36
9.3 Пошук контрольних точок сигналу пульсових хвиль.....	38
9.4 Знаходження контрольних точок «дихальних» хвиль. ....	40
9.5 Обчислення показників стану серцево-судинної системи.....	41
<b>ВИСНОВКИ .....</b>	<b>43</b>
<b>ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ.....</b>	<b>44</b>

## ВСТУП

Людський організм - це величезний механізм, органи, якого виконують певну функцію, завдяки якій людина живе. Одну з головних ролей у цьому «тандемі» займає серцево-судинна система. При функціонуванні головного органу, його клапани викидають в магістральні судини кров під певним тиском, що має назву кровеносних або артеріальним. Далі, кров розноситься по всьому організму і артеріальний тиск змінюється. Існують певні медичні норми для нього, а ось відхилення від них свідчить про збої в роботі кровеносної системи.

Важливою частиною клінічного моніторингу, що визначає загальний стан серцево-судинної системи та організму, є контроль артеріального тиску. Рух крові по судинах - це складний процес, який залежить від еластичності серця і тканин кровеносних судин, напруги гладких м'язів, кількості та в'язкості крові та опору кровотоку в капілярному руслі.

Розвиток засобів реєстрації та методів біологічної обробки сигналів, а також широке використання мікропроцесорної технології призвели до інтеграції окремих приладів для вимірювання та контролю фізіологічних параметрів у багатофункціональні системи моніторингу, що дозволяють комплексно оцінювати стан пацієнта.

Значення використання систем моніторингу для клінічної практики визначається наступними факторами:

- висока точність та об'єктивність отриманої діагностичної інформації;

					ВА71.080004.001 ПЗ	Арк.
						4
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

- відстеження в реальному часі змін важливих параметрів організму, що визначається швидкісною обробкою фізіологічної інформації;
- здатність одночасно обробляти зміни кількох фізіологічних параметрів та встановлювати зв'язок між ними;
- раннє виявлення ознак порушень управління в системах організму;
- моніторинг змін діагностичних параметрів, що впливають із поточних значень фізіологічних параметрів (наприклад, моніторинг змін периферичного опору, серцевого викиду, індексів активності вегетативної регуляції тощо).

Фотоплетизмографія - метод вивчення периферичної гемодинаміки, заснований на дослідженні поглинання світла, що проходить через досліджуваний ділянку тканини з пульсуючою кров'ю. Використовується в моніторах пацієнтів для визначення частоти серцевих скорочень, інтенсивності пульсації кровотоку, а також в пульсоксиметрі [1].

Завданням даної дипломної роботи є розробка пристрою для вимірювання кров'яного тиску. Для виконання цього завдання необхідно вивчити сигнал, розробити структурну, функційну схеми, підібрати елементи для принципої схеми, визначити вимоги до них та змодельовати систему.

					ВА71.080004.001 ПЗ	Арк.
						5
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		



# 1 ДОСЛІДЖЕННЯ ВИМІРЮВАНОЇ ВЕЛИЧИНИ

Виділяють кілька видів тиску в судинах: всередині серця, в венах, в капілярах ... Але нас цікавить артеріальний - той самий, який ми вимірюємо в медичних цілях. Від фаз циклу роботи серця найбільше залежить саме АТ.

Артеріальним тиском називають силу, з якою потік крові створює тиск в судинах, заповнених артеріальною кров'ю. З фізичної точки зору, це перевищення внутрішнього тиску над зовнішнім, атмосферним.

У клінічній практиці для характеристики артеріального тиску найчастіше використовують такі параметри: мінімальний (діастолічний) і максимальний (сistolічний) тиск.

## 1.1 Діастолічний тиск

У серцевому циклі виділяють три головних стадії: систола серцевих передсердь, систола шлуночків серця і діастола. Систола означає скорочення, діастола - розслаблення.

Коли серцевий м'яз розслабляється, артеріальний тиск падає до мінімальних, нижніх показників - і тоді говорять про діастолічний тиск, нижній показник з пари цифр, які показують тиск людини, так званий нижній тиск. Він показує ступінь опору самих маленьких кровоносних судин, розташованих на периферії організму, які надають ключовий вплив на показники тиску крові.

					ВА71.080004.001 ПЗ	Арк.
						6
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

## 1.2 Систолічний тиск

На етапі систоли відбувається скорочення серця, яке викидає в артерії кров. І тоді реєструється максимум - так званий систолічний АТ, верхній показник з пари чисел.

Цей показник визначається станом здоров'я серця, його здатністю швидко і часто скорочуватися, а також ступенем опору судин.

## 1.3 Нормальний тиск

Нормальний тиск для середньостатистичної дорослої і відносно здорової людини - АТ 110/70 мм рт. ст. : відповідно, нижній тиск дорівнює 70 мм рт. ст., а верхній - 110. Між цими двома показниками різниця повинна складати приблизно 30-40 мм рт. ст. - ця характеристика носить назву «пульсовий тиск» в судинах і пов'язує такі показники як тиск і пульс.

АТ може змінюватися в залежності від пережитих емоцій, фізичних навантажень, погоди за вікном і безлічі інших причин.

Однак, якщо відхилення від норми тиску істотні, то виникають характерні симптоми змін артеріального тиску, які вимагають вжиття заходів. Зовнішні прояви різких коливань тиску можуть бути подібні до тих які виникають при підвищенні і зниженні показників. Тому треба враховувати й інші характеристики людини.

					ВА71.080004.001 ПЗ	Арк.
						7
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

## 1.4 Тиск і пульс

У нормі частота серцевих скорочень (ЧСС), яку ми спостерігаємо у вигляді пульсу, становить від 60 до 90 уд / хв. При стрибку тиску в бік підвищення нерідко спостерігається збільшення пульсу, як результат тахікардії - підвищення ЧСС.

## 1.4 Захворювання артеріального тиску

### 1.4.1 Гіпертонія

Гіпертонія, або артеріальна гіпертензія - стан, коли тиск підвищений постійно, протягом доби, і саме не опускається нижче 140/90 мм рт. ст.

У 90% випадків мова йде про первинну гіпертонію, тобто підвищений тиск не є результатом яких-небудь інших патологій. Причини підвищеного тиску криються в судинах і системах, що регулюють їх роботу.

Вкрай небезпечним станом є значне підвищення артеріального тиску - на більш ніж 50% від вихідних показників. Воно називається гіпертонічним кризом і вимагає надання негайної медичної допомоги. Якщо така не буде надана в найкоротші терміни, то високий ризик розвитку інсульту, порушення кровообігу головного мозку, інфаркту або набряку легенів.

### 1.4.2 Гіпотонія

Гіпотонія - стан, коли показники артеріального тиску протягом тривалого часу, протягом всього дня складають менш ніж 90/60 мм рт. ст. В принципі гіпотонія, при якій людина ні на що не скаржиться і не відчуває жодних проблем

					ВА71.080004.001 ПЗ	Арк.
						8
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

зі здоров'ям, може бути варіантом фізіологічної норми. В цьому випадку медичне втручання не потрібне. Наприклад, у спортсменів гіпотонія називається гіпотензією тренованості, а у мешканців високогірних територій - адаптаційної гіпотензією, в обох випадках допомога лікаря не потрібна. Гіпотонія також розвивається в I триместрі вагітності, але в міру розвитку плоду тиск приходить в норму самостійно.

Якщо ж на тлі гіпотонії спостерігаються різні негативні стану - нудота, слабкість, запаморочення, іноді задишка, постійні проблеми з пам'яттю і концентрацією уваги.

					ВА71.080004.001 ПЗ	Арк.
						9
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

## 2 МЕТОДИ ВИМІРЮВАННЯ АРТЕРІАЛЬНОГО ТИСКУ

### 2.1 Метод прямих вимірювань тиску крові.

Тиск у серці та центральній судинній порожнині можна виміряти лише прямими методами. Виміряне значення - це миттєвий тиск, середній тиск та інші показники в порожнині, визначені шляхом запису та відображенні манометром.

Інвазивний метод вимірювання артеріального тиску вперше застосував англійський натураліст Стівен Гейлз в 1731 р. Він виміряв артеріальний тиск у коня, ввівши скляну трубку прямо в артерію. Стовпчик крові в трубці піднявся рівно на вісім футів і три дюйми (це приблизно 2,5 м) вище рівня лівого шлуночка серця коня.

Жан Л.М. Пуазейль (Jean L. Poiseuille, 1799-1869) в 1828 р вперше застосував ртутний манометр для прямого виміру тиску крові в артерії тварини.

В теперішній час пряма манометрія здійснюється наступним чином.

Безпосередньо в посудину або порожнину серця вводять:

- 1) катетер, заповнений фізіологічним розчином і передавальний тиск на зовнішній вимірювальний прилад
- 2) або зонд з вимірювальним перетворювачем на кінці

Пряме вимірювання кров'яного тиску здійснюється практично в будь-яких ділянках серцево-судинної системи і слугує базовим методом для перевірки результатів непрямих вимірювань кров'яного тиску. В даний час пряма манометрія комп'ютеризована і автоматизована.

					ВА71.080004.001 ПЗ	Арк.
						10
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

Пряме вимірювання артеріального тиску у людини проводиться в тих випадках, коли необхідно постійне і тривале спостереження за рівнем кров'яного тиску з метою своєчасного виявлення його небезпечних змін (в блоках реанімації, під час деяких хірургічних операцій).

Для визначення швидких коливань тиску розроблений внутрішньосерцевий датчик тиску діаметром всього 2 ... 3 мм, який може вводиться за допомогою катетера в порожнини серця. Електричні сигнали, пропорційні зміні тиску, по дроту, що проходить в катетерній трубці, передаються до апарату, що вимірює тиск крові.

Переваги прямих методів: можливість одночасного відбору через катетер проб крові для біохімічних аналізів і введення в кровоносне русло необхідних лікарських засобів і індикаторів.

Основним недоліком прямих вимірювань є необхідність введення в кров'яне русло елементів вимірювального пристрою, що по суті є хірургічною операцією і виконується тільки в умовах стаціонару.

## 2.2 Непрямі (неінвазивні) методи вимірювання тиску крові.

Найбільш поширеними є такі методи: пальпаторний (метод Ріва-Роччі), аускультативний (по Короткову) і осциллометричний методи.

Усі три методи відносяться до компресійних, тому що вони засновані на принципі врівноваження тиску всередині судини відомим зовнішнім тиском.

					ВА71.080004.001 ПЗ	Арк.
						11
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

### 2.2.1 Пальпаторний метод

У 1896 році італійський дослідник Ріва-Роччі запропонував метод неінвазивного вимірювання артеріального тиску за допомогою ртутного сфігмоманометра. Метод Ріва-Роччі був максимально простий. У велосипедну шину, що оперізує верхню третину плеча і з'єднану з ртутним манометром, гумовою грушею, нагніталось повітря до припинення пульсу. Потім з шини тиск поступово стравлюють. Перші появи пульсації відповідали систолі тиску.

### 2.2.2 Аускультативний метод

Аускультативний метод був винайдений Н.С.Коротковим в 1905 році. Для вимірювання тиску передбачений дуже простий прилад, що складається з механічного манометра, манжети, груші і фонендоскопа. Метод заснований на повному перетисканні манжетою плечової артерії і прослуховуванні тонів, що виникають при повільному випусканні повітря з манжети.

В манжеті створюється кров'яний тиск вище передбачуваного систолічного (верхнього) і при повільному (1-5 мм ртутного стовпа в секунду) випусканні повітря з манжети реєструють показники артеріального тиску крові в момент появи і зникнення тонів Короткова. Показники на манометрі при виникненні тонів означають верхній (систолічний) кров'яний тиск, при зникненні - нижній (діастолічний).

Метод Короткова визнаний офіційним еталоном неінвазивного вимірювання артеріального тиску для діагностичних цілей, а також при проведенні верифікації автоматичних вимірювачів артеріального тиску.

					ВА71.080004.001 ПЗ	Арк.
						12
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

До недоліків методу Короткова можна віднести залежність від індивідуальних особливостей людини, котра здійснює вимір (хороший зір, слух, координація системи "руки-зір-слух").

Метод Короткова чутливий до шуму в приміщенні та точності артеріального розташування головки стетоскопа.

Для вимірювання тиску за методом Короткова потрібен безпосередній контакт манжети і головки фонендоскопа зі шкірою пацієнта.

### 2.2.3 Осциллометричний метод (електронний)

При вимірі тиску осциллометричним методом використовуються електронні прилади. Метод заснований на реєстрації пульсацій повітряного тиску, що виникають в апараті, коли кров проходить через стиснуту область артерії.

Зниження тиску в оклюзійної манжеті здійснюється східчасто, причому швидкість і величина стравлювання визначається алгоритмом приладу. На кожному ступені аналізується амплітуда пульсацій тиску.

Найбільш різке збільшення амплітуди пульсацій відповідає систолі АТ, максимальні пульсації - середньому тиску, різке ослаблення пульсацій - діастолі АТ.

До переваг методу можна віднести те, що він не залежить від навичок людини, котра здійснює вимірювання.

					ВА71.080004.001 ПЗ	Арк.
						13
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		



### 3 ОГЛЯД ІСНУЮЧИХ РІШЕНЬ

Тонометр (сфігмоманометр) - це прилад для неінвазивного вимірювання артеріального тиску.

#### 3.1 Ртутний тонометр

Ртутні тонометри або сфігмоманометри використовуються зараз вкрай рідко. Вони не ідеальні з точки зору екологічної безпеки виробництва та застосування.

Існує два типи ртутних тонометрів – механічні (рис. 3.1) та автоматичні. Зазвичай вони складаються з манжети на плече, груші для нагнітання повітря, стетоскопа, ртутного манометра, по стовпчику якого визначається Кров'яний тиск.



Рисунок 3.1 – Ртутний тонометр

					ВА71.080004.001 ПЗ	Арк.
						14
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

### 3.2 Механічні (анероїдні) тонометри

Найпоширеніші з механічних тонометрів - це анероїдні тонометри, тому що вони повністю безпечні. Такі тонометри складаються з манжети на плече, стетоскопа і груші для нагнітання повітря. Стандартний розмір манжети 22-32 сантиметри. Манжета зазвичай оснащена металевою скобою, яка полегшує самостійне закріплення на плечі і вбудований фонендоскоп, який не потрібно самостійно розміщувати під манжетою.

Регулятори скидання тиску і плавного відведення повітря зазвичай представляють собою клавішу, кнопку або гвинт, в залежності від моделі та від фірми-виробника. На рис. 3.2 зображений анероїдний тонометр.



Рисунок 3.2. – Анероїдний тонометр

					ВА71.080004.001 ПЗ	Арк.
						15
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

### 3.3 Автоматичні тонометри

Є два типи автоматичних тонометрів. Тонometri першого типу вимірюють Кров'яний тиск на стадії декомпресії, тонометри другого типу роблять вимірювання на стадії накачування повітря. Це забезпечує більш швидке і точне вимірювання артеріального тиску, оскільки виключається можливість надмірного стискання судин, артерія не травмується до початку вимірювань. У деяких моделях автоматичних тонометрів, слід (якщо прилад не робить цього автоматично) встановити величину, до якої слід підвищувати в манжеті Кров'яний тиск. Автоматичні тонометри (рис 3.3) забезпечені компресором, за допомогою якого в манжеті досягається необхідний кров'яний тиск.



Рисунок 3.3 – Автоматичний тонометр

					ВА71.080004.001 ПЗ	Арк.
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		16

### 3.4 Напівавтоматичні тонометри

Напівавтоматичні тонометри відрізняються від автоматичних наявністю груші для нагнітання повітря в манжету. Алгоритм вимірювання і точність отриманих результатів у напівавтоматичних тонометрів на високому рівні.

При вимірюванні артеріального тиску напівавтоматичним тонометром Вам слід накачати повітря в манжету грушею, всі виміри тонометр зробить сам. Напівавтоматичні тонометри(рис 3.4) самі спускають повітря, вимірюють систолу, діастолу та пульс.



Рисунок 3.4 – Напівавтоматичний тонометр

Вплив людського фактора, як в автоматичних, так і в напівавтоматичних тонометрах повністю виключається. Тим самим мінімізована похибка результату.

Зап'ястні тонометри відносяться до автоматичних. вони також бувають двох видів: перші вимірюють Кров'яний тиск на стадії декомпресії, другі - на стадії накачування повітря. Тонометри дуже прості в застосуванні. При вимірі тиску необхідно надіти тонометр на зап'ястя, а зап'ястя розмістити на рівні серця.

В даний час близько 80% усього автоматичного та напівавтоматичного обладнання для вимірювання артеріального тиску використовують осцилометричну технологію..

					ВА71.080004.001 ПЗ	Арк.
						18
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

## 4 АНАЛІЗ СИГНАЛУ

Фотоплетизмографічний сигнал - це зміна в часі об'єму кровоносної судини. Для реєстрації фотоплетизмографічного сигналу через досліджувану область біологічних тканин пропускається потік випромінювання в оптичному або інфрачервоному діапазоні. На рис. 4.1 показано як відбувається реєстрація плетизмограмою.



Рисунок 4.1 – Реєстрація плетизмограммой

Відповідно до закону Бурга-Ламберта-Біра, поглинання світла об'єктом з однорідними оптичними властивостями залежить від товщини шару, через який проходить випромінювання:

$$I = I_0 e^{-\epsilon \cdot l}, \text{ де:}$$

$I_0$  - Інтенсивність світлового потоку, що проходить через тканину,  $I$  - інтенсивність світлового потоку, що падає на тканину,  $\epsilon l$  - коефіцієнт поглинання залежить від довжини хвилі випромінювання та оптичних характеристик тканини,  $l$  - товщина поглинаючої тканини.

Амплітуда сигналу вимірюється як ослаблення випромінювання, що проходить (або відбивається від досліджуваної ділянки біологічної тканини) біологічну тканину, що містить кровоносні судини. Амплітуда сигналу при використанні широкосмугового фотодетектора не менше 0,1 мВ. Діапазон частот становить 0,1 ... 20 Гц.

Типовий тип сигналу показаний на рис. 4.2 Зліва (рис. 4.2, а) показаний повний сигнал, в якому можна вибрати константну ( $I_{\Pi}$ ) та змінну ( $Y_{\text{пер}}$ ) складові, праворуч (рис. 4.2 б) зображена вибрана та посилена змінна складова сигналу. Вона називається фотоплетизмограма.

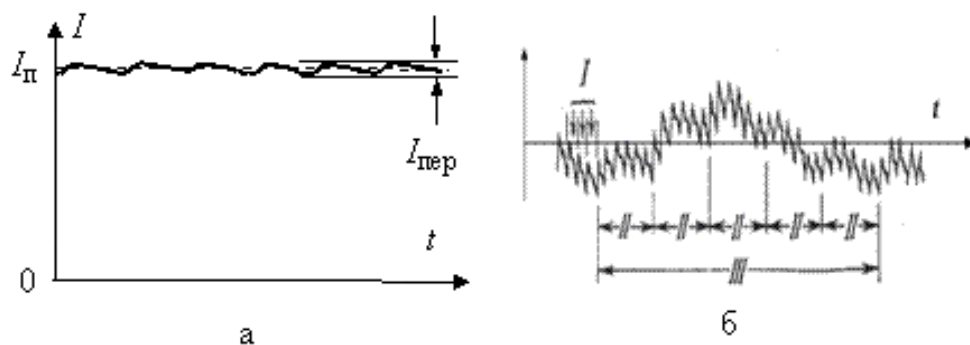


Рисунок 4.2 – Залежність сигналу від часу: а) повний сигнал; б) його змінна складова

На фотоплетизмограмі ви можете призначити "хвилі" першого, другого та третього порядку:

Хвиля першого порядку (I) синхронізується із скороченням серця. Їх називають «пульсовими хвилями». Діапазон їх частот  $0,5 \div 20$  Гц.

Максимальне значення цієї хвилі відповідає моменту максимального кровопостачання кровоносної судини-систолі та мінімального-діастолі.

Амплітуда зафіксованих коливань залежить від різниці тисків у судині під час систоли та діастоли. На рис.4.3 зображені фотоплетизмограми периферичної артеріальної пульсації крові.



Рисунок 4.3 – Фотоплетизмограми периферичної артеріальної пульсації крові

Верх пульсової хвилі відповідає найбільшому об'єму крові, а її протилежна частина - найменшому об'єму крові в досліджуваній області тканини. Характер пульсової хвилі залежить від еластичності стінки кровоносної судини, частоти пульсу, обсягу ділянки дослідження тканини та ширини порожнини кровоносної судини. Вважається, що частота і тривалість пульсових хвиль залежать від особливостей серця, а також від розміру і форми його піків - залежно від стану стінок кровоносних судин. [1]

Хвиля другого порядку (II) синхронізована з ритмом дихання людини і називається "дихальною хвилею". Діапазон їх частот становить  $0,2 \div 0,5$  Гц. Вони з'являються через те, що серце знаходиться в грудній порожнині, а тиск



змінюється під час дихання (при вдиху зменшується відносно атмосфери, а при видиху - збільшується). Через це з часом змінюватиметься і артеріальний тиск, тому об'єм також змінюватиметься.

Виділяючи та оцінюючи дихальні хвилі, можна контролювати існування, глибину та "методи" дихання людини, а також надсилати сигнали небезпеки у разі тривалої зупинки або наявності небезпечних респіраторних захворювань.

Хвиля третього порядку (III) пов'язана з періодичною активністю центру нейрогуморальної регуляції судинного напруження. [2]

Залежність поглинання світла від часу складається з двох компонентів (рис. 4.4): пульсуючого компонента, спричиненого зміною об'єму артеріальної крові, спричиненого кожним серцебиттям, та "постійного" компонента. Визначення частки, а також оптичні характеристики вен і капілярів зони дослідження, крові, кісток, шкіри та інших тканин. [1] На рис. 4.4 показана залежність поглинання світла від часу.

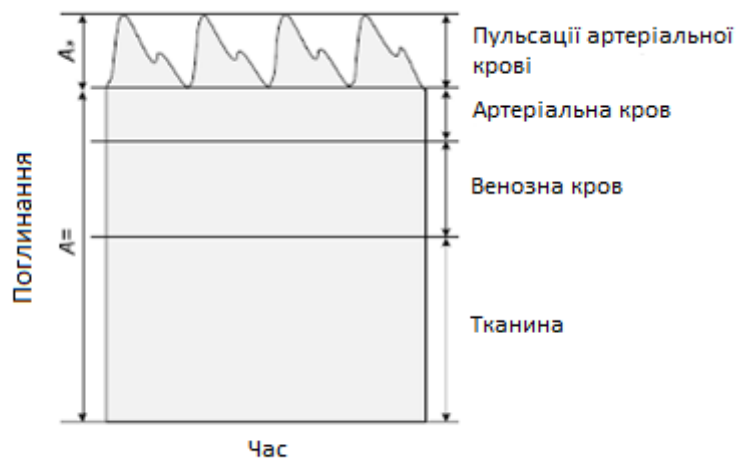


Рисунок 4.4 – Компоненти поглинання світла

Досліджувані параметри фотоплетизмограми можна розділити на чотири групи:

- Амплітуда, що відповідає анакротичному та дихроїчному періодам. Незважаючи на те, що ці параметри відносні, їх вивчення в динаміці дає цінну інформацію про силу реакції судин під час дії будь-якого короткочасного фактора, що діє на організм.
- Тимчасові, що надають інформацію про тривалість серцевого циклу та частоту серцевих скорочень, співвідношення та тривалість систоли та діастолі та форми їх фаз. Ці параметри є абсолютними значеннями і їх можна порівняти з існуючими нормами. Ця група вивчає тривалість анакротичної та дихроїчної фаз пульсової хвилі, тривалість пульсової хвилі, індекс висхідної хвилі, час наповнення під час систоли, тривалість систолічної та діастолічної фаз серцевого циклу, частоту серцевих скорочень.
- Статистична, що визначає мінливість амплітуди та частоти серцевих скорочень протягом тривалого періоду часу (хв).
- Розраховані параметри з використанням значень попередніх груп. До цієї групи належать: індекс дихроїчної хвилі, що відображає положення вершини дихроїчної хвилі щодо анакротичної; співвідношення тривалості анакротичної та дихроїчної фаз.

					ВА71.080004.001 ПЗ	Арк.
						23
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

Розрахунок вищезазначених параметрів дозволяє діагностувати як при оцінці миттєвої реакції організму на зовнішні фізичні фактори, наприклад, під час інтенсивної терапії та тривалого фіксування гемодинамічних змін. [3]

					ВА71.080004.001 ПЗ	Арк.
						24
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

## 5 СТРУКТУРНА СХЕМА

Вимикач пальцевого датчика містить світлодіод (СИД), що питається від звичайної батареї. Через досліджувану ділянку біотканини пропускається світлове виділення, далі світло падає на приймач вилученій, вихідне значення якого прямо пропорційно поглинанню світла біотканиною і, як правило, не більше 100 мВ, тому сигнал потрібно посилити до 5 В (так як часто АЦП дає вхідне напруження до 5 В ), тоді посилений сигнал пропускається через частотні фільтри з метою вивчення шумів та вироблення інтересів частотних складових сигналів. «Красивий» сигнал поступає на АЦП для оцифрування сигналів з ціллю наступних обрахунків потрібних показників стану пацієнта. Після того, як сигнал АЦП повинен відображатися на екрані ПК. На рис.5.1 зображена структурна схема.



Риунок.5.1 – Структурна схема

## 6 ФУНКЦІЙНА СХЕМА

Функційні схеми - це абстрактні та найрізноманітніші електричні схеми, які зазвичай відображають лише функціональний взаємозв'язок між компонентами об'єкта, розкривають його суть і дають поняття функції об'єкта, зображеного на схемі. На рис. 6.1 зображена функційна схема

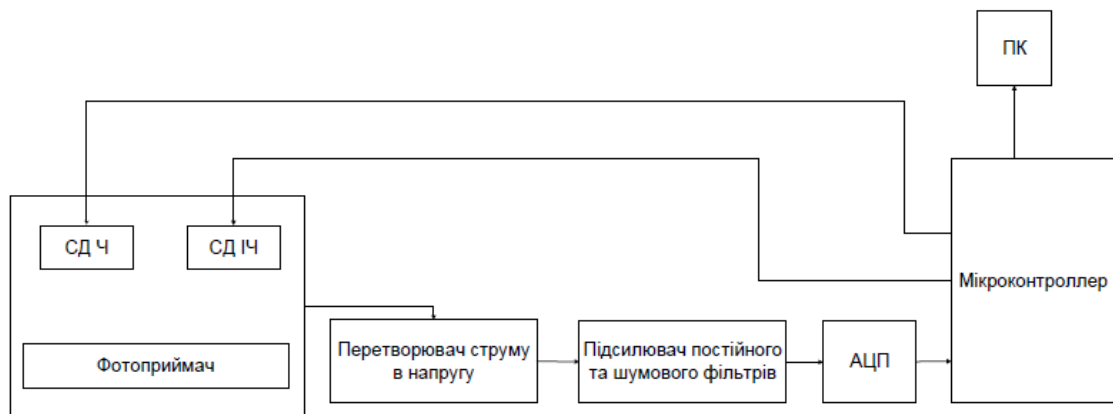


Рисунок 6.1 – Функційна схема

## 7 ВИБІР ЕЛЕМЕНТНОЇ БАЗИ

### 7.1 Датчик

Добре відомо, що ультрафіолетове випромінювання (10-380 нм) і видиме світло в синьому та фіолетовому діапазоні (380 – 485 нм) сильно поглинаються поверхневими тканинами, особливо пігментом шкіри – меланіном. Інфрачервоне випромінювання в довжині хвилі (50 – 2000 мкм) майже повністю поглинається верхніми шарами шкіри і має місцевий тепловий ефект.

Оптимальним діапазоном випромінювання в задачах реєстрації сигналу артеріальної пульсації крові є діапазон видимого та ближнього інфрачервоного світла.

Аналіз вищезазначених кривих спектра поглинання дозволяє зробити висновок – оскільки найбільше поглинання світла артеріальною кров'ю відбувається в діапазоні 600 – 700 нм, що є червоним діапазоном видимого спектру (625 – 740 нм).

BL-L333URC, світлодіод червоний d=3 мм

Тип	напівпровідниковий світлодіод
Матеріал	algaas, ddh
Колір світіння	червоний
Довжина хвилі	660 нм (червоний)
Робоча температура	-50...50 °C

					ВА71.080004.001 ПЗ	Арк.
						27
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

Як фотоприймача в фотоплетізографічних датчиках використовується широкосмуговий кремнієвий діод, що володіє високою чутливістю в області червоного діапазону випромінювання, швидкодією і низьким рівнем шумів. [1]

Для даної системи цілком підійде р-і-п фотодіод. У структурі р-і-п і-зона посередині оточена двома областями протилежної провідності. При достатньо високій напрузі воно проникає в область і, а вільне середовище, яке виникає завдяки фотонам під час випромінювання, прискорюється електричним полем р-п-переходу. Це може збільшити швидкість і чутливість. Збільшення швидкості р-і-п фотодіода відбувається за рахунок того, що процес дифузії замінюється дрейфом заряду в сильному електричному полі. [4]

Вихідна напруга датчика не перевищує 100 мВ, тому сигнал потрібно підсилити в 50 раз (до 5 В).

## 7.2 Фільтри

1) Фотометричний ВП сигналу артеріальної пульсації крові обов'язково містить фільтр верхніх частот (ФВЧ), необхідний для виділення змінного сигналу артеріальної пульсації крові на тлі постійної складової. [1]

На рис.7.1 зображено фільтр верхніх частот.

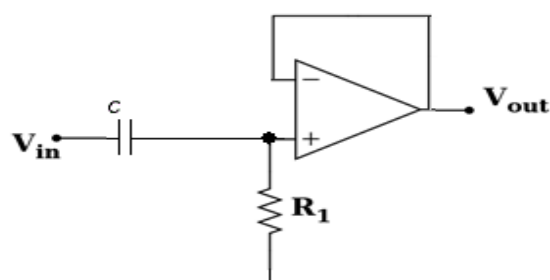


Рисунок 7.1 – Схема ФВЧ

$$f_{\text{ср}} = \frac{1}{2\pi R_1 C}$$

– для виділення пульсових хвиль:

частота зрізу: 0,5 Гц

$R_1=320 \text{ кОм}$

$C=1 \text{ мкФ}$

– для виділення «дихальних хвиль»:

частота зрізу: 0,1 Гц

$R_1=320 \text{ кОм}$

$C=5 \text{ мкФ}$

Реєстрація сигналу артеріальної пульсації крові за допомогою фотоплетизмографічного датчика супроводжується наявністю перешкод різної природи. Основні перешкоди, що впливають на точність вимірювання показників серцевого ритму, мають електричну, оптичну і фізіологічну природу виникнення.

Перешкоди електричної природи виникають в підсилювальному тракті ВП сигналу артеріальної пульсації крові в результаті впливу зовнішніх електромагнітних полів, що створюються головним чином, електричною мережею живлення. Для придушення перешкод такого роду доцільно використовувати ФНЧ. Частотна фільтрація можлива, завдяки тому, що основна спектральна потужність сигналів артеріальної пульсації крові зосереджена в смузі частот до 20 Гц, сигналів «дихальних хвиль» - до 0,5 Гц. В якості фільтра нижніх частот для обробки біосигналів найбільш доцільно використовувати фільтр Баттерворта, до

					ВА71.080004.001 ПЗ	Арк.
						29
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		



переваг якого можна віднести максимально плоску частотну характеристику в смузі пропускання. На рис.7.2 зображена амплітудно-частотна характеристика фільтру Баттерворта.

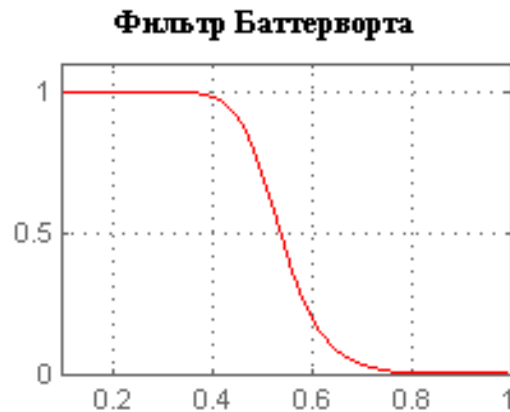


Рисунок 7.2 – АЧХ фільтру Баттерворта нижніх частот

Для вибору пульсової хвилі частота відсікання становить 20 Гц, а для вибору "дихальної хвилі" - 0,5 Гц. На рис. 7.3 зображена схема фільтру низьких частот.

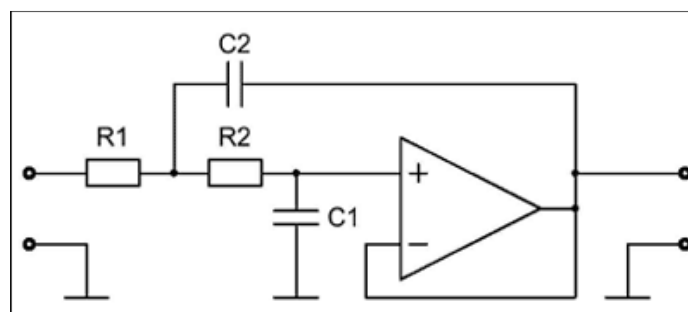


Рис.7.3 – Схема ФНЧ

$$R_1 = R_2 = \frac{a_1 \cdot C_2 \pm \sqrt{a_1^2 \cdot C_2^2 - 4 \cdot b_1 \cdot C_1 \cdot C_2}}{4 \cdot \pi \cdot F_{среза} \cdot C_1 \cdot C_2},$$

Формула 7.1 Розрахунок пульсових хвиль

де  $a_1=1.4142$  и  $b_1=1.0$  - Табличні коефіцієнти,  $C1$  і  $C2$ , вибираються із співвідношення  $C2 / C1$ , яке більше, ніж рівно  $4 * b1 / a1^2$ , а відношення  $C2 / C1$  не набагато більше, ніж права частина нерівності. [5]

— щоб виділити пульсові хвилі:

частота: 20 Гц

$R_1 = R_2 = 6 \text{ кОм}$

— щоб виділити «дихальні хвилі»:

частота: 0,5 Гц

$R_1 = R_2 = 200 \text{ кОм}$

7.3 АЦП.

Вимоги до АЦП:

— Максимум напруги 5 В;

— Щоб похибка була менше чим 1% достатньо 7 розрядів. (так як  $1/2^7=0,7\%$ )

— Частота дискретизації має бути більше 40 Гц, але чим більше частота дискретизації - тим точніше обчислення.

Паралельно-послідовний АЦП перетворює безпосередньо, зберігаючи високу швидкість, він може значно зменшити кількість компараторів, необхідних для перетворення аналогових сигналів ( $n$  - кількість бітів вихідного коду, а  $k$  - кількість паралельних АЦП. АЦП використовується для зменшення помилки квантування першого АЦП шляхом оцифрування помилки. Першим кроком є груба конверсія (низька роздільна здатність). Далі визначте різницю між вхідним

					ВА71.080004.001 ПЗ	Арк.
						31
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

сигналом та аналоговим сигналом, що відповідає результату грубого перетворення (від допоміжного ЦАП, на який подається грубий код). На другому етапі знайдене значення різниці перетворюється, і отриманий код поєднується з грубим кодом, щоб отримати цілком вигідне значення.

					ВА71.080004.001 ПЗ	Арк.
						32
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

## 8 ПРИНЦИПОВА СХЕМА

У датчику приладу, синхронізація двох світлодіодів, червоного та інфрачервоного, контролюється таким чином, що одночасно вмикається лише один із двох світлодіодів. Цей контроль було отримано за допомогою мікроконтролера, який був запрограмований таким чином, що світлодіоди перемикалися приблизно 200 разів на секунду. Потім вихід фотодіода через падаюче світло від світлодіодів оброблявся за допомогою аналогових схем.

Перший етап схеми - перетворювач струму в напругу. Коли світло падає на діод, струм протікає через резистор негативного зворотного зв'язку, який створює напругу, пропорційну струму на виході. Частотний діапазон, який потрібен, становить від 0,5 Гц до 5 Гц. 14 Конденсатор зворотного зв'язку утворює фільтр низьких частот з частотою відсікання 5 Гц. Другий етап схеми - смуговий фільтр із смугою пропускання від 0,48 Гц до 4,8 Гц. Нарешті, смуговий фільтрований сигнал посилюється, щоб отримати кінцевий вихідний сигнал.

					ВА71.080004.001 ПЗ	Арк.
						33
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

## 9 МОДЕЛЮВАННЯ СИСТЕМИ

Система вимірювання фотоплетизмографії, реалізована в програмному забезпеченні LabVIEW, призначена для запису таких параметрів, як імпульси та "дихальні" хвилі

Модель забезпечує можливість обробки реальних та аналогових сигналів. На рис. 9.1 зображена блок-схема перемикавання реального і тестового сигналів.

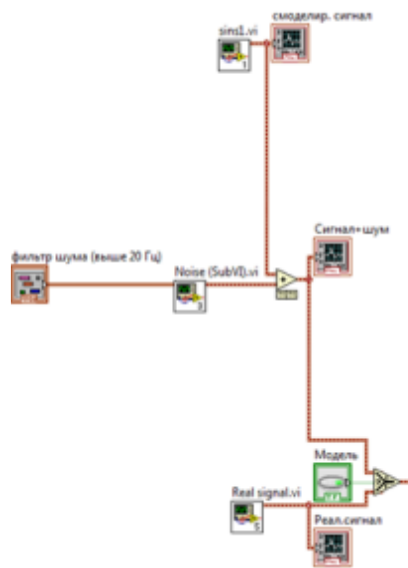


Рисунок 9.1 – Блок-схема перемикавання реального і тестового сигналів

### 9.1 Аналогове введення реального і генерування тестового сигналів.

Аналоговий вхід організований за такою схемою: обирається канал, який повинен приймати сигнал, вказується, що потрібно видалити з каналу (в даному випадку напруга), і записується кількість вибірок, які потрібно видалити в буфері і вказано. На рис. 9.2 показано зняття сигналу з аналогового входу DAQ пристрою

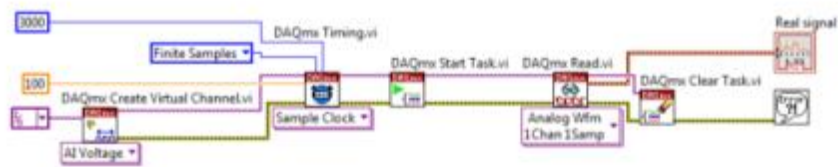


Рисунок 9.2 – Зняття сигналу з аналогового входу DAQ пристрою

Сигнал який змодельовувався - сума постійних складових і синусоїди.

Сигнал складається з 3000 вибірок, а період вибірки становить 0,01 секунди (тривалість сигналу 30 секунд). Амплітуда кожної гармоніки становить  $40 \div 60$  мВ, а гармоніка з частотою 0,23 Гц відповідає хвилі "дихання".

На рис 9.3 зображена блок-схема генерування тестового сигналу, далі на рис. 9.4 графік сигналу, який ми отримуємо.

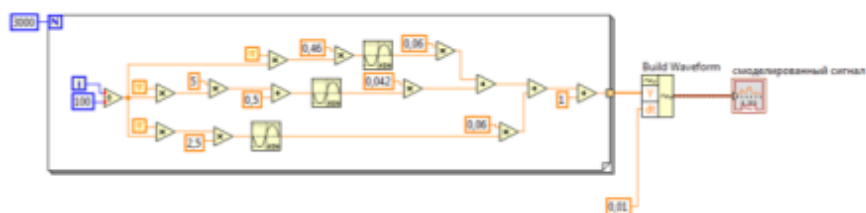


Рисунок 9.3 – Блок-схема генерування тестового сигналу

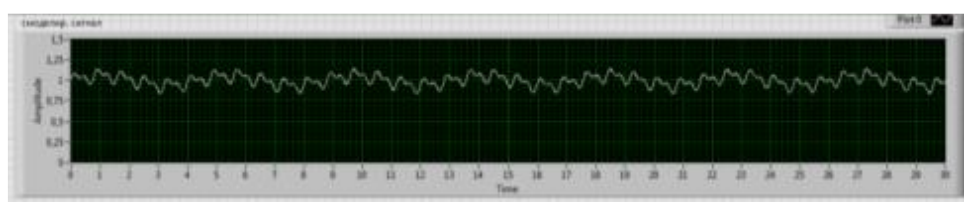


Рисунок 9.4 – Графік сигналу, що згенерувався

Для більш точного показу сигналу до реального необхідно додати шум(рис. 9.5).

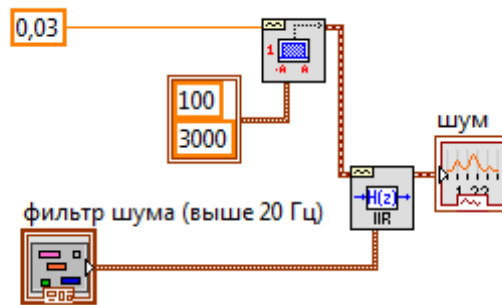


Рисунок 9.5 – Блок-схема генерування високочастотного шуму

На рис. 9.6 показано сигнал, який ми отримуємо з шумом.

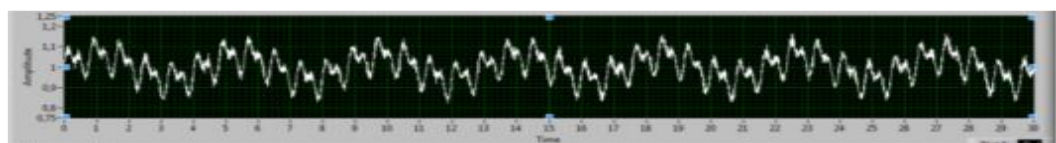


Рисунок 9.6 – Графік тестового сигналу з шумом

## 9.2 Обробка тестового сигналу

Підсилення цифрового сигналу - це, як правило, сигнал, помножений на підсилення. На рис. 9.7 показано посилення сигналу.

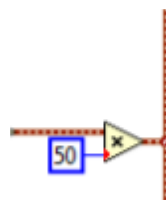


Рисунок 9.7 – Посилення сигналу

Цифровий смуговий фільтр використовується для передачі імпульсних хвиль і формування гармонік з частотою  $0,5 \div 20$  Гц. На рис.9.8 показана специфікація смугового фільтра для виділення пульсових хвиль.

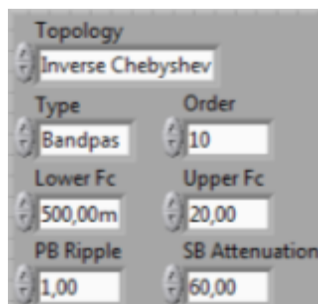


Рисунок 9.8 – Специфікація смугового фільтра для виділення пульсових  
ХВИЛЬ

Фільтри ФВЧ і ФНЧ використовуються для передачі "дихаючих" хвиль, залишаючи гармоніки з частотою  $0,2 \div 0,5$  Гц. На рис.9.9 показана специфікація смугового фільтра для виділення «дихаючих» хвиль.

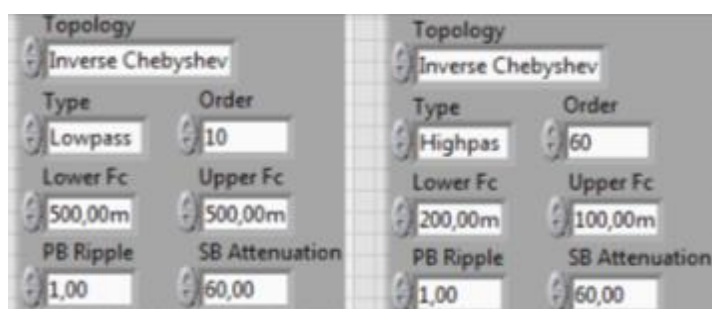


Рисунок 9.9 – Специфікація фільтрів для виділення «дихальних» хвиль

На рис. 9.10 зображені сигнали після фільтрації: зверху - пульсові хвилі, знизу - «дихальні» хвилі.

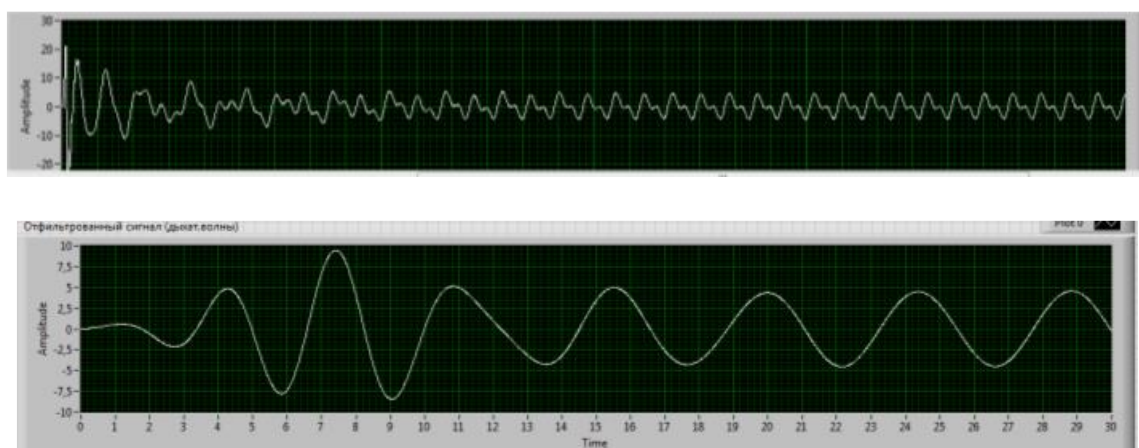




Рисунок 9.10 – Сигнали після фільтрації: пульсові хвилі, «дихальні» хвилі

Щоб в подальшому отримати достовірні відомості про сигнал, необхідно виключити вимірювання на перших секундах.

Для обробки пульсових хвиль досить залишити останню чверть сигналу, для «дихальних» - другу половину(рис. 9.11).

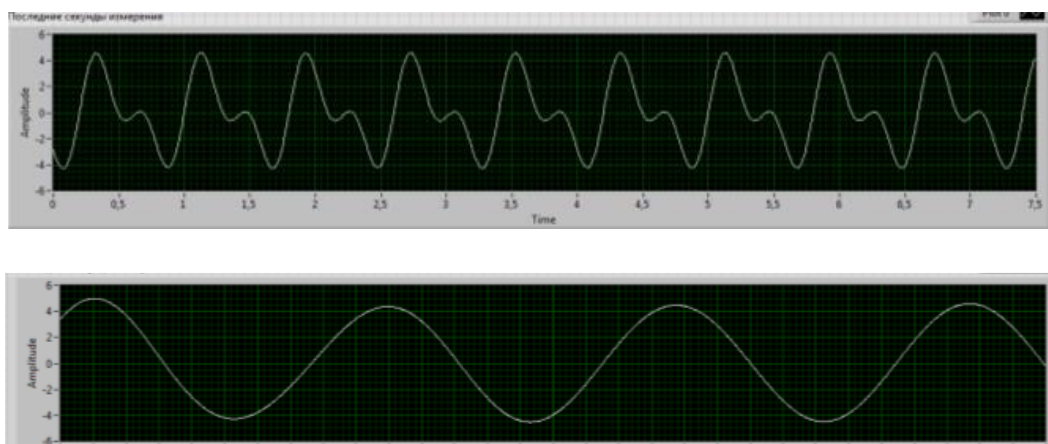
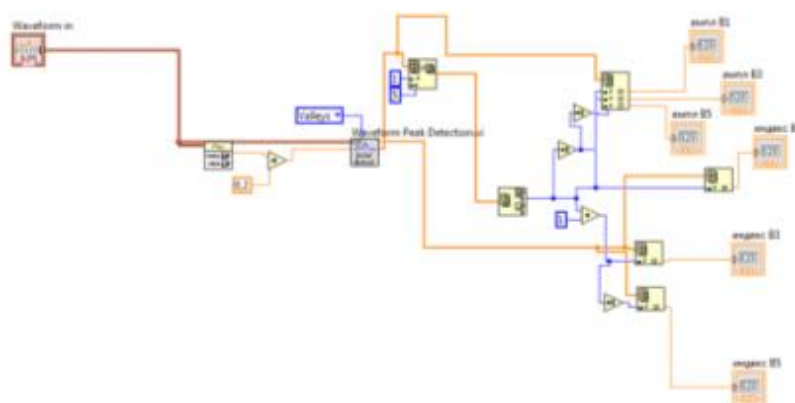


Рисунок 9.11 – Корисні для вимірювання відрізки сигналів

### 9.3 Пошук контрольних точок сигналу пульсових хвиль

Так як межами пульсової хвилі є мінімуми, то доцільно знайти спочатку мінімуми, виділити одну пульсову хвилю і далі проводити її вимірювання. Блок-схема пошуку мінімумів функції зображена на рис. 9.12.



## Рисунок 9.12 – Блок-схема пошуку мінімумів функції

Виокремлення екстремумів виконаємо за допомогою функції Waveform Peak Detection. Функція повертає два масиви: один містить величину мінімального (максимального) значення, а другий - контрольні номери цих крайніх значень.

Далі ми виділимо цикл пульсової хвилі(рис. 9.13), який представляє час особливої функції:  $t(B1)$  до  $t(B5)$ .

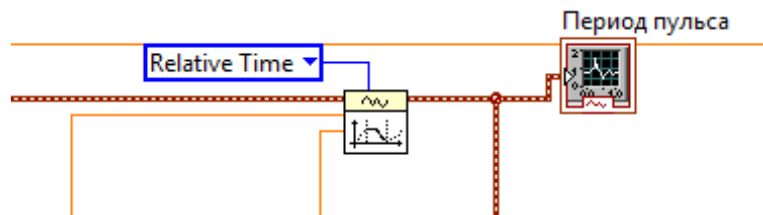


Рисунок 9.13 – Блок-схема виділення одного періоду пульсових хвиль

На рис. 9.14 зображено період пульсових хвиль який ми виділили.

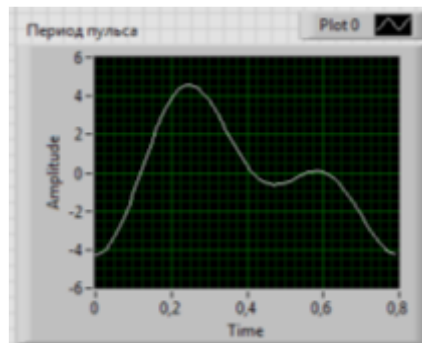


Рисунок 9.14 – Виділений період пульсових хвиль

Далі за таким же алгоритмом визначаються максимуми сигналу(рис. 9.15).

ампл B1	время B1
-4,27206	1,67569
ампл B2	время B2
4,57788	1,92201
ампл B3	время B3
-0,62376	2,14985
ампл B4	время B4
0,07702	2,25973
ампл B5	время B5
-4,24396	2,47576

Рисунок 9.15 – Результати пошуку контрольних точок

#### 9.4 Знаходження контрольних точок «дихальних» хвиль.

У цій моделі дихальна хвиля є синусоїдою, але фактичний сигнал нерегулярний. Тому частота та амплітуда вимірюваного сигналу вимірюються не спеціальною функцією гармонічного сигналу, а пошуком мінімальних та максимальних значень. Блок-схема пошуку екстремумів в «дихальних» хвилях зображена на рис. 9.16.

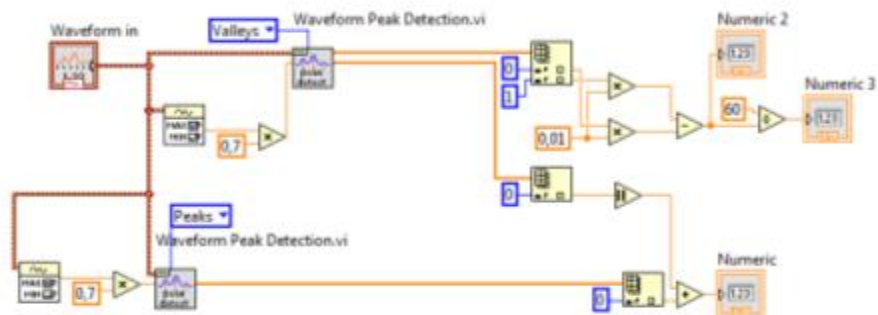


Рисунок 9.16 – Блок-схема пошуку екстремумів в «дихальних» хвилях

Результати пошуку екстремумів зображено на рис. 9.17.

Длительность дыхат.цикла
0,016481
Глубина дыхания (амплитуда)
9,26121

## Рисунок 9.17 – Результати пошуку екстремумів

### 9.5 Обчислення показників стану серцево-судинної системи

Частота пульсу, уд. / хв	$\frac{60}{t(B5) - t(B1)}$
індекс дикротичної хвилі	$\frac{B3 - B5}{B2 - B1} 100\%$
індекс висхідної хвилі	$\frac{t(B2) - t(B1)}{t(B5) - t(B1)} 100\%$
частота дихання, вдихів / хв	$\frac{60}{\text{Период «дыхательной волны»}}$

Таблиця 9.1 – Таблиця розрахунку показників стану людини

На рис.9.18 зображена блок-схема обчислень вимірних даних.

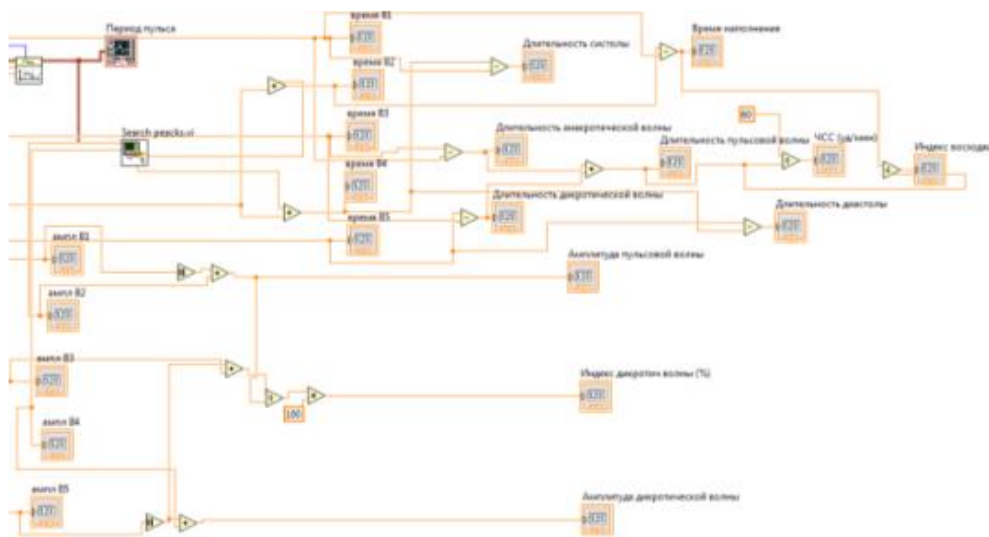


Рисунок 9.18 – Блок-схема обчислень вимірних даних

Далі ми виводимо результати обчислень(рис. 9.19)

Длительность пульсовой волны		ЧСС (уд/мин)
0,800074		74,9931
Длительность систолы	Время наполнения	Амплитуда пульсовой волны
0,584045	0,246327	8,84997
Длительность диастолы	Индекс восходящей волны	Амплитуда дикротической волны
0,216025	0,307875	4,32101
Длительность анакротической волны		Индекс дикротич волны (%)
0,474165		40,9066
Длительность дикротической волны		
0,325905		

Рисунок 9.19 – Результаты обчислень

## ВИСНОВКИ

У результаті написання дипломної роботи було розроблено Прилад для вимірювання артеріального тиску неінвазивним методом.

В даній роботі були розроблені та описана структурна схема, базуючись на якій були створені функціональна і відповідно до неї принципова електричні схеми. Були розглянуті різні прилади для вимірювання артеріального тиску.

					ВА71.080004.001 ПЗ	Арк.
						43
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

## ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. С.А. Акулов, А.А. Федотов «Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга». Учебное пособие, изд. «МОСКВА. Радио и связь», 2013.
2. <http://www.intuit.ru/studies/courses/590/446/lecture/9937?> page=2  
(Негосударственное образовательное частное учреждение «Национальный Открытый Университет «ИНТУИТ»)
3. <http://fbme.univer.kharkov.ua/2011/02/palcevyj-fotopletizmograf/> (Кафедра физической и биомедицинской электроники и комплексных информационных технологий Харьковского национального университета имени В.Н. Каразина)
4. [www.wikipedia.ru](http://www.wikipedia.ru)
5. <http://www.masterkit.ru> (Журнальные статьи по электронным наборам и модулям МАСТЕР КИТ)
6. [https://med-books.by/referati\\_normalnaya\\_fiziologiya/44067-referat-tisk-krov-u-krovonosnih-sudinah-metodi-vimryuvannya.html](https://med-books.by/referati_normalnaya_fiziologiya/44067-referat-tisk-krov-u-krovonosnih-sudinah-metodi-vimryuvannya.html)





