

Міністерство освіти і науки України
Івано-Франківський національний технічний університет
нафти і газу
Факультет автоматизації і енергетики
Кафедра інформаційно-вимірювальних технологій та
енергетичного менеджменту
Ковальчук Євген Тарасович
(прізвище, ім'я, по батькові)

УДК 622.691.4
(індекс)

БАКАЛАВРСЬКА РОБОТА

Розроблення пристрою для контролю судин кінцівок людини
тепловим методом

(назва роботи)

(назва освітньої програми)

Спеціальність 152- Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка

(шифр і назва спеціальності)

**Робота містить результати власних досліджень, використання ідей,
результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне
джерело:**

Здобувач освітнього ступеня

Є. Т. Ковальчук

(підпис, ініціали та прізвище здобувача)

Науковий керівник

Боднар Р. Т., канд. техн. наук, доцент

(підпис, прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання керівника)

Допущено до захисту
Завідувач кафедри ІВТЕМ

Доц. _____ **Цих В. С.**
(посада) (підпис) (дата) (ініціали та прізвище)

м. Івано-Франківськ – 2026

**Івано-Франківський національний технічний університет
нафти і газу**
Факультет автоматизації і енергетики
Кафедра інформаційно-вимірювальних технологій та
енергетичного менеджменту
Освітній рівень перший бакалаврський
Спеціальність 152-Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри ІВТЕМ

В. С. Цих
« 15» 05. 2026 р.

ЗАВДАННЯ

НА БАКАЛАВРСЬКУ РОБОТУ СТУДЕНТУ

Ковальчук Євген Тарасович (прізвище, ім'я, по-батькові)

1.Тема роботи: Розроблення пристрою для контролю судин кінцівок людини тепловим методом

Керівник роботи

Боднар Роман Тарасович, к.т.н., доцент
(прізвище, ім'я, по-батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом вищого навчального закладу від 13.05. 2026 р. № 215/7

2. Строк подання студентом закінченого проекту (роботи) 15.06.2026 р.

3.Вихідні дані до проекту (роботи): об'єкт контролю – судини кінцівок людини; діапазон вимірювання температури – $10 - 50\text{ }^{\circ}\text{C}$; процес контролю – неперервний

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити):_аналіз методів контролю; теоретичне обґрунтування вибраного методу; розроблення структурної схеми установки; розроблення електричної принципової схеми установки ; метрологічний аналіз; розроблення заходів охорони праці

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень): математична модель шумового методу вимірювання температури (A1); математична модель процесу руху крові в судинах людини (A1); Схема електрична принципова (A1); щуп вимірювальний. Схема електрична принципова (A1); щуп вимірювальний. Складальне креслення (A1). Підсилювач. Схема електрична принципова(A1); метрологічний аналіз шумового методу контролю руху кровотоку (A1).

6. Консультанти розділів проекту (роботи)

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
4	Кривенко Г.М.		

7. Дата видачі завдання_15.05.2026 р. _

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів дипломного проекту (роботи)	Строки виконання етапів проекту (роботи)	Примітка
	Аналіз методів контролю	15.05.26 –20.05.26	
	Теоретичне обґрунтування методу	20.05.26– 25.05.26	
	Розроблення структурної схеми установки	25.05.26– 26.05.26	
	Розроблення електричної принципової схеми установки	27.05.26– 30.05.26	
	Розроблення конструкції вузлів	30.05.26– 05.06.26	
	Метрологічний аналіз	05.06.26– 10.06.26	
	Розроблення заходів охорони праці	10.06.26– 15.06.26	

Здобувач освітнього ступеня _____ Ковальчук Є. Т..

Керівник проекту (роботи) _____ (підпис) _____ (прізвище та ініціали)
 Боднар Р. Т. _____ (підпис) _____ (прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

РОЗРОБЛЕННЯ ПРИСТРОЮ ДЛЯ КОНТРОЛЮ КІНЦІВОК ЛЮДИНИ ТЕПЛОВИМ МЕТОДОМ

Пояснювальна записка – 74 стор., 12 рис., 6 табл., 1 додаток, 23 джерел,
8 арк. креслень.

Шумовий метод контролю базується на виникненні теплового шуму, який по суті створюється іонами чи вільними електронами, внаслідок їх руху під дією різниці потенціалів. Даний метод є досить актуальним в наш час, оскільки він не приносить шкоду організму людини, оскільки він є неінвазивним, тобто його реалізація здійснюється без внесення в організм людини будь-якого шкідливого випромінювання.

В роботі розглянуті питання, що стосуються реалізації методики. Запропонований вимірювальний термоперетворювач у вигляді щупа.

Здійснено метрологічний аналіз реалізації методики визначення швидкості кровообігу.

Розглянуто питання охорони праці при експлуатації приладу шумового термометра

ТЕПЛОВИЙ ШУМ; ТЕМПЕРАТУРА; СПЕКТРАЛЬНА ЩІЛЬНІСТЬ;
КРОВОНОСНА СУДИНА; ТИСК; ГІДРОДИНАМІКА

ABSTRACT

UDC 622.691.4

DEVELOPMENT OF A DEVICE FOR CONTROLLING HUMAN EXTREMITIES BY THE THERMAL METHOD

Explanatory note – 74 pages, 12 figures, 6 tables, 1 appendix, 23 sources,
8 sheets of drawings.

The noise control method is based on the occurrence of thermal noise, which is essentially created by ions or free electrons, as a result of their movement under the action of a potential difference. This method is quite relevant in our time, since it does not harm the human body, since it is non-invasive, that is, its implementation is carried out without introducing any harmful radiation into the human body.

The paper considers issues related to the implementation of the methodology. A measuring thermal converter in the form of a probe is proposed.

A metrological analysis of the implementation of the methodology for determining blood circulation speed is carried out.

The issue of labor protection during the operation of a noise thermometer device is considered

THERMAL NOISE; TEMPERATURE; SPECTRAL DENSITY; BLOOD
VESSEL; PRESSURE; HYDRODYNAMICS

ЗМІСТ

Вступ.....	7
1 Аналіз існуючих методів та приладів контролю периферійних судин кінцівок людини.....	9
1.1 Ультразвуковий метод визначення швидкості руху крові.....	10
1.2 Електромагнітний метод визначення швидкості руху крові.....	14
1.3 Метод комп'ютерної томографії	15
1.3.1 Технічні основи роботи рентгенівського комп'ютерного томографа	18
1.3.2 Можливості методу рентгенівської комп'ютерної діагностики.....	20
1.4 Термографічний метод контролю судин кінцівок людини.....	22
1.5 Пропозиції щодо удосконалення розроблюваної методики....	27
1.6 Постановка задачі на бакалаврську роботу.....	29
2 Розробка методики використання шумової термометрії для вимірювання швидкості кровообігу та локалізації запальних процесів.....	30
2.1 Теоретичні основи шумової термометрії.....	30
2.2 Теоретичне обґрунтування можливості вимірювання Швидкості кровообігу за зміною температури.....	39
2.3 Розробка структурної схеми пристрою для вимірювання кровообігу.....	47
2.4 Розроблення вхідного підсилювача пристрою контролю руху кровообігу людини.....	48
3. Метрологічний аналіз реалізації методики визначення швидкості кровообігу.....	51
3.1 Загальна класифікація похибок	51

3.2 Аналіз і розрахунок методичних похибок	55
3.3 Аналіз і розрахунок інструментальних похибок	
та визначення сумарної похибки.....	57
4. Охорона праці	59
4.1 Аналіз потенційних небезпек та шкідливих	
факторів при експлуатації шумового термометра	59
4.2 Забезпечення нормальних умов праці при роботі	
з шумовим термометром	60
4.3 Забезпечення безпеки технологічних процесів,	
монтажу, налагоджування та експлуатації обладнання	63
4.4 Пожежна безпека та безпека в надзвичайних ситуаціях.....	64
Висновки.....	69
Перелік посилань на джерела.....	70
Додатки	

ВСТУП

Неруйнівний контроль (НК) – контроль властивостей і параметрів об'єкта, не руйнуючи його та при якому не повинна бути порушена придатність об'єкта до використання та експлуатації. НК в певних випадках може дати результат, де руйнівний контроль (РК) не дає результату. Продуктивність НК досить висока, часто НК може бути порівняно легко автоматизованим. Всі ці переваги визначають широке поширення НК в техніці. До недоліків НК відносять відсутність в багатьох випадках прямого зв'язку результатів контролю з параметрами об'єктів. Тому на стадії розробки методів і апаратури НК необхідним є перевірка одержаних результатів і співставлення їх з даними РК. В даний час НК все більше застосовується. Його застосування забезпечує необхідний фактичний запас міцності і надійності машин та механізмів за одночасного зниження кількості матеріалів та маси.

Застосування НК дозволяє перейти до автоматизації виробництва, звільнити контролерів від втомної та одноманітної роботи.

В НК використовуються найновіші досягнення фізики, електро- і радіотехніки, електроніки, автоматики, обчислювальної техніки та інше. Для НК використовують багаточисельні і різноманітні види взаємодій фізичних полів, випромінювань і елементарних частинок з речовиною.

В наш час виникла необхідність у вимірюванні температури у областях наукових досліджень промислового та сільськогосподарського виробництва та побуту, що також можна вважати неруйнівним методом контролю, оскільки одержання результатів відбувається безпосереднім контактом вимірювального приладу та поверхні, температуру якої необхідно виміряти. Сучасні ж масштаби та динамізм суспільного виробництва, які є наслідком науково-технічного прогресу, висувають і нові потреби до методів та засобів вимірювання температури: їх наукова обґрунтованість та перспективність,

універсальність, необхідна точність та висока надійність.

Саме тому поряд із вдосконаленням класичних методів та засобів вимірювання температури ведеться пошук нових методів, що базуються на останніх досягненнях науки та техніки, які обіцяють одержання якісно нових результатів.

Численний травматизм населення в побуті та при автокатастрофах зумовлює необхідність дослідження судин кінцівок при переломах кінцівок з метою об'єктивізації збереження прохідності, чи розриву магістральних судин при переломах кісток.

З іншого боку, хворі, які перебувають в комі, потребують дослідження прохідності судин нижніх кінцівок для виключення підгострого тромбозу, для дослідження збереження прохідності магістральних судин нижніх кінцівок при чисельних переломах кісток тазу та кінцівок. Проведення таких досліджень в умовах реанімації нерідко допомагало на місці вирішити подальшу тактику ведення хворого.

Важливим на даний час є контроль температури певних точок (в місцях розміщення приповерхневих судин) кінцівок людини. Поява будь-яких змін у судинах кінцівок веде до зміни температури у даному місці. Поява набряків у судинах, звуження їх проходів супроводжується пришвидшеним рухом крові у тих місцях, що веде до підвищення температури. Саме цей факт дає можливість попередити утворення набряків у кровоносних судинах, що в подальшому може призвести до закупорки периферійних судин, до утворення тромбів, що в певний час можуть відірватися і спричинити смерть людини.

Також, досліджуючи температурні зміни у кінцівках людини, можна наперед прогнозувати можливість виникнення у людей цукрового діабету, що дає можливість виявити групу ризику людей схильних до цього захворювання.

Тому з метою покращення здоров'я нації, а також лікування людей з даними проблемами, проведення даних досліджень є досить актуальним та необхідним в даний час.

1 АНАЛІЗ ІСНУЮЧИХ МЕТОДІВ ТА ПРИЛАДІВ КОНТРОЛЮ ПЕРИФЕРІЙНИХ СУДИН КІНЦІВОК ЛЮДИНИ

На даний час, в умовах сучасного розвитку науки та техніки, медицина, як і інші необхідні людству науки, посідає чільне місце за швидкістю впровадження нових технологій у своїй сфері. Щодень з'являються нові препарати, медикаменти, апаратура для лікування та проведення повної діагностики організму людини.

Слід віддати належне, зокрема, методам діагностики кровообігу судин людини, що дають можливість вірно ставити діагнози, попереджувати певні види захворювання, пов'язаних зі швидкістю руху крові, а також схильність людей до захворювань, спричинених порушенням кровообігу судин.

Існує велика кількість методів діагностування судин, серед яких слід зазначити наступні:

- пальпація;
- доплеросонографія;
- флебографія;
- флеботонометрія;
- комп'ютерна томографія;
- ультразвукова та електрична витратометрія;
- термографія.

Оскільки описання кожного з методів є громіздким, то зробимо аналіз лише кількох із них.

Серед основних методів визначення швидкості кровотоку можна назвати таких два: ультразвуковий метод (ультразвукова витратометрія) та електромагнітний метод (електромагнітна витратометрія).

1.1 Ультразвуковий метод визначення швидкості руху крові

Даний метод базується на ефекті Доплера. Методика ультразвукової доплерографії (УЗДГ) артерій та глибоких вен нижніх кінцівок відома давно і полягає в дослідженні лінійної швидкості руху крові (ЛИЖ) в черевній аорті, стегнових, підколінних артеріях та артеріях тилу стопи. Дослідження глибоких вен нижніх кінцівок включає дослідження венозного відтоку в здохвинно-стегновому та стегново-підколінному сегментах, їх прохідність та функцію клапанного апарату при функціональних пробах. Первинно розробка методики УЗДГ артерій нижніх кінцівок була спрямована на дослідження прохідності артерій при атеросклерозі артерій нижніх кінцівок, а методологія УЗДГ глибоких вен нижніх кінцівок була необхідна для діагностики тромбозу глибоких вен, посттромбофлебічного синдрому, дифдіагностики лімфатичної патології нижніх кінцівок [1].

Ефектом Доплера називають зміну частоти хвиль, які сприймає спостерігач (приймач хвиль), внаслідок відносного руху джерела хвиль та спостерігача.

Припустимо, що спостерігач наближається зі швидкістю u до нерухомого відносно середовища джерела хвиль. При цьому він зустрічає за один і той же інтервал часу більше хвиль, ніж при відсутності руху. Це означає, що частота, яка сприймається ν' є більшою ніж частота хвилі, що подається джерелом. Але оскільки довжина хвилі, частота та швидкість поширення хвилі зв'язана співвідношенням [2]:

$$\nu = \frac{v}{\lambda}, \text{ то } \nu' = \frac{(v + u_c)}{\lambda},$$

або з врахуванням того, що $\lambda = \frac{v}{\nu}$:

$$\nu' = \frac{v + u_c}{v} \cdot \nu \quad (1.1)$$

Інший випадок: джерело хвиль D рухається зі швидкістю u_d до нерухомого відносно середовища спостерігача (рис. 1.1, а).

Оскільки джерело рухається слідом за випущеною хвилею, то довжина хвилі буде меншою, ніж при нерухомому джерелі.

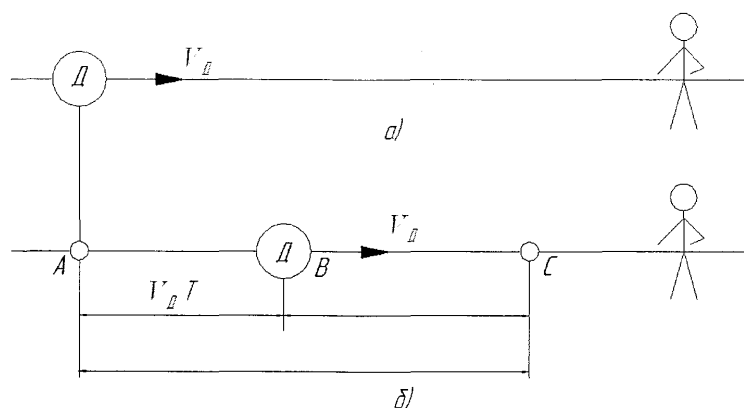


Рисунок 1.1 – Графічне зображення руху джерела хвиль до спостерігача

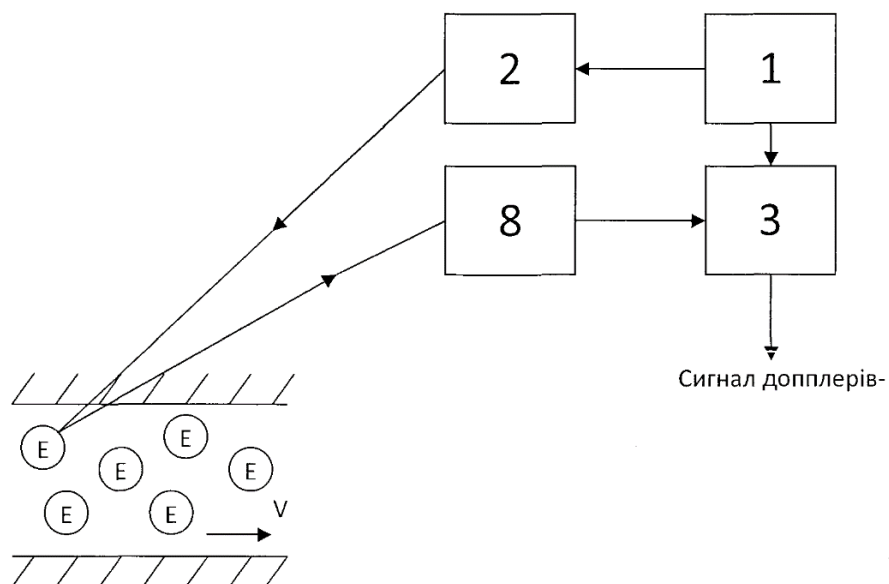


Рисунок 1.2 – Структурна схема приладу Доплера

Насправді, довжина хвилі дорівнює відстані між двома точками з різницею фаз 2π . За час, рівний одному періоду, хвиля пошириться на віддаль λ (рис. 1.1, б), джерело хвиль переміститься на віддаль $AB = v \cdot T$.

Фази точок В і С при цьому відрізняються на 2π ; відповідно, відстань між ними дорівнює довжині хвилі λ , що утворюється при русі джерела випромінювання. Використовуючи рис. 1.1 і знаючи, що $v = \frac{v}{\lambda}$, виконаємо деякі обчислення:

$$\lambda' = \lambda - v_d \cdot T = \frac{v}{v} - \frac{v_d}{v} = \frac{(v - v_d)}{v} \quad (1.2)$$

В цьому випадку спостерігач сприймає хвилю, частота коливання якої

$$v'' = v / \lambda' = [v / (v - v_d)] \cdot v \quad (1.3)$$

При одночасному русі назустріч один одному спостерігача та джерела формула для частоти, що сприймається отримується підстановкою у формулу (1.3) v' замість v :

$$v''' = \frac{v}{v - v_d} \cdot \frac{v + v_c}{v} = \frac{v + v_c}{v - v_d} \cdot v \quad (1.4)$$

Як видно з формули (1.4) при зближенні джерела хвиль та спостерігача сприйнята частота більша тієї, що випускається. Змінивши знаки біля v_c і v_d у (1.4), можна одержати аналогічну формулу при віддаленні джерела від спостерігача. Таким чином, можна записати загальну формулу

$$v''' = \frac{v \pm v_c}{v \mp v_d} \cdot v \quad (1.5)$$

де "верхні" знаки у формулі відносяться до зближення джерела та приймача хвиль, а "нижні" - до віддалення.

Розглянемо прилад, за допомогою якого можна реалізувати ультразвуковий метод (метод Доплера). Від генератора 1 електричних коливань УЗ-частоти (рис. 1.2) сигнал поступає на випромінювач УЗ 2 і на пристрій порівняння частот 3. УЗ-хвиля 4 проникає в кровоносну судину 5 і відбивається від еритроцитів 6, що перебувають в русі. Відбита УЗ-хвиля 7 потрапляє у

приймач 8, де перетворюється в електричне коливання і підсилюється. Підсилене електричне коливання потрапляє у пристрій 3.

Тут порівнюються коливання, що відповідають падаючій та відбитій хвилям, і виділяється доплерівський зсув частоти у вигляді електричного коливання:

$$U = U_0 \cos 2\pi v_{\text{д}} t.$$

Із формули (1.5) можна визначити швидкість еритроцитів [1]:

$$v_0 = \frac{v}{2} \cdot \frac{v_{\text{д}}}{v_r} \quad (1.6)$$

де $v_{\text{д}}$ – прийнята (доплерівська) частота;

v_r – частота УЗ, що випромінює генератор.

В крупних судинах швидкість еритроцитів різна в залежності від їх розміщення відносно осі: "приосьові" еритроцити рухаються з більшою швидкістю, а "пристінкові" – з меншою. УЗ-хвиля може відбиватися від різних еритроцитів, тому доплерівський зсув не як одна частота, а як інтервал частот. Таким чином, ефект Доплера дозволяє визначати не лише середню швидкість кровотоку, але й швидкість руху різних шарів крові.

На сьогодні можливості методики ультразвукової доплерографії (УЗДГ) судин верхніх та нижніх кінцівок значно розширилися у зв'язку необхідністю об'єктивізації значно більшої кількості артерій та вен, застосування методики в різних галузях медицини: ангіології, судинної хірургії, ортопедії, ендокринології, травматології, онкології, кардіології, лімнології, мікрохірургії і трансплантології, неврології, реаніматології та ін.

Так поява нового олівцевого датчика для УЗДГ з частотою 16 МГц дозволила локувати поверхневий руху крові по артеріях та венах фаланг пальців, що дозволило ширше застосовувати методику в ендокринології для діагностики діабетичної ангіопатії, а відповідно індивідуально підібрати ефективні засоби лікування.

1.2 Електромагнітний метод визначення швидкості руху крові

Даний метод базується на відхиленні рухомих зарядів в магнітному полі. Справа в тому, що кров, яка є електрично нейтральною системою, складається з позитивних та негативних іонів. Відповідно, кров, що рухається є потоком заряджених частинок, які переміщуються зі швидкістю m/s . На рухомий електричний заряд q , K_n в магнітному полі з індукцією B , $Tл$ діє сила Лоренца [3]:

$$F = qv_{кр}B \quad (1.7)$$

Якщо, заряд негативний, то сила направлена протилежно векторному добутку $v_{кр} \times B$.

Як показано на рис. 1.3, сили, що діють зі сторони магнітного поля на різнойменні заряди, направлені в протилежні сторони. Біля однієї стінки кровоносної судини переважає позитивний заряд, біля іншої — негативний. Перерозподіл зарядів по поперечному перерізу судини викличе появу електричного поля. Це фізичне явище називається ефектом Холла.

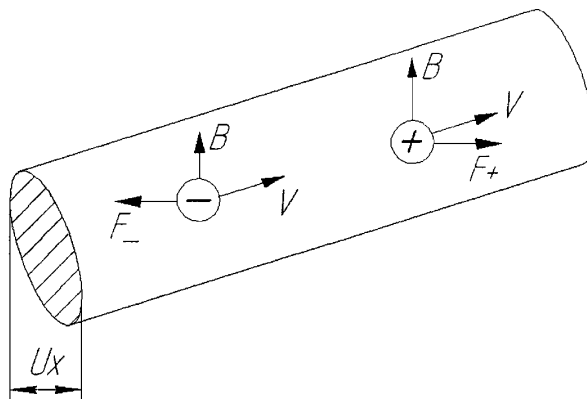


Рисунок 1.3 – Схема дії сил магнітного поля на різнойменні заряди

Напруга U_x (холлівська напруга) залежить від швидкості руху іонів, тобто від швидкості крові. Таким чином, вимірюючи цю напругу, можна визначити і швидкість кровотоку. Знаючи поперечний переріз S, m^2 судини,

неважко обчислити об'ємну швидкість кровотоку ($\text{м}^3/\text{с}$):

$$Q = v_{\text{кр}} \cdot S \quad (1.8)$$

Практично зручніше в цьому методі використовувати змінне магнітне поле. Це приводить до виникнення змінної холлівської напруги U_x , яка потім підсилюється і вимірюється.

1.3 Метод комп'ютерної томографії

Великим досягненням сучасної медицини є впровадження в практику методу комп'ютерної томографії. Томографія (від грецького *tomos* - шар і *графія*) - методика дослідження, під час якої можна робити пошарові знімки певної частини досліджуваного об'єкта (зокрема, певної частини тіла людини).

До найрозповсюдженіших методів комп'ютерної томографії слід віднести:

1. Рентгенівську томографію.
2. ЯМР-томографію, що спирається на явище ядерного магнітного резонансу.
3. Позитронну емісійну томографію (ПЕТ).

Розглянемо докладніше метод рентгенівської томографії. Отримання пошарового знімку в методі рентгенівської томографії ґрунтується на переміщенні двох із трьох компонентів (рентгенівська трубка, рентгенівська плівка, об'єкт дослідження). Поширення дістала методика, при якій об'єкт нерухомий, а рентгенівська трубка і касета з плівкою узгоджено переміщуються в протилежних напрямках.

У рентгенівських томографах пацієнта "використовують" в ролі вісі, навколо якої обертають рентгенівську трубку і високочутливий детектор (приймач) рентгенівського випромінювання. Принцип одержання рентгенограм різних шарів показаний на рис. 1.4.

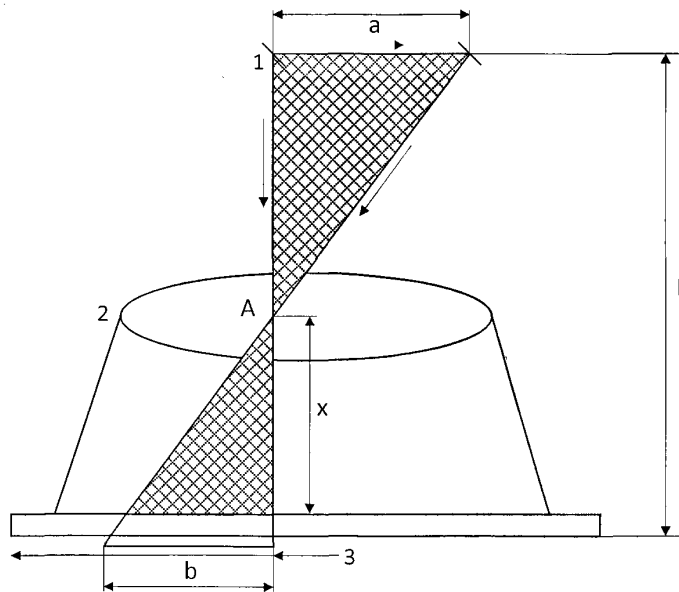


Рисунок 1.4 – Принцип рентгенографії

Рентгенівську трубку 1 і плівку (детектор) 3 зміщують в протилежні сторони так, щоб тінь шару, де знаходиться точка А, весь час падала на одне і тесаме місце плівки. За час, поки трубка пройде відстань a , плівка повинна пройти відстань b .

За цієї умови на плівці з'являється чітке зображення шару А. Тіні шарів, розміщених вище і нижче шару А, будуть рухатися швидше або повільніше плівки і тому "змажуться".

Глибину x залягання шару А визначають із подібності заштрихованих трикутників $\frac{a}{b} = \frac{(F - x)}{x}$, звідки $x = \frac{F \cdot b}{(a + b)}$, де F - величина стала. Вимірюючи a і b , знаходимо x . Для отримання рентгенограми другого шару треба змінити відстань між трубкою, шаром і плівкою [4].

Якщо розмістити рентгенівську трубку і детектор на протилежних кінцях діаметра "бублика", а в центрі (на осі "бублика") розмістити певну частину тіла пацієнта, то при зміщенні "бублика" вздовж тіла можна дістати зображення поперечного перерізу тіла пацієнта. Використовуючи в ролі детектора

рентгенотелебачення, "зрізи" тіла можна бачити на телевізійному екрані. Програмування роботи томографа за допомогою ЕОМ називають комп'ютерною томографією.

Комбінація рухомих рентгенівських трубок і детекторів-приймачів випромінювання дає змогу реєструвати за допомогою запису на магнітну плівку дуже велику інформацію, що характеризує поглинання (інакше кажучи, абсорбцію) рентгенівського випромінювання. Обробка цих результатів на ЕОМ дає можливість виявити таку різницю в густинах досліджуваного об'єкта (організму людини), яка недосяжна звичайному рентгенівському обстеженню.

Вперше технічну ідею методу комп'ютерної томографії запропонував нейрорентгенолог В. Олендорф (1961 р.). Він дав методику визначення рентгенологічної густини складних об'єктів з використанням рухомої рентгенівської трубки. Але перші експерименти пройшли без успіху.

Чесць розробки нового методу дослідження належить англійському інженеру Г. Хаунсфілду.

Перше офіційне повідомлення про застосування нового методу рентгенологічного дослідження було зроблено Хаунсфілдом і Амброзом 19 квітня 1972 р. на щорічному конгресі Британського інституту радіології. Вони отримали перше в світі чітке зображення пухлини, схованої глибоко всередині незайманого людського мозку.

Рентгенівський томограф зробив революцію в діагностиці і лікуванні різних захворювань. За допомогою томографії досліджують трахею, бронхи, судини, виявляють запалення в легенях, камені нирок, жовчного міхура, жовчних протоків, пухлини мозку, надниркових залоз і органів сечостатевої системи тощо.

Доза опромінення при рентгенівській комп'ютерній томографії тіла не більша, ніж при звичайному рентгенівському дослідженні. Одноразове обстеження за допомогою комп'ютерної томографії дає на тіло людини дозу близько 2 мрад, тоді як рентгеноскопія шлунку - дає одномоментно 30-40 мрад.

При цьому у обстежених не відзначалося підвищення частоти ракових захворювань.

У 1978 році Хаунсфілд і Маккормік отримали Нобелівську премію за впровадження рентгенівського томографа в медицину.

1.3.1 Технічні основи роботи рентгенівського комп'ютерного томографа

Суть рентгенівської комп'ютерної томографії можна сформулювати таким чином: на спеціальній круговій рамі закріплені рентгенівська трубка і два чутливих сцинтиляційних детектори з кристалічного натрію, направлені в бік трубки. Поміж трубкою і детекторами знаходиться об'єкт дослідження.

Колімований (тобто паралельний) пучок рентгенівських променів типово перерізом 3×13 мм проходить через нерухомий об'єкт дослідження. При лінійному переміщенні трубки вздовж скануючої (досліджуваної) площини 160 разів проводиться реєстрація фотонів рентгенівського випромінювання, які пройшли через об'єкт. Потім система трубка-детектори повертається на 1° і знову проводиться сканування і так доти, доки не пройдуть всі 180° . При цьому з кожного детектора реєструється 28800 (180×160) показів, які фіксуються або на магнітній стрічці, або на магнітному диску і обробляються комп'ютером. Ширина досліджуваного шару в даній системі становить 1 Змм.

Реконструкція рентгенологічної картини здійснюється на підставі оцінки інтенсивності рентгенівського випромінювання, яке реєструється кожним детектором. А величина реєструючої інтенсивності визначається поглинанням рентгенівських променів тими матеріалами, через які вони проходять.

Зображення відображається у формі матриці, що має 80×80 полів розміром 3×3 мм. Кожне із 6400 полів характеризує величину випромінювання, поглинутого ділянкою тканини розміром $3 \times 3 \times 13$ мм (117 мм^3). Назвемо його як елемент тканини. Кожний такий елемент має свій номер і свій коефіцієнт поглинання. Останній обчислюється цифровим комп'ютером з точністю до 0,5% і відтворюється спеціальним друкуючим пристроєм [4].

Поряд з вивченням коефіцієнта поглинання в чисельному вигляді є й інші методи обробки одержаної інформації:

1) одержують безпосереднє зображення об'єкта на екрані електронно-променевої трубки. При цьому аналоговий комп'ютер видає на екран осцилоскопа величину поглинання рентгенівського випромінювання кожною точкою досліджуваного шару, перетворену у відповідну градацію яскравості.

Найчастіше відтворюються 16-20 градацій сірого зображення об'єкта, яке розрізняє око людини.

2) для фіксації досліджуваної ділянки об'єкта використовується рентгенографія зображення апаратом типу "Полярід".

Комплекс рентгенівського комп'ютерного томографа, що призначений для досліджень як головного мозку, так і інших органів тіла людини, включає сім основних блоків: 1 - стіл для хворого, пульт керування і кругова рамка з рентгенівською трубкою і детекторами; 2 - центральний пульт управління; 3 - генератор рентгенівського випромінювання; 4 - пристрій для обробки інформації; 5 - пристрій для відтворення зображення; 6 - система охолодження (кондиціонер); 7 - високовольтний трансформатор.

В апаратах типу Delta для дослідження як черепа, так і інших органів тіла людини, що випускаються з 1975 року у США, використовується інший принцип сканування - пучок променів рентгенівської трубки розділяється коліматором на кілька пучків, які реєструються більшою кількістю (до 30) детекторів. Зміщення такої системи при кожному скануванні становить 10—18°, що скорочує час дослідження до 18 с, і таким чином робить можливою затримку дихання лише на даний період. Таке доступне більшості досліджуваних хворих. Такі апарати відносяться до другого покоління комп'ютерних томографів.

У комп'ютерних томографах третього покоління використано новий принцип. Широкий пучок рентгенівського випромінювання охоплює весь об'єкт і реєструється комплексною системою ксенонових детекторів (до 256) з

використанням лише обертового руху трубки. У деяких випадках використовують принцип паралельного обертання трубки і детекторів, що скорочує час обстеження до 5-6 с (апарати GeneralElectric CT/T, CT/M, Varian).

Оскільки при дослідженні черепа необхідне високе контрастне і хороше просторове розділення, то для цього краще використати комп'ютерні томографи перших двох поколінь. Під час дослідження всього тіла ще необхідна і малий час процедури, тому в такому випадку використовують комп'ютерні томографи третього покоління.

Для удосконалення наявних комп'ютерних томографів впроваджують матриці розміром 160х160лш, що дає змогу реєструвати дозу опромінення, яка поглинається значно меншим об'ємом тканини. Прагнуть одержати кольорове зображення, поліпшити його якість. Збільшують кількість показів, що знімають з детекторів - вона зросла з 28800 на перших моделях до 80000- 324000 на сучасних апаратах. Розробляються і впроваджуються принципово нові типи комп'ютерних томографів, зокрема надшвидкі моделі, та моделі, в яких застосовано принцип позитронно-емісійного сканування, а також апарати, де поєднується принцип комп'ютерного томографа з вимірюванням концентрації радіоактивних ізотопів в організмі.

1.3.2 Можливості методу рентгенівської комп'ютерної діагностики.

Метод рентгенівської комп'ютерної томографії має високу роздільну здатність для м'яких тканин, що дає змогу виявити патологічні зміни м'яких тканин, які не реєструються іншими методами рентгенодіагностики.

Рентгенівське зображення при комп'ютерній томографії одержують завдяки тому, що різні тканини тіла людини мають неоднаковий коефіцієнт поглинання рентгенівських променів. Під час дослідження будь-якого органа або тканини їх патологічні зміни можуть проявитися або ділянками з великим коефіцієнтом поглинання (пухлини, кальцинати), або з малим коефіцієнтом поглинання (зони деструкції), або чергуванням зон більшої і меншої густини.

Деякі захворювання можуть не супроводжуватись суттєвими змінами густини порівняно зі здоровою тканиною, але виявляються шляхом збільшення органа, його деформацією, зміщенням прилеглих структур тощо.

У нормальних умовах коефіцієнт поглинання різних тканин головного мозку коливається в межах до 4 %. Оскільки точність вимірювання апаратом становить 0,5%, то в середині зони 4% утворюється вісім рівнів інтенсивності, які характеризують варіанти сірого зображення. Дослідження коефіцієнта поглинання головного мозку показали, що для кори головного мозку він дорівнює 19-20 умовних одиниць, білої речовини - 13-17, циркулюючої крові - 13-23. Завдяки цьому на різних рівнях зрізів добре видно різні ділянки головного мозку і ліквормістких просторів. Для аналізу цієї картини необхідно добре знати рентгеноанатомію головного мозку.

Для збільшення контрастності - "підсилення" зображення при комп'ютерній томографії у вену вводять 20-40 мл sodiumiothalamate і повторно сканують через 5, 10, 15, 20 хвилин. При цьому спостерігається значне збільшення густини багатьох патологічних утворень і, як наслідок, збільшення роздільних можливостей методу. Методику "підсилення" в даний час використовують більш ніж у 60% хворих. Кількість інших типів контрастної речовини, яку вводять людям під час обстеження, змінюється від 50-100 мл 60%-го ренографіну до 300-600 мл метилглюкату або гіпаку.

Чому поява в організмі контрастної речовини "підсилює" зображення? Методами радіоізотопного дослідження було показано, що контрастна речовина зосереджується в зонах пошкоджень. Контрастна речовина утворює із протеїнами плазми великі комплексні молекули. Теоретично можливі кілька механізмів входження їх у тканину мозку: пасивна дифузія, активний транспорт та ін.

Щодо променевих навантажень хворих при рентгенівській комп'ютерній томографії, то слід зазначити таке. Уже в 1973 р. рентгенівська комп'ютерна томографія проводилась при режимі рентгенівської трубки: $U_a = 120-140 \text{ кВ}$, I_a

= 28-33 мА.

Поглинута доза при обстеженні головного мозку коливалася в межах від 1 рад до 2,5 рад, тобто менша, ніж при звичайному знімку черепа. Так, Коллард показав, що інтегральна доза для двох комп'ютерних томограм у три рази менша, ніж для звичайної рентгенограми черепа. При комп'ютерній томограмі всього тіла Сагел із співробітниками показали, що поверхнева поглинута доза була 3 мрад, а глибока 1-3 мрад. Маршалл із співробітниками виявили, що поверхнева доза на шкірі не перевищувала 3-8 мрад.

1.4 Термографічний метод контролю судин кінцівок людини.

Тіло людини має певну температуру завдяки терморегуляції, істотною частиною якої є теплообмін організму з навколишнім середовищем. Розглянемо деякі особливості такого теплообміну, припускаючи, що температура навколишнього середовища нижча за температуру тіла людини.

Теплообмін відбувається за допомогою теплопровідності, конвекції, випаровування і випромінювання (поглинання).

Важко або навіть неможливо точно вказати розподіл кількості теплоти, що віддається, між перерахованими процесами, оскільки воно залежить від багатьох чинників: стани організму (температура, емоційний стан, рухливість і т.д.), стану навколишнього середовища (температура, вологість, рух повітря і т.п.), одягу (матеріал, форма, колір, товщина).

Проте можна зробити наближена і усереднена оцінки для осіб, що не мають особливого фізичного навантаження і що проживають в умовах помірного клімату.

Оскільки теплопровідність повітря мала, то цей вид тепловіддачі дуже незначний. Суттєвішою є конвекція, вона може бути не тільки звичайною, природною, але і вимушеною, при якій повітря обдуває нагріте тіло. Велику роль для зменшення конвекції грає одяг. В умовах помірного клімату 15— 20% тепловіддача людини здійснюється конвекцією.

Випаровування відбувається з поверхні шкіри і легенів, при цьому має місце близько 30% тепловтрат.

Найбільша частка тепловтрат (близько 50%) доводиться на випромінювання в зовнішнє середовище від відкритих частин тіла і одягу.

Основна частина цього випромінювання відноситься до інфрачервоного діапазону з довжиною хвилі від 4 до 50 мкм.

Для обчислення цих втрат зробимо два основні припущення.

1. Випромінювані тіла (шкіра людини, тканина одягу) приймемо засірі. Це дозволить використовувати наступну формулу [5]

$$R_e = \int_0^\infty \alpha \frac{2\pi\hbar c^2}{\lambda^5} \cdot \frac{d\lambda}{\frac{\hbar c}{e k T \lambda} - 1} = 2\sigma T^4 \quad (1.9)$$

Назвемо добуток коефіцієнта поглинання на постійну Стефана-Больцмана приведеним коефіцієнтом випромінювання: $\delta = \alpha\sigma$. Тоді (1.9) переписеться так:

$$R_e = \delta T^4. \quad (1.10)$$

2. Застосуємо закон Стефана-Больцмана до нерівноважного випромінювання, до якого, зокрема, відноситься випромінювання тіла людини.

Якщо роздягнена людина, поверхня тіла якого має температуру T_1 , знаходиться в кімнаті з температурою T_0 , то його втрати випромінюванням можуть бути обчислені таким чином. Відповідно до формули (1.10) людина випромінює зі всієї відкритої поверхні тіла площі S потужність

$$P_1 = S\delta T_1^4.$$

Одночасно людина поглинає частину випромінювання, що потрапляє від предметів кімнати, стін, стелі і т.п. Якби поверхня тіла людини мала температуру, рівну температурі повітря в кімнаті, то випромінювані потужності, що поглинаються, були б однакові і рівні $P_0 = S\delta T_0^4$.

Така ж потужність поглинатиметься тілом людини і при інших температурах поверхні тіла. На підставі двох останньої рівності отримуємо потужність, що втрачається людиною при взаємодії з навколишнім

середовищем за допомогою випромінювання:

$$P = P_1 - P_0 = S\delta(T_1^4 - T_0^4).$$

Для одягненої людини під T_1 слід розуміти температуру поверхні одягу. Наведемо кількісний приклад, що пояснює роль одягу.

При температурі навколишнього середовища 18°C (291 K) роздягнена людина, температура поверхні шкіри якої 33°C (306 K), втрачає щомиті за допомогою випромінювання з площі $1,5\text{ м}^2$ енергію

$$P = 1,5 \cdot 5,1 \cdot 10^{-8} (306^4 - 291^4) \text{ Дж / с} \approx 122 \text{ Дж/с}.$$

При тій же температурі навколишнього середовища в одягу, температура поверхні якого 24°C (297 K), щомиті втрачається за допомогою випромінювання енергія

$$P_{\text{од}} = 1,5 \cdot 4,2 \cdot 10^{-8} (297^4 - 291^4) \text{ Дж/с} \approx 37 \text{ Дж/с}.$$

Максимум спектральної щільності енергетичної освітленості тіла людини відповідно до закону Віна потрапляє на довжину хвилі приблизно $9,5\text{ мкм}$ при температурі поверхні шкіри 32°C .

Унаслідок сильної температурної залежності енергетичної освітленості (четверта степінь термодинамічної температури) навіть невелике підвищення температури поверхні може викликати таку зміну випромінюваної потужності, яка надійно зафіксується приладами. Пояснимо це кількісно.

Продиференціюємо рівняння (1.10):

$$dR_e = 4\delta T^3 dt.$$

Поділивши цей вираз на (1.10), отримаємо $dR_e/R_e = 4dT/T$. Це означає, що відносна зміна енергетичної світимості більша за відносну зміну температури випромінюючої поверхні в чотири рази. Так, якщо температура поверхні тіла людини зміниться на 3°C , тобто приблизно на 1%, то енергетична світимість зміниться на 4%.

У здорових людей розподіл температури по різних точках поверхні тіла є характерним. Проте запальні процеси, пухлини можуть змінити місцеву температуру.

Температура вен залежить від стану кровообігу, а також від охолодження або нагрівання кінцівок. Таким чином, реєстрація випромінювання різних ділянок поверхні тіла людини і визначення їх температури є діагностичним методом. Такий метод, який звать термографією, знаходить все більш широке застосування в клінічній практиці.

Термографія абсолютно нешкідлива і в перспективі може стати методом масового профілактичного обстеження населення.

Визначення відмінності температури поверхні тіла при термографії в основному здійснюється двома методами. У одному випадку використовуються рідкокристалічні індикатори, оптичні властивості яких дуже чутливі до невеликих змін температури. Поміщуючи ці індикатори на тіло хворого, можна візуально по зміні їх кольору визначити місцеву відмінність температури. Інший метод - технічний, він заснований на використанні теплові зорів.

Тепловізори перетворюють інфрачервоне випромінювання нагрітих тіл у видиме, забезпечуючи індикацію теплового поля нагрітих об'єктів.

На відміну від пірометрів тепловізори найчастіше не дають можливості виконувати безпосередній відлік вихідної напруги U_v . Проте за допомогою регулятора для установки ізотерм, забезпеченого точною шкалою, можна достатньо точно визначити різницю вихідної напруги при візуванні двох різних точок об'єкту. Таким чином, вимірюючи послідовно вихідний сигнал при візуванні об'єкту і еталону з відомими температурою і випромінювальною здатністю, можна точно визначити абсолютну температуру вимірюваного об'єкту [6].

Якщо дійсна температура об'єкту T_1 і його коефіцієнт випромінювання ϵ_1 , а температура і коефіцієнт випромінювання еталону відповідно T_2 і ϵ_2 , то різниця вихідної напруги при змінній фіксації їх випромінювань

$$\Delta U = \epsilon_1 U_1 + (1 - \epsilon_1) U_{o.c} - [\epsilon_2 U_2 + (1 - \epsilon_2) U_{o.c}]$$

$$\text{або } \Delta U = \epsilon_1 (U_1 - U_{o.c}) - \epsilon_2 (U_2 - U_{o.c})$$

де U_1 - сигнал від об'єкту випромінювання;

U_2 - сигнал від еталону;

$U_{o.c}$ - сигнал від навколишнього середовища.

Якщо відома температура якої-небудь ділянки поверхні досліджуваного об'єкту (зміряна, наприклад, за допомогою пірометра), то цю ділянку можна використовувати як еталон.

Якщо вважати, що коефіцієнт випромінювання ϵ об'єкту постійний по всій його поверхні (що справедливо для більшості об'єктів), тобто $\epsilon_1 = \epsilon_2 = \epsilon$, то вираз для ΔU можна представити в спрощеному вигляді: $\Delta U = \epsilon(U_1 - U_2)$. За цієї умови результат вимірювання не залежить від температури навколишнього середовища. При відомому значенні ϵ різниця температур $\Delta T = T_1 - T_2$ можна визначити за допомогою експериментальної градуювальної кривої (або номограми) за виміряною різницею вихідних сигналів для ізотерм ΔU , тобто за допомогою послідовної побудови ізотерм можна визначити дійсну температуру і її розподіл по поверхні контрольованого об'єкту.

Особливість тепловізійних систем - можливість реєстрації слабо контрастних температур, тому чутливість до перепадів температур $T_{\text{пер}}$ є найважливішою характеристикою тепловізорів.

Розглянемо схему роботи тепловізорного приладу (див. Додаток А). Випромінювання від об'єкту і фону, пройшовши через атмосферу (або іншу оптично відносно прозоре середовище), потрапляє на вхідне вікно оптичної системи тепловізора, яка фокусує це випромінювання і направляє його на перетворювач випромінювання. У тепловізорах з послідовним надходженням інформації оптична система включає скануючий пристрій, який здійснює кадрову і рядкову розгортку зображення, поелементно направляючи випромінювання від окремих ділянок об'єкту до перетворювача [6].

Після посилення електричний сигнал з перетворювача потрапляє на індикаторний пристрій, за допомогою якого будується зображення теплового поля об'єкту відповідно до закону розкладання по рядку і кадру, використаним при огляді об'єкту скануючою системою тепловізора.

Тепловізори будують як за схемою одночасного надходження інформації на приймальний пристрій перетворення потоку і послідовної передачі його на індикаторний пристрій, так і по схемі послідовного надходження інформації на перетворювач і послідовної передачі сигналів зображення на індикатор.

При першій схемі для прочитування використовують комутуючі пристрої. Комутація може здійснюватися світловим променем (у терміконах), електронним променем (у фільтерконах, відиконах, піроконах, ортіконах і ін.) або за допомогою матричних перетворювачів.

При другій схемі використовують або одноелементні, або лінійчаті перетворювачі випромінювання, а також механічні пристрої сканування об'єктів з електричною системою побудови розгортки зображення їх теплових карт на екрані індикатора. Саме такий принцип використаний при створенні схем більшості сучасних тепловізорів.

1.5 Пропозиції щодо удосконалення розроблюваної методики.

Шумова термометрія - це метод вимірювання температури, який базується на теплових флуктуаціях найменших частинок досліджуваного середовища.

Флуктуація - це випадкове відхилення миттєвих значень будь-якої фізичної величини X від її середньостатистичного значення $\bar{X}$. Найпростішою мірою флуктуацій служить дисперсія. Явище флуктуацій було відкрито Р.Броуном і назване броунівським рухом, що полягав у хаотичному русі найменших частинок, які зависли в рідині або газі, зумовленим тепловим рухом молекул середовища.

Теплові електричні флуктуації або тепловий шум - наслідок теплового хаотичного (броунівського) руху носіїв струму, що знаходяться в тепловій рівновазі з молекулами (іонами) речовини провідника. Джерелом теплового шуму може бути будь-який по хімічному складу чи фізичній будові провідник і навіть діелектрик з втратами, у якому тепловий рух зумовлений появою

термозбуджених поляризованих молекул, що утворюють елементарні флюктууючі диполі [7].

Хоча використання методу шумової термометрії для теплового контролю периферійних судин кінцівок ще не використовується в медицині проте дослідження у цій галузі потребує значної уваги і є досить перспективним для подальшого розвитку та поглиблення знань у цій сфері. Отож, розроблені ідеї є новаторськими та теоретично обґрунтованими і недостатньо перевіреними на практиці.

Кров, як досліджуване середовище, за своїм хімічним складом не є чистою рідиною, а складається і з певних частинок (лейкоцитів, еритроцитів і т.д.). Якщо в певному місці є звуження судин, яке в подальшому веде до закупорювання, тромбозів і т.д., то частинки, з яких складається кров будуть стикатися частіше, а отже і швидкість (кінетична енергія) їх буде більшою і, як наслідок у тому місці буде вища, в порівнянні з іншими ділянками, температура шкірного покриву кінцівки. Саме ці зміни і реєструються шумовими термометрами. Шумовим термометром сприймаються найменші зміни кровотоку судин.

Одержані сигнали подаються на пристрій реєстрації у вигляді шумів певної амплітуди. Місце, де амплітуда вловлених шумів найбільша свідчить про підвищену температуру тієї ділянки, а отже, є потенційно небезпечним для розвитку та прогресування захворювання.

Щоб проводити вимірювання температури шкірного покриву кінцівки точково, як первинний перетворювач буде використовуватись вимірювальний щуп, який дасть можливість виміряти температуру в тій точці, де проходить судина.

У схему шумового термометра є можливість підключати самописець, який реєструє зміни, що відбуваються на папері.

Перевагою даного методу є те, що вимірювання пов'язані безпосередньо із середньою кінетичною енергією руху молекул. Тому флюктуаційні шуми

відображають степінь флуктуацій, тобто степінь руху молекул. Отже, це характеристика середньої кінетичної енергії безпосередньо.

Недоліком є дуже малий рівень флуктуаційних шумів, що передбачає необхідність підсилювачів, які не мають стабільного коефіцієнта підсилення.

Розглядувані флуктуаційні шуми є накладанням великої кількості змінних електричних сигналів різної форми, частоти, амплітуди.

Тому використання шумової термометрії є актуальним саме для вимірювання швидкості руху крові як багатофазової речовини. Через вимірювання електричного шуму даний метод дає можливість безпосередньо визначити швидкість руху крові з врахуванням її пульсуючого характеру.

1.6 Постановка задачі на бакалаврську роботу

Під час виконання бакалаврської роботи необхідно розв'язати такі задачі:

1) теоретично обґрунтувати метод шумової термометрії з розробкою математичної моделі процесу руху крові з врахуванням швидкості руху, частоти пульсацій і параметрів шумових електричних сигналів, отриманих від компонентів крові;

2) теоретично узагальнити використання шумового методу для встановлення залежності параметрів шуму від товщини шкірного покриву, розмірів судин та місця встановлення давача;

3) встановити залежність між флуктуаційними шумами, швидкістю руху крові та температурою шкірних покривів в області накладання первинного перетворювача (вимірювальний щуп);

4) розробити рекомендації з конструктивного виконання пристрою для вимірювання швидкості руху крові;

5) розробити рекомендації з методики використання розробленого пристрою:

6) Здійснити метрологічний аналіз розробленого пристрою та розробити рекомендації з методики налаштування пристрою.

2 РОЗРОБКА МЕТОДИКИ ВИКОРИСТАННЯ ШУМОВОЇ ТЕРМОМЕТРІЇ ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ ШВИДКОСТІ КРОВООБІГУ ТА ЛОКАЛІЗАЦІЇ ЗАПАЛЬНИХ ПРОЦЕСІВ

2.1 Теоретичні основи шумової термометрії.

Існують макросистеми, утворені електрично зарядженими мікрочастинками - елементарними носіями струму (електронами, іонами, дірками, диполями і т.д.). Природно чекати, що такі макросистеми повинні ставати джерелами електричних флуктуацій, тобто флуктуацій значень електричних величин - заряду (кількості електрики), сили струму, напруги (е.р.с), вектора поляризації. Електричні флуктуації є наслідком дискретної природи електрики і хаотичності руху або випадковості появи елементарних носіїв електрики. А оскільки ці флуктуації виявляються і спостерігаються у вигляді перешкоди при великому підсиленні чи високочутливому прийомі слабких електро-, радіо-, телевізійних сигналів, то по аналогії з акустичними перешкодами електричні флуктуації називають електричним шумом.

Основною і найповнішою характеристикою будь-якої випадкової величини ξ є закон розподілу ймовірності її миттєвих $\xi(t)$ значень, який при можливості аналітичного представлення дається видом функції щільності розподілу вірогідності. Таким законом для випадкової величини $x = X - \bar{x}$ є закон Гауса. Оскільки значення флуктуації фізичної величини носять випадковий характер, їх можна трактувати як випадкову величину і користуватися існуючим математичним апаратом для її опису [8].

Вивчення тих та інших може вестися двома методами: методом ансамблів – великої кількості ідентичних макросистем в один і той же момент часу, як це прийнято в статистичній фізиці і математиці, і тимчасовим методом, коли вивчається поведінка однієї макросистеми впродовж тривалого інтервалу

часу, як це прийнято в техніці експерименту. У останньому випадку випадкова величина набуває статусу випадкового процесу. Такий процес часто називають шумовим або просто шумом.

Детермінованою характеристикою випадкового процесу є кореляційна функція $K_x(\tau)$ для стаціонарного випадкового процесу залежить тільки від одного аргументу $\tau=t_2-t_1$ часового інтервалу імовірнісної кореляції $x(t_1)$ і $x(t_2)$ і визначається:

часовим методом -

$$K_x(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T x(t)x(t+\tau)dt \quad (2.1)$$

Для однакових моментів часу $t_1=t_2$ ($\tau = 0$) кореляційна функція, що випливає з формули (2.1), співпадає з дисперсією випадкового процесу:

$$K_x(0) = D(x) = \sigma^2(x) \quad (2.2)$$

Знання $K_x(\tau)$ дає можливість розрахувати дуже важливу і також детерміновану характеристику випадкового процесу – спектральну щільність $S_x(\omega)$ флуктуацій випадкової величини X на основі теореми Вінера-Хінчина [10]:

$$S_x(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} K_x(\tau) \exp(-i\omega\tau) d\tau = \int_0^{\infty} K_x(\tau) \cos(\omega\tau) d\tau \quad (2.3)$$

Оскільки кореляційна функція парна, тобто $K_x(\tau)=K_x(-\tau)$, і $i_0 = \sqrt{-1}$ – уявна одиниця. Теорема Вінера-Хінчина допускає і зворотнє перетворення - від $S_x(\omega)$ до $K_x(\tau)$

$$K_x(\tau) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} S_x(\omega) \exp(i\omega\tau) d\omega = \frac{1}{\pi} \int_0^{\infty} S_x(\omega) \cos(\omega\tau) d\omega \quad (2.4)$$

Оскільки для всіх реальних випадкових процесів $S_x(\omega) = S_x(-\omega)$. У формулах (2.3) і (2.4) $S_x(\omega)$ визначена для $\omega < 0$ і для $\omega > 0$. Якщо ж замість цієї двосторонньої (теоретичної) спектральної щільності ввести односторонню, що фізично реалізовується: $S_x(f) = [S_x(\omega) + S_x(-\omega)] = 2S_x(\omega)$, причому $S_x(f) \geq 0$ тільки при $f \geq 0$, то наведені формули приймуть той вигляд, з якими доводиться мати справу експериментаторів:

$$S_x(f) = 4 \int_0^{\infty} K_x(\tau) \cos(2\pi f \tau) d\tau; \quad (2.5a)$$

$$K_x(\tau) = \int_0^{\infty} S_x(f) \cos(2\pi f \tau) df. \quad (2.5 б)$$

З виразів (2.5б) і (2.2) виходить дуже важлива для шумової термометрії формула, що зв'язує дисперсію випадкової величини із спектральною щільністю відповідного випадкового процесу:

$$K_x(0) = D(x) = \int_0^{\infty} S_x(f) df \quad (2.6)$$

Як видно з цієї формули, $S_x(f)$ має розмірність квадрата флюктууючої величини, що ділиться на частоту, тобто $[X]^2 \cdot \text{Гц}^{-1}$. Взаємозв'язок детермінованих характеристик $D(x), S_x(f), K_x(\tau)$, що подається формулами (2.5) і (2.6), дозволяє експериментаторові проводити вимірювання тієї з них, яка або зручніша в методичному відношенні, або вимірюється з найбільшою точністю, або інформативніша за інші з точки зору трактування явища, що відповідає за флуктуації. Проте найбільш універсальною характеристикою є $S_x(f)$. Знаючи спектральну щільність можна розрахувати і $K_x(\tau)$ і $D(x)$.

Теплові електричні флуктуації або тепловий шум - наслідок теплового хаотичного (броунівського) руху носіїв струму, що знаходяться в тепловій рівновазі з молекулами (іонами) речовини провідника.

Такими носіями струму можуть бути електрони, іони і дірки в напівпровідниках. І тому джерелом теплового шуму може бути будь-який по хімічному складу або фізичній будові провідник і навіть діелектрик з втратами, у якого тепловий шум обумовлений появою термозбуджених поляризованих молекул, що створюють елементарні флюктуючі диполі.

Механізм виникнення теплового шуму наступний. Броунівський рух носіїв струму викликає флуктуації рівномірного розподілу їх за об'ємом провідника і появу незбалансованих зарядів. Останні створюють різницю потенціалів і струм, що вирівнює цю різницю. Природно, що ця різниця потенціалів і цей струм флюктують біля своїх середніх значень, рівних нулю. Це призводить до того, що в будь-якому реальному електричному ланцюзі в

окремі моменти часу будуть протікати флуктуючі струми, а на різних елементах її виникають відповідні напруги. Формула для середньої енергії відхилення системи від положення рівноваги по якому-небудь параметру λ_i :

$$\bar{E}_k = a\sigma^2(\lambda_i) = \frac{\theta}{2}. \quad (2.7)$$

Із врахуванням LR-контура система з одним ступенем вільності, що знаходиться в рівновазі з термостатом, показала, що для забезпечення сталості енергії флуктуацій магнітного поля контуру $LI^2/2$ необхідно припустити існування деякої випадкової Е.Р.С. ϵ , яка замінює собою теплові рухи та середній квадрат імпульсу якої за проміжок часу $\tau \ll L/R$

$$\overline{X^2} = \overline{\left(\int_0^\tau \epsilon \cdot dt \right)^2} = 2\theta R\tau. \quad (2.8)$$

Ця формула вже дає уявлення про характер і розмір електрорушійних імпульсів $\epsilon \cdot dt$, що викликають флуктуації струму в провіднику. Крім того, ця формула виявляє характерну подвійну роль теплового хаотичного руху носіїв електричного струму: з одного боку, воно викликає появу флуктуючої Е.Р.С., а з іншої – створює електричний опір провідника R .

Проте формула (2.8) практично непридатна внаслідок невизначеності τ і неможливості з її допомогою розрахувати, як перетворюються теплові електричні флуктуації в лінійних системах, зокрема підсилювальних. Для цього необхідно мати формулу для спектральної щільності $S_{T.E.\Phi}(f)$, таку як формула Шоткі для дробового шуму.

Ця задача теоретично була вирішена Х. Найквістом і експериментально Дж. Джонсоном, що вивчив тепловий шум в різних провідниках. Вираз для $S_{T.E.\Phi}(f)$ можна отримати тільки в тому окремому випадку, коли система (омічний провідник) знаходиться в термодинамічній рівновазі, або $\overline{d\epsilon^2} = S_{T.E.\Phi}(f)df$ визначається характером теплового руху носіїв електричного струму в провіднику. Саме з цієї умови і була отримана Х.Найквістом його знаменита нині формула [11].

Знайдемо спочатку ті параметри, від яких залежить середній квадрат

напруги (є. р. с.) теплового шуму. Для цього розглянемо схеми на рис. 2.1.

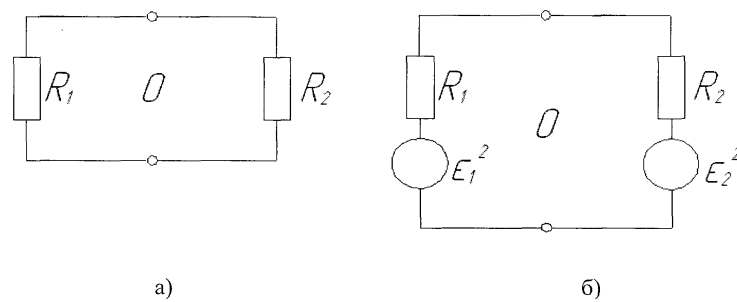


Рисунок 2.1 - Вихідна для виведення формули Найквіста електрична схема (а) і їй еквівалентна (б)

Тут R_1 і R_2 - резистори активного опору, що знаходяться в термодинамічній рівновазі один з одним і з навколишнім середовищем при температурі θ ; ϵ_1 і ϵ_2 - середні квадрати є. р. с. теплового шуму, що виникають в резисторах R_1 і R_2 , при температурі θ . Тоді отримаємо формули для повної потужності W_{12} , що поглинається провідником R_2 від джерела струму з $\overline{\epsilon_1^2}$, R_1 і повної потужності W_{21} , що поглинається провідником R_1 , від джерела струму з $\overline{\epsilon_2^2}$, R_2

$$W_{12} = \frac{\overline{\epsilon_1^2}}{(R_1 + R_2)^2} R_2; \quad W_{21} = \frac{\overline{\epsilon_2^2}}{(R_1 + R_2)^2} R_1 \quad (2.9a)$$

Згідно другому начала термодинаміки з умови термодинамічної рівноваги провідників випливає, що $W_{12} = W_{21}$, звідки $\overline{\epsilon_1^2} R_2 = \overline{\epsilon_2^2} R_1$, або

$$\frac{\overline{\epsilon_1^2}}{\overline{\epsilon_2^2}} = \frac{R_1}{R_2} \quad (2.10a)$$

Цю формулу можна узагальнити для будь-якого провідника з комплексним опором Z . Для цього достатньо у схемі на рис.2.1,а замінити R_2 на $Z_2 = R_f + i_0 X_f$, після чого формула (2.9a) набуде вигляду

$$W_{12} = \frac{\overline{\epsilon_1^2}}{(R_1 + R_f)^2 + X_f^2} R_f; \quad W_{21} = \frac{\overline{\epsilon_2^2}}{(R_1 + R_f)^2 + X_f^2} R_1 \quad (2.9б)$$

Тут R_1 і R_2 - резистори активного опору, що знаходяться в термодинамічній рівновазі один з одним і з навколишнім середовищем при

температурі θ ; ϵ_1 і ϵ_2 - середні квадрати ϵ . р. с. теплового шуму, що виникають в резисторах R_1 і R_2 , при температурі θ . Тоді отримаємо формули для повної потужності W_{12} , що поглинається провідником R_2 від джерела струму з $\overline{\epsilon_1^2}$, R_1 і повної потужності W_{21} , що поглинається провідником R_1 , від джерела струму з $\overline{\epsilon_2^2}$, R_2

$$W_{21} = \overline{\epsilon_2^2} R_1 \quad (2.9a)$$

Звідси виходить:

$$\frac{\overline{\epsilon_1^2}}{\overline{\epsilon_2^2}} = \frac{R_1}{R_f} \quad (2.106)$$

Це співвідношення означає, що $\overline{\epsilon_{Т.Е.Ф}^2}$ будь-якого провідника, що знаходиться в термодинамічній рівновазі з навколишнім середовищем, пропорційна активній складовій $R_f = \text{Re}Z$ його повного опору Z . Формули (2.9) передбачають залежність $\overline{\epsilon_{Т.Е.Ф}^2}$ також і від температури θ , оскільки з її зміною повинні змінюватись і потужності $W_{12}=W_{21}$ (припускаємо, що опір провідників не залежить від температури).

Припустимо тепер, що між резисторами R_1 і R_2 у схемі рис. 2.1,а увімкнений "ідеальний" фільтр, що пропускає струми в частотному інтервалі df . В цьому випадку провідники R_1 і R_2 будуть обмінюватись не всією енергією, а лише частиною, що відповідає цій смузі частот. Тому $dW_{12} = dW_{21}$ повинні залежати і від частоти, що може бути лише при умові залежності від неї. В результаті приходимо до висновку, що будь-якого двополюсника залежить від трьох величин: активного опору R_f , частоти f температури θ , причому $\sim R_f df$.

Оскільки це так, то

$$\frac{d\overline{\epsilon_1^2}}{R_f Z_1} = \frac{d\overline{\epsilon_2^2}}{R_f Z_2} = \dots = \frac{d\overline{\epsilon_n^2}}{R_f Z_n} = F(f, \theta) df \quad (2.11)$$

де $F(f, \theta)$ - універсальна, не залежна від властивостей двополюсника функція.

Універсальність функції $F(f, \theta)$ і дозволяє для її знаходження розглянути будь-яку найпростішу макросистему. В якості такої системи Найквіст взяв двопровідну лінію без втрат довжиною l , навантажені з обох кінців

на резистори опором R , що дорівнює її хвильовому опору $\rho = \left(\frac{L}{C}\right)^{\frac{1}{2}}$ (рис.2.2).

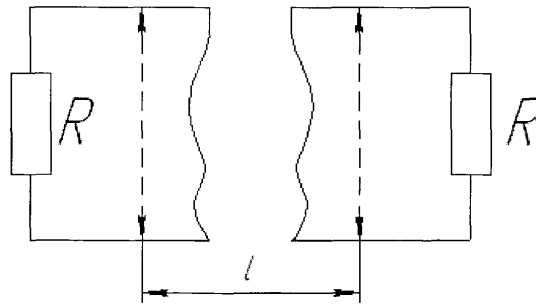


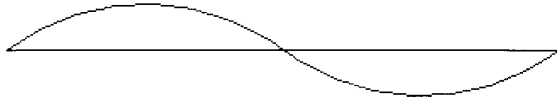
Рисунок 2.2 - Двопровідна лінія без втрат

Вся ця система приводиться в термодинамічну рівновагу при температурі θ . Обмін енергією теплових електричних флуктуацій між кінцевими резисторами R буде відбуватися через лінію, а повне її погодження з навантаженнями ($R = \rho$) забезпечить рівність потоків енергії в обох напрямках. Далі лінія на кінцях шунтується і в ній встановлюються стоячі електромагнітні хвилі. Цим досягається "консервація" збереженої в лінії енергії флуктуацій, що одержується від двох резисторів R , і її енергетична ізоляція від них. Подальший розгляд цих хвиль проводиться по аналогії з механічними коливаннями пружної хвилі довжиною l на власних частотах. На рис.2.3 представлені можливі моди коливань в струні, а також частоти цих коливань (λ - довжина хвилі). Звідси, $\Delta f = \frac{v}{2l}$ - мінімально можлива зміна (крок) частотивласних коливань струни (v - швидкість поширення коливань вздовж струни).



$$l = \frac{\lambda}{2}; \quad \lambda = \frac{v}{f_1}; \quad f_1 = \frac{v}{2l}.$$

а)



$$l = \lambda; \quad \lambda = \frac{v}{f_2}; \quad f_2 = 2\frac{v}{2l}.$$

б)



$$l = \frac{3}{2}\lambda; \quad \lambda = \frac{v}{f_3}; \quad f_3 = 3\frac{v}{2l}.$$

в)

а – мода коливань струни з довжиною хвилі $\frac{\lambda}{2}$; б – мода коливань струни з довжиною хвилі λ ; в – мода коливань струни з довжиною хвилі $\frac{3\lambda}{2}$

Рисунок 2.3 – Моды коливань струни, а також відповідні їм довжини хвиль і частоти

Вибравши частотну область, яка нас цікавить від f до $f+df$, можна сказати, що ширині смуги df відповідає $\frac{df}{\Delta f} = \frac{2l df}{v}$ різних мод коливань або, що одне і теж, ступенів вільності.

Користуючись законом рівномірного розподілу енергії по ступенях вільності системи ($\theta/2$) і враховуючи, що на кожную коливальну ступінь свободи приходить енергія, одержимо значення енергії, збереженої в струні (лінії) в частотному діапазоні $df: \theta \frac{2l df}{v}$. Ця енергія була одержана лінією від двох

резисторів за час t пробігу хвилі вздовж лінії ($t = \frac{l}{v}$), тому середня потужність, одержана лінією від кожного з резисторів в частотному діапазоні df

$$dW_L = \frac{1}{2l/v} \theta \frac{2l df}{v} = \theta df \quad (2.12)$$

Зважаючи на те, що у вибраній лінії, за припущенням, були відсутні втрати і вона знаходилась в термодинамічній рівновазі з обома резисторами R , $dW_{12} = dW_{21} = dW_L$, а оскільки $R_1 = R_2 = R$, то із виразів (2.9а), (2.106), (2.11) і (2.12) випливає, що [11]

$$\theta \cdot df = \frac{d\overline{\epsilon^2}}{4ReZ} = \frac{1}{4} F(f, \theta) df \quad (2.13)$$

$$\overline{d\epsilon_{T.E.\Phi}^2} = 4\theta ReZ df \text{ або } S_{T.E.\Phi}(f) = 4\theta ReZ \quad (2.14)$$

Формула (2.14) і є класичною формулою Найквіста, яка одержана ним методом статистичної термодинаміки і незалежно від конкретних фізико-хімічних властивостей резистора, що є джерелом теплового шуму.

Формула Найквіста була одержана, базуючись на законі рівного розподілу енергії по степенях свободи в формі $\frac{\theta}{2}$, і тому $S_{T.E.\Phi} = \text{const}(f)$, тобто тепловий шум - "білий". Рівномірність флуктуацій в широкому спектрі частот приведе до, тобто потужність джерела флуктуацій нескінченна.

Вирішення було отримане тільки методами квантової механіки: закон рівного розподілу енергії по степенях вільності повинен мати вигляд $P(h) = hf [\exp(hf/\theta) - 1]^{-1} ReZ$. І тоді приходимо до узагальненої формули Найквіста:

$$S_{T.E.\Phi}(f) = hf \left[\exp\left(\frac{hf}{\theta}\right) - 1 \right]^{-1} ReZ \quad (2.15)$$

де z – повний комплексний опір провідника; R_a – активна складова

Очевидно, що $S_{T.E.\Phi}(f)$ починає падати, коли $hf > \theta$. Елементарний розрахунок показує, що з похибкою, що не перевищує 0,1%,

можна користуватися формулою (2.14) замість (2.15), тобто вважати тепловий шум "білим", якщо при температурі 20°C працювати на частотах менших 10¹²Гц, і майже до абсолютного нуля температури, якщо використовуваний діапазон частот лежить нижче 10⁷Гц. Іншими словами, практично в будь-яких умовах ($\theta > hf$) можна вважати тепловий шум "білим" і користуватися класичною формулою Найквіста (2.14).

Математична модель шумового методу вимірювання температури зображена на БР.МТ-03.00.00.003

Джонсоном було визначено за допомогою теплових шумів значення постійної Больцмана k , яке співпало в межах похибки із загальноприйнятим. Згодом аналогічні досліді по перевірці формули Найквіста через вимірювання сталої Больцмана були виконані багатьма дослідниками, причому доказом справедливості цієї формули вважалася відповідність одержаного значення k загальноприйнятому. Ці досліді були зроблені в області звукових частот (10⁴Гц), і всі вони підтвердили справедливість формули Найквіста.

2.2 Теоретичне обґрунтування можливості вимірювання швидкості кровообігу за зміною температури.

Розглянемо гідродинамічну модель кровоносної системи. Не дивлячись на достатню простоту, вона дозволяє встановити зв'язок між ударним об'ємом крові (об'єм крові, що викидається шлуночком серця за одну систолу), гідравлічним опором периферійної частини системи кровообігу X_0 і зміною тиску в артеріях. Артеріальна частина системи кровообігу моделюється пружним (еластичним) резервуаром (рис. 2.4, позначене ПР). Оскільки кров знаходиться в пружному резервуарі, то її об'єм у будь-який момент часу залежить від тиску p за наступним співвідношенням [1]:

$$V = V_0 + kp, \quad (2.16)$$

де k – еластичність, пружність резервуару (коефіцієнт пропорційності між тиском і об'ємом);

V_0 – об'єм резервуару за відсутності тиску ($p = 0$).

Продиференціювавши (2.16), отримаємо

$$\frac{dV}{dt} = k = \frac{dp}{dt} \quad (2.17)$$

У пружний резервуар (артерії) поступає кров з серця, об'ємна швидкість кровотоку рівна Q . Від пружного резервуару кров відтікала з об'ємною швидкістю кровотоку Q_0 в периферійну систему (артеріоли, капіляри). Припускаємо, що гідравлічний опір периферійної системи постійний. Це моделюється «жорсткою» трубкою на виході пружного резервуару (рис. 2.4).

Можна скласти достатньо очевидне рівняння із рис. 2.4:

$$Q = \frac{dV}{dt} + Q_0, \quad (2.18)$$

яке показує, що об'ємна швидкість кровотоку від серця рівна швидкості зростання об'єму пружного резервуару і швидкості відтоку крові з пружного резервуару.

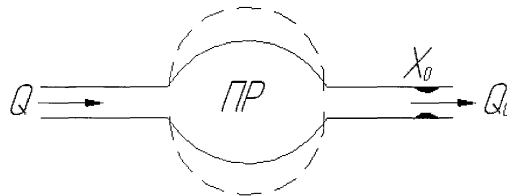


Рисунок 2.4 – Модель пружного резервуара

Використаємо рівняння Пуазейля, згідно якого швидкість протікання рідини Q через капіляр довжиною L і радіусом R становить [12]:

$$Q = \frac{V}{t} = \frac{\pi \Delta P R^4}{8 \eta L},$$

де V – об'єм рідини, що проходить за час t через переріз капіляра при усталеному ламінарному струмені в капілярі; ΔP – різниця тисків, прикладених до кінців капіляра, η – динамічна в'язкість рідини.

На основі закону Пуазейля можна записати для периферійної частини судинної системи

$$Q_0 = \frac{p - p_v}{X_0} \quad (2.19)$$

де p – тиск в пружному резервуарі; p_v – венозний тиск, він може бути прийнятий рівним нулю, тоді замість (2.19) маємо

$$Q_0 = \frac{p}{X_0} \quad (2.20)$$

Підставляючи (2.17) і (2.20) в (2.18), отримуємо

$$Q = k \frac{dp}{dt} + \frac{p}{X_0}, \quad \text{або} \quad (2.21)$$

$$Q dt = k dp + \frac{p}{X_0} dt$$

Проінтегруємо (2.21). Межі інтеграції за часом відповідають періоду пульсу (періоду скорочення серця) від 0 до T_n . Цим часовим межам відповідають однакові тиски – мінімальний тиск діастоли p_d :

$$\int_0^{T_n} Q dt = k \int_{p_d}^{p_d} dp = \int_0^{T_n} p dt \quad (2.22)$$

Інтеграл з рівними межами рівний нулю, тому з (2.2.7) маємо

$$\int_0^{T_n} Q dt = \frac{1}{X_0} \int_0^{T_n} p dt \quad (2.23)$$

Експериментальні криві, що показують часову залежність тиску при різних станах артерій, наведені на БР.МТ-03.00.00.001, рис. 3 (суцільні лінії).

На рисунку показаний період пульсу, тривалість T_c систоли і T_d діастоли, P_c – максимальний систолічний тиск.

Інтеграл в лівій частині рівняння (2.23) рівний об'єму крові, який виштовхується з серця за одне скорочення, - ударний об'єм. Він може бути знайдений експериментально. Інтеграл в правій частині рівняння (2.23) відповідає площі фігури, обмеженої кривою і віссю часу (рис.3, БР.МТз-04.00.00.001), це також можна знайти. Використовуючи вказані значення інтегралів, можна обчислити за (2.23) гідравлічний опір периферичної частини системи кровообігу.

Під час систоли (скорочення серця) відбувається розширення пружного

резервуару, після систоли, під час діастоли – відтік крові до периферії, $Q = 0$.

Для цього періоду з (2.21) маємо

$$0 = kdp + \frac{p}{x_0} dt \text{ або } \frac{dp}{p} = -\frac{dt}{kx_0} \quad (2.24)$$

Проінтегрувавши (2.24), отримуємо залежність тиску в резервуарі після систоли від часу:

$$p = p_c e^{-t/(kx_0)} \quad (2.25)$$

Відповідна крива зображена штриховою лінією на рис. 3, БР.МТ-03.00.00.001. На підставі (2.20) отримуємо залежність швидкості відтоку крові від часу:

$$Q = Q_c e^{-\frac{t}{kx_0}} \quad (2.26)$$

де Q_c – об'ємна швидкість кровотоку з пружного резервуару в кінці систоли (початку діастоли), $\text{м}^3/\text{с}$.

Криві залежностей (2.25) і (2.26) є експонентами. Хоча дана модель достатньо грубо описує реальне явище, вона надзвичайно проста і вірно відображає процес до кінця діастоли. Разом з тим зміни тиску на початку діастоли за допомогою цієї моделі не описуються. На основі механічної моделі аналогічно може бути побудована електрична модель (рис. 2.5)

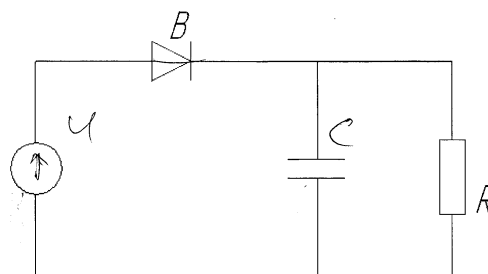


Рисунок 2.5 – Електрична модель судинної системи на основі механічної

Тут джерело U , що дає несинусоїдальну змінну електричну напругу, служить аналогом серця, випрямляч B – серцевого клапана. Конденсатор C протягом півперіоду накопичує заряд, а потім розряджається на резистор R ,

таким чином відбувається згладжування сили струму, що протікає через резистор. Дія конденсатора аналогічна дії пружного резервуару (аорти, артерії), який згладжує коливання тиску крові в артеріолах і капілярах. Резистор є електричним аналогом периферійної судинної системи.

У точнішій моделі судинного русла використовувалася більша кількість еластичних резервуарів для обліку того факту, що судинне русло є системою, розподіленою в просторі. Для обліку інерційних властивостей крові при побудові моделі передбачалося, що еластичні резервуари, що моделюють висхідну і низхідну галузь аорти, володіють різною пружністю. На аркуші БР.МТ-03.00.00.001, рис. 1 наведене зображення моделі Ростона, що складається з двох резервуарів з різними еластичностями (пружностями) і з непружними ланками різного гідравлічного опору між резервуарами. Цій моделі відповідає електрична схема, зображена на БР.МТ-03.00.00.001, рис.2. Тут джерело струму задає пульсуючу напругу $U(t)$, що є аналогом тиску $p(t)$: ємності C_1 і C_2 відповідають пружностям k_1 і k_2 ; електричні опори R_1 , R_2 і R_3 - гідравлічним опорам X_1 , X_2 і X_3 ; сили струму I_1 , і I_2 - швидкостям відтоку крові Q_1 і Q_2 .

Така модель описується системою двох диференціальних рівнянь першого порядку, їх вирішення дає дві криві, що відповідають першій і другій камерам.

Двокамерна модель краще описує процеси, що відбуваються в судинному руслі, але і вона не пояснює коливання тиску на початку діастоли.

Моделі, що містять декілька сотень елементів, називають моделями з розподіленими параметрами.

При скороченні серцевого м'язу (систоли) кров викидається із серця в аорту і відгалужені від неї артерії. Якби стінки цих судин були жорсткими, то тиск, що виникає у крові на виході з серця, передався б до периферії. Пружність стінок судин веде до того, що під час систоли кров, що виштовхується серцем, розтягує аорту, артерії та артеріоли, тобто крупні

судини сприймають за час систоли більше крові, ніж її відтікає до периферії.

Систолічний тиск людини в нормі дорівнює приблизно 16 кПа. Під час розслаблення серця (діастола) розтягнуті кровоносні судини спадають і потенційна енергія, переходить в кінетичну енергію потоку крові, при цьому підтримується діастолічний тиск приблизно рівний 11 кПа [1].

Хвилю підвищеного тиску, що розповсюджується по аорті і артеріям, яка викликана викидом крові з лівого шлуночка в період систоли, називають пульсовою хвилею.

Пульсова хвиля розповсюджується із швидкістю 5-10 м/с і навіть більшою. Отже, за час систоли (близько 0,3с) вона повинна розповсюдитися на відстань 1,5 - 3 м, яка більша за відстань від серця до кінцівок. Це означає, що фронт пульсової хвилі досягне кінцівок раніше, ніж почнеться спад тиску в аорті. Профіль артерії схематично показаний на рис. 2.9: а - після проходження пульсової хвилі, б - через артерію проходить фронт пульсової хвилі, в - в артерії пульсова хвиля, г — починається спад підвищеного тиску.

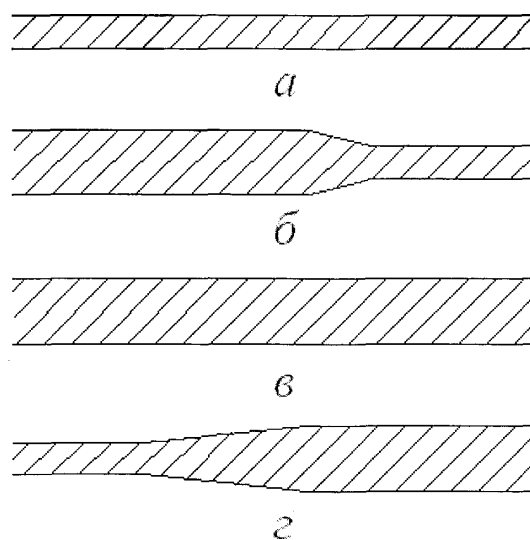


Рисунок 2.6 – Схематичне зображення профілю артерії

Пульсовій хвилі відповідатиме пульсація швидкості кровотоку в крупних артеріях, проте швидкість крові (максимальне значення 0,3 - 0,5 м/с)

істотно менша за швидкість розповсюдження пульсової хвилі [1].

Як відомо з модельного досвіду і із загальних уявлень про роботу серця, пульсова хвиля не є синусоїдальною (гармонійною). Як всякий періодичний процес, пульсова хвиля може бути представлена сумою гармонійних хвиль—рядом Фур'є. Тому звернемо увагу, як на деяку модель, на гармонійну пульсову хвилю.

Припустимо, що гармонійна хвиля розповсюджується по судині уздовж осі X із швидкістю v . В'язкість крові і пружно в'язкі властивості стінок судини зменшують амплітуду хвилі. Можна вважати, що загасання буде експоненціальним. На підставі цього можна записати наступне рівняння для гармонійної пульсової хвилі:

$$p = p_0 e^{-\chi x} \cos \omega \left(t - \frac{x}{v} \right) \quad (2.27)$$

де p_0 — амплітуда тиску в пульсовій хвилі; x — відстань до довільної точки від джерела коливань (серця); t — час; ω — кругова частота коливань; χ — деяка константа, що визначає загасання хвилі.

Довжину пульсової хвилі можна визначити з формули [13]:

$$\lambda = \frac{v}{\nu} = \frac{2\pi v}{\omega} \quad (2.28)$$

Хвиля тиску представляє деякий "надмірний" тиск. Тому з урахуванням "основного" тиску p_a (атмосферний тиск або тиск в середовищі, що оточує судину) зміну тиску можна записати таким чином:

$$p = p_a + p_0 e^{-\chi x} \cos \omega \left(t - \frac{x}{v} \right) \quad (2.29)$$

Як видно з (2.29), у міру просування крові (у міру збільшення x) коливання тиску згладжуються. Схематично на рис. 2.7 показано коливання тиску в аорті поблизу серця (а) і в артеріолах (б). Графіки дані в припущенні моделі гармонійної пульсової хвилі.

На БР.МТ-03.00.00.003 рис. 1 приведені графіки, що показують зміну середнього значення тиску і швидкості $v_{кр}$ кровотоку залежно від типу

кровоносних судин. Гідростатичний тиск крові не враховується. Тиск - надлишковий над атмосферним. Заштрихована область відповідає коливанню тиску (пульсова хвиля).

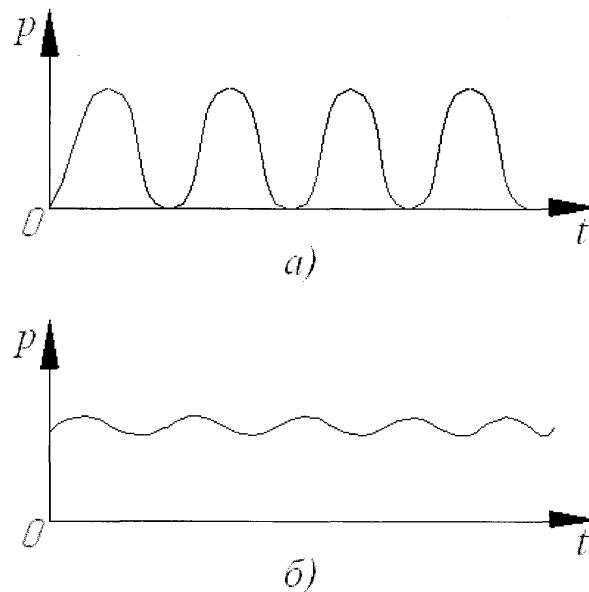


Рисунок 2.7 – Схематичне зображення коливання тиску в аорті поблизу серця (а) і в артеріолах (б)

Швидкість пульсової хвилі в крупних судинах таким чином залежить від їх параметрів :

$$v = \sqrt{\frac{Eh}{\rho d}} \quad (2.30)$$

де E – модуль пружності; ρ – густина речовини судини; h – товщина стінки судини; d – діаметр судини.

Цікаво співставити (2.30) з виразом для швидкості поширення звуку в тонкому стержні [13]

$$v = \sqrt{\frac{E}{\rho}}.$$

У людини з віком модуль пружності судин зростає, тому, як випливає з (2.30), стає більшою і швидкість пульсової хвилі.

Як відомо, швидкість є функцією від кінетичної енергії $v=f(E_k)$, а саме

дана залежність описується так $v = \sqrt{\frac{2E_k}{m}}$ (впливає із формули $E_k = \frac{mv^2}{2}$ [3].

Кінетична енергія перетворюється в теплову енергію $E_k \Rightarrow W$, аскільки W є функцією від температури $W = f(\theta)$, то закономірно, що і швидкість залежить від температури.

Залежність швидкості кровотоку від температури можна описати виходячи із середньої швидкості теплового руху одноатомних молекул [3]^

$$\bar{v} = \sqrt{\frac{3kT}{m_0}} = \sqrt{\frac{3RT}{M}} \quad (2.31)$$

де $k = 1,38 \cdot 10^{-23} \frac{\text{Дж}}{\text{К}}$ - стала Больцмана; T – температура, К; $T = \theta / k$;

M – молекулярна маса крові, $R = 8,31 \frac{\text{Дж}}{\text{моль} \cdot \text{К}}$;

а оскільки і $k = \frac{R}{N_A}$, то $T = \frac{\theta \cdot N_A}{R}$.

Підставивши останнє рівняння у (2.31) одержимо зв'язок середньої швидкості руху молекул з температурою в енергетичних одиницях.

$$\bar{v} = \sqrt{\frac{3 \cdot \theta \cdot N_A}{M}} \quad (2.31)$$

де θ – температура в енергетичних одиницях, Дж

$N_A = 6,02 \cdot 10^{23} \frac{\text{Дж}}{\text{К}}$ – стала Авогадро

Аналітичні залежності параметрів пульсової хвилі наведені на БР.МТ-03.00.00.001, рис. 1.

2.3 Розробка структурної схеми пристрою для вимірювання кровообігу.

Схема структурна електрична пристрою контролю руху кровотоку людини зображена на БР.МТ-03.00.00.000 Е1.

Вимірювання базуються на метрологічному принципі Персі-Піатта, проте внесені певні вдосконалення, що полягають у зниженні рівня власного шуму

підсилювального тракту і підвищенні його стабільності. Замість електричних керованих застосовані механічні керовані перемикачі, що забезпечує ” м’яку ” підгонку фаз комутування сигналів і стабільність контактування.

Термометр містить вхідний підсилювач 1, що складається з двокаскадного малoshумлячого передпідсилювача з $R_{вх}=1$ МОм і $C_{вх}=50$ пФ, і основного підсилювача, що забезпечує на вході детектора сигнал з напругою від 1 до 2В; смугові фільтри 2 і 4 (20-125кГц) з крутизною спаду характеристики на обох границях 240дБ на декаду; налагоджувальний звідною похибкою $\pm 1 \cdot 10^{-4}$ подільник напруги 3; низькочастотний підсилювач 5, що здатний підсилювати сигнал небалансу в 500 разів; інтегратор 6 з періодом інтегрування від 2 до 12 хвилин; осцилограф 7 і вимірювач шуму 8, що контролюють зовнішні наводки і завади, які здатні впливати на балансування і спотворити результати вимірювання; дві однакових за значенням ємності накопичувальних конденсаторів C'_1 і C'_2 ; лінійний детектор Д; механічно керовані синхронні перемикачі Π_1 - Π_7 . На вхід підсилювача 1 попарно підключаються три види давачів: опорний при $T_1=273,15$ К (точка танення льоду) з плівковим резистором опором 300Ом, який використовують як термочутливий елемент і поміщують в досліджуване середовище з температурою θ_x . Опори термочутливих елементів давачів вимірюються цифровим омметром постійного струму типу 3452А і попарно урівнюються з похибкою $\pm 0,02$ Ом. Умова $ReZ_x=ReZ_1$ або $ReZ_1=ReZ_2$ при вимірюванні власного шуму підсилювального тракту реалізовується шляхом урівнювання за допомогою налагоджувальних конденсаторів значень ємностей C_x, C_1 , і C_2 , які шунтують резистори R_x, R_1 і R_2 . Вимірювання цих ємностей з похибкою, яка не перевищує 1 пФ, проводиться ємнісним мостом, що працює на частоті 600кГц. Оскільки значення C_x, C_1 і C_2 знаходяться в межах (200 - 250)пФ, то відносна похибка балансування $\tau=RC$ не перевищує 0,4%.

Оскільки одна із основних складових похибки - похибка оцінювання еквівалентного опору $R_{ЕКВ}$ власного шуму підсилювального тракту, то цьому

приділена особлива увага. Вважаючи нестабільність власного шуму, яка не перевищує за вимірювальний цикл 0,4%, розраховано, що в температурному еквіваленті це складе 0,02%, тобто приблизно 0,1К - при 500К і 0,2К - при 1000К; така похибка є повністю допустимою. По-друге, спосіб оцінки $R_{\text{ЕКВ}}$ полягає у порівнянні шуму при шунтованому вході і при підключених до входу резисторах невеликого (315 і 633Ом) опору.

2.4 Розроблення вхідного підсилювача пристрою контролю руху кровообігу людини.

Обґрунтування вибору схеми.

Наведений на листі БР.МТ-03.01.00.000ЕЗ пристрій є трьохкаскадним підсилювачем з конденсаторним зв'язком і подвійним Т-подібним мостом в ланцюзі ного зворотного зв'язку.

Як вхідний каскад використаний диференціальний (VT2, VT5), оскільки при побудові даного виду підсилювача зручно використовувати схему з двома входами. На один з входів (база VT2) подається підсилюваний сигнал, а по другому (база VT5) здійснюється негативний зворотній зв'язок.

Для забезпечення істотно більшого значення коефіцієнта посилення диференціального каскаду замість резистивної навантаження використані транзистори (VT1, VT4), що виконують функцію динамічних навантажень каскаду.

На транзисторі VT3 зібрана схема джерела стабільного струму, що визначає суму емітерних струмів транзисторів VT2, VT5.

Як проміжний каскад вибраний підсилювальний каскад по схемі ЗЕ на VT6. Він збільшує коефіцієнт посилення. Крім того, він представляє навантаження диференціального каскаду, забезпечуючи необхідну добротність.

Вихідний каскад також є підсилювальним каскадом по схемі ЗЕ. Він забезпечує створення від'ємного зворотного зв'язку (ВЗЗ) і підсилення.

Отже, вибрана схема вхідного підсилювача пристрою, дає можливість

здійснювати вимірювання невеликих за значенням напруги теплових шумів з метою визначення не лише швидкості кровообігу, але і встановлення місця запальних процесів в організмі людини.

Це обґрунтовується тим, що даний підсилювач з великим значенням вхідного опору та стабільним і достатньо великим коефіцієнтом підсилення, дає можливість вловити ці шуми, селективно їх підсилити на певних частотах з наступним їх вимірюванням.

3 МЕТРОЛОГІЧНИЙ АНАЛІЗ ПРИСТРОЮ РЕАЛІЗАЦІЇ МЕТОДИКИ ВИЗНАЧЕННЯ ШВИДКОСТІ КРОВООБІГУ

3.1 Загальна класифікація похибок

Якість засобів і результатів вимірювань прийнято характеризувати їх похибками. Так як характер проявлення і причини виникнення похибок як засобів, так і результатів вимірювань досить різноманітній, то на практиці встановлений поділ похибок на різновидності, за кожною із яких є визначена певна, назва.

- Похибка засобу вимірювань і похибка результату вимірювання Похибка результату вимірювання - це число, яке вміщує можливі границі невизначеності отриманого значення вимірюваної величини. Похибка засобу вимірювань - це певна його властивість, для визначення якої необхідно використовувати певні правила.

Частина назв різновидів похибок пов'язана з похибками засобів вимірювань, інша частина -з похибками результатів вимірювань, а деякі різновиди похибок використовуються як по відношенню до засобів, так і до результатів вимірювань. Тому, розглядаючи терміни похибок, будемо звертати увагу на сфери їх застосування і відмічати ті випадки, коли один і той же термін в різних сферах має неоднакові значення.

- Інструментальні і методичні похибки

Інструментальними похибками засобів вимірювань називаються такі, які належать конкретному засобу вимірювання, можуть бути визначеними при його випробуваннях і бути занесеними в паспорт на цей засіб вимірювань.

Крім інструментальних похибок при вимірюваннях ще є похибки, пов'язані з методикою проведення вимірювань. Такі похибки називаються методичними. Дуже часто причиною виникнення методичної похибки є те, що,

організовуючи вимірювання, часто вимірюють або вимушені вимірювати не ту величину, яка в принципі повинна бути виміряна, а деяку іншу, близьку, але не рівну першій величині. Така заміна того, що дійсно підлягає вимірюванню, тим що дещо відрізняється від необхідного, але простіше реалізується, дуже широко використовується і при розробці засобів, і в практиці організації вимірювань [14].

Відносно терміну «методична похибка» необхідно відмітити, що останнім часом, особливо в теорії цифрових приладів, його почали використовувати цілком в іншому розумінні, а саме для позначення похибки квантування, яка викликана закладеним у прилад принципом роботи і не залежить ні від розробника, ні від виробника приладу. Похибка квантування цифрового представлення інформації немовби є обов'язковою. Тому розробник із задоволенням називає таку похибку методичною і тим самим підкреслює, що її розмір не залежить від його зусиль. Але це принципово не є вірним і в паспорті на цифрові прилади ця похибка згідно ДСТУ 2681-94 повинна бути віднесеною до інструментальної.

- Основна і додаткова похибки засобу вимірювань

Будь-який первинний перетворювач, вимірювальний прилад працюють в умовах, які можуть змінюватися в часі. Це перш за все обумовлено тим, що процес вимірювання характеризується впливом на засіб вимірювань (як з боку об'єкта вимірювань, так і зовнішнього середовища, джерела живлення тощо) окремих факторів. Кожний із факторів може бути виміряним окремо, але в реальних умовах ці фактори впливають на засіб вимірювання разом з іншими факторами. Одним із таких факторів є вимірювана величина. Тому від засобу вимірювань вимагають, щоб він виділив із множини діючих на нього факторів саме вимірювану величину, але всі інші фактори зумів усунути таким чином, щоб вони не впливали на його вихідну величину.

Похибки, які виникають у засобах вимірювань в результаті зміни його показів внаслідок відхилення умов експлуатації від нормальних умов,

називаються додатковими похибками і нормуються так званими коефіцієнтами впливу зміни окремих сторонніх факторів на покази засобу вимірювань.

Похибка засобу вимірювань в реальних умовах його експлуатації називається експлуатаційною і складається із його основної похибки і всіх додаткових похибок і може бути значно більшою від його основної похибки.

Поділ похибок засобу вимірювань на основну і додаткові є чисто умовним і обумовлюється в технічній документації на кожний вид засобів вимірювань.

- Статичні і динамічні похибки

Цей вид похибок властивий як засобам вимірювань, так і результатам вимірювань, розрізняють по їх залежності від швидкості зміни вимірюваної величини в часі. Похибки, які не залежать від вказаної швидкості називаються статичними. Похибки, які є відсутніми, коли вказана швидкість практично дорівнює нулю, і збільшуються при збільшенні швидкості зміни вимірюваної величини, називаються динамічними похибками. Таким чином динамічні похибки є однією із різновидностей додаткових похибок, які викликаються швидкістю зміни в часі вимірюваної величини [14].

- Систематичні, прогресуючі і випадкові похибки

Систематичні похибки - похибки, які змінюються з часом і є певними функціями визначених параметрів. Основна відмінна ознака систематичних похибок полягає в тому, що вони можуть бути передбаченими і завдяки цьому їх можна майже повністю виключити шляхом введення відповідних поправок [14].

Значна небезпека постійних систематичних похибок полягає в тому, що їх наявність досить важко виявити.

Прогресуючими (або дрейфуючими) називаються такі непередбачені похибки, які повільно змінюються в часі. Ці похибки, як правило, виникають в результаті процесів старіння різних деталей засобів вимірювань (резисторів, конденсаторів, механічних деталей тощо). Особливістю прогресуючих похибок

є те, що вони можуть бути скоригованими шляхом введення поправки лише в даний момент часу, а пізніше вони знову непередбачено змінюються. Тому на відміну від систематичних похибок, які можуть бути скориговані за допомогою поправок, визначених один раз на весь термін служби засобу вимірювань, прогресуючі похибки вимагають повторних корекцій, причому тим частіших, чим більшим є термін фактичної експлуатації засобу вимірювань. Інша особливість прогресуючих похибок полягає в тому, що їх зміна в часі - це нестандартний випадковий процес, теорія якого, на відміну від стаціонарного випадкового процесу, є більш складною. Тому вони можуть бути описаними лише приблизно.

Випадковими називають похибки, які не є передбаченими ні по знаку, ні по розміру (або недостатньо вивченими). Вони визначаються сукупністю причин, що важко піддаються аналізу. Випадкові похибки, на відміну від систематичних, легко виявляються при повторних вимірюваннях у вигляді деякого розкиду отриманих результатів. Таким чином, головною відмінною рисою випадкових похибок є їх непередбаченість від одного відліку до іншого. Тому опис випадкових похибок може бути здійснений тільки на основі теорії ймовірностей і математичної статистики [14].

- Абсолютна та відносна похибки

Абсолютна похибка вимірювання - це абсолютна різниця між результатом вимірювання та умовно істинним значенням вимірюваної величини. Розмірність абсолютної похибки є такою ж, як і у вимірюваної величини. Величина похибки залежить від умов проведення вимірювання: засобу вимірювання, умов вимірювання тощо [14].

Відносна похибка вимірювання - це відношення абсолютної похибки вимірювання Δ до дійсного значення вимірюваної величини, вираженої у відсотках [14].

3.2 Аналіз і розрахунок методичних похибок

Функціональним елементом, за допомогою якого вимірюватиметься температура кінцівок людини, буде щуп. Такий вид контактного елемента дасть можливість вимірювати температуру точково. У корпус щупа буде вмонтований підсилювач з високим опором вхідного каскаду, що забезпечить пріоритетність основного сигналу над шумами, які виникатимуть під час проведення контролю. Загальний вигляд щупа зображений на БР.МТ-03.00.00.000СК. Схема електрична принципова щупа подана на листі БР.МТ-03.09.00.000Е2.

Що ж стосується безпосередньо проведення контролю за допомогою шумового термометра, то слід звернути увагу на похибки, які виникають при цьому. Схема нагромадження сумарної похибки зображена на аркуші БР.МТ-03.00.00.004, рис.1, алгоритм розрахунку сумарної похибки показаний на БР.МТ-03.00.00.004, рис.2.

В природі не існує ідеальних систем, які б дали змогу, проводячи певні дослідження та здійснюючи вимірювання, одержувати результати, які є абсолютно точними без присутності будь-яких похибок. Використовуючи вимірювальні прилади, заздалегідь відомо, що одержані в результаті вимірювання дані, матимуть похибки, які в подальшому треба враховувати.

Так і при роботі з шумовим термометром для теплового контролю периферійних судин кінцівок людини, виникають похибки, які, звичайно, змінюють результати вимірювання і які необхідно враховувати в кінцевому результаті.

Говорячи про можливі похибки в розроблюваному шумовому термометрі, можна скласти схему нагромадження сумарної похибки, яка наочно покаже фактори, в результаті яких виникають похибки.

Методичні похибки - це похибки, які є результатом дії зовнішніх впливів, а також не врахованих нами факторів.

Обмеживши діапазон частот, ми зменшили проміжок на якому

здійснюватимуться вимірювання. Як було вказано вище флуктуаційні шуми є типу білого шуму, тобто мають необмежений спектр флуктуаційних частот. Тому вимірювання напруги в певному діапазоні призводить до появи похибки, пов'язаної з визначенням неповного значення шумів. Крім того, внаслідок пульсуючого характеру протікання крові по судинах на флуктуаційні шуми будуть накладатися більш низькі частоти, пов'язані із пульсацією. Тому загальна похибка, яка викликана неповним вимірюванням всіх частот флуктуаційних шумів може бути врахована через співвідношення вибраного для вимірювання діапазону частот напруги. Оскільки роль фільтрів у схемі підсилювача виконують RC - ланки з розрахованими вище параметрами, то приймемо значення даної похибки рівним 2%.

Зміна швидкості кровообігу людини визначається за зміною вихідної напруги пристрою. Однак, швидкість руху крові людини - це параметр, який залежить і від стану судинного русла, і від фізичного навантаження людини, і від температурного режиму, в якому перебуває людина та її психологічного стану. Внаслідок цього вимірювана напруга характеризується багатопараметричною системою вхідних даних. Тому розроблений метод можна вважати в більшій мірі методом для контролю та часткової діагностики людини. Для задач такого типу похибка складає близько 10%.

Також, на достовірність контролю має вплив стан шкірного покриву людини, що в значній мірі залежить від температури та вологості навколишнього середовища, а також наявності здавлюючих пов'язок на кінцівці. В загальному даний вплив можна врахувати як похибку, яка складає 5% при дотриманні відповідних рекомендацій щодо умов проведення обстеження.

Немалий вплив також чинить пульсуючий характер крові. Під час вимірювання швидкості крові при одночасній її пульсації швидкість буде більшою, аніж без пульсу.

Тому сумарну методичну похибку розрахуємо за формулою

$$\delta_M = \sqrt{\sum \delta_i^2} \quad (3.1)$$

$$\delta_M = \sqrt{0,2^2 + 0,1^2 + 0,05^2} = 0,1135 \cdot 100\% = 11,35 \%$$

3.3 Аналіз і розрахунок інструментальних похибок та визначення сумарної похибки

Що стосується інструментальних похибок, то це похибки по напрузі, які виникають при роботі функціональних блоків шумового термометра.

Розрахунок похибки, яка виникає через нестабільність елементів підсилювача здійснюється на основі поданої на плакаті БР.МТ-03.01.00.000ЕЗ схеми електричної принципової даного підсилювача та розрахованих і приведених до стандартного значення номіналів елементів даної схеми.

Як видно з переліку елементів найбільший вплив на похибку, яка може досягати 10%, чинять резистори та конденсатори внаслідок нестабільності їх номінальних значень. Ця нестабільність впливає на вихідне значення напруги, похибка якої і розраховується.

Як було сказано в розділі 2.3 підбір елементів схеми в цілому здійснювався із врахуванням їх стабільних характеристик. Оскільки схема представляє собою складне послідовно-паралельне з'єднання конденсаторів та резисторів, то з достатнім обґрунтуванням, можна вважати, що сумарна похибка нестабільності вихідної напруги підсилювача, яка пов'язана із похибкою сумарного коефіцієнта підсилення схеми, складає 1%. Дане значення похибки ґрунтується на можливості взаємної компенсації нестабільності елементів, та такого підбору їх значень, який забезпечив би роботу елементів в їх номінальних режимах. Тому можна вважати коефіцієнт підсилення підсилювача таким, який змінюється у невеликих межах.

Отже сумарну інструментальну похибку будемо знаходити із формули

$$\delta_1 = \sqrt{\delta_i^2} \quad (3.2)$$

Беремо до уваги те, що відносні похибки функціональних елементів, які входять до схеми шумового термометра будуть наступні:

- підсилювач - 1 %;
- фільтр - 0,5%;
- підсилювач - 1 %;
- подільник напруги - 0,5%;
- низькочастотний підсилювач - 1%;
- інтегратор - 0,2%;
- осцилограф - 1,5%;
- вимірювач шуму - 0,5%;
- накопичувальні конденсатори - 0,3%;
- лінійний детектор (діодний міст) - 1,5%.

Тобто

$$\delta_1 = 100 \sqrt{0,01^2 + 0,01^2 + 0,005^2 + 0,01^2 + 0,005^2 + 0,01^2 + 0,002^2 + 0,015^2 + 0,005^2 + 0,003^2 + 0,015^2} = 100 \cdot 0,1135 = 11,35\%$$

Виходячи з цього, розроблений метод можна вважати як метод для проведення діагностичних досліджень стану людини з сумарною похибкою, яка визначається за формулою

$$\delta_{\Sigma} = \sqrt{\delta_M^2 + \delta_i^2} \quad (3.3)$$

і складає $\delta_{\Sigma} = \sqrt{11,35^2 + 2,89^2} = 11,7\%$

4 ОХОРОНА ПРАЦІ

4.1 Аналіз потенційних небезпек та шкідливих факторів при експлуатації шумового термометра

З огляду на те, що розроблюваний прилад (шумовий термометр) живиться від електромережі змінного струму напругою 220В, то важливим фактором при роботі з даним приладом є електробезпека, тобто захист працюючих від небезпечної та шкідливої дії електричного струму, електричної дуги, електромагнітного поля та статичної електрики.

Ураження електричним струмом можуть варіюватися від незначних . больових відчуттів за відсутності органічних і функціональних змін до опіків III-IV ступеня (обвуглення та шоку).

Проходячи через тіло струм зумовлює термічну, електролітичну, біологічну дію на організм людини.

Термічна дія - зумовлює опіки, нагрівання, пошкодження кровоносних судин, нервів мозку і інших органів і систем, викликаючи їх серйозний функціональний розлад.

Електролітична дія - супроводжується розкладом крові, плазми і інших рідин в організмі, викликаючи зміни у тканинах.

Біологічна дія - виражається в порушеннях біоелектричних процесів, властивих живій матерії і проявляється в подразненні, збудженні живих тканин, що приводить до виникнення судом м'язів і тканин серця і легень.

При ураженні електричним струмом треба швидко відключити струм, обережно звільнити потерпілого від проводів. При цьому, особи які будуть брати участь у наданні допомоги, повинні пам'ятати про особисту безпеку - вимикати рубильник чи відкидати великою сухою палицею (дошкою) провід, або перерубувати провід сокирою, лопатою з дерев'яною ручкою, або можна також звільняти потерпілого в гумових рукавицях або обгорнутими сухою

тканиною руками, стати на суху дошку чи килимову доріжку тощо.

Надаючи першу медичну допомогу при ураженні електричним струмом, слід звернути увагу на дихання потерпілого та діяльність його серцево-судинної систем.

У разі припинення дихання або роботи серцево-судинної системи слід негайно почати непрямий масаж серця (натискування долонями частими поштовхами трохи лівіше області середини грудної клітки, з ритмом 40-60 поштовхів на хвилину та штучне дихання рот-в-рот (попередньо закрити потерпілому ніс і, вдихнувши повними грудьми, видихнути крізь марлю або носовичок у рот потерпілого; аналогічно роблять видих в ніс). Штучне дихання роблять з частотою 16-18 разів на хвилину і одночасно розтирають тіло потерпілого вовняною тканиною. Одночасно викликають бригаду швидкої медичної допомоги.

Непрямий масаж серця та штучне дихання роблять до повного відновлення діяльності організму (інколи і протягом 2-4 годин) або надання спеціалізованої допомоги.

При ослабленні серцевої діяльності та дихання необхідно забезпечити потерпілому доступ свіжого повітря, дати понюхати нашатирного спирту, влити в рот чайну ложку чи 25 крапель кордіаміну, поплескати по щоках.

При пошкодження шкіри накласти стерильну пов'язку та направити потерпілого до лікаря.

4.2 Забезпечення нормальних умов праці при роботі з шумовимтермометром.

Забезпечення здорових і безпечних умов праці у виробничій сфері досягається при проектуванні, за рахунок дотримання діючих нормативних документів, а для існуючих об'єктів шляхом порівняння фактичних значень з нормативними і при виявленні відхилень розробкою та впровадженням заходів зі створення умов праці згідно вимог нормативних документів.

1. Оптимальні умови мікроклімату встановлюються для постійних робочих місць (табл. 4.1).

Таблиця 4.1 – Оптимальні величини температури, відносної вологості та швидкості руху повітря в робочій зоні виробничих приміщень

Період року	Категорія робіт	Температура повітря	Відносна (вологість)	Швидкість руху, м/сек.
Холодний період року	Легка Іа	22-24	60-40	0,1
	Легка Іб	21-23	60-40	0,1
Теплий період року	Легка Іа	23-25	60-40	0,1
	Легка Іб	22-24	60-40	0,2

2. Показники температури повітря в робочій зоні по висоті та по горизонталі, а також протягом робочої зміни не повинні виходити за межі нормованих величин оптимальної температури для даної категорії робіт, вказаної в табл. 4.1.

3. Температура внутрішніх поверхонь робочої зони (стіни, підлога, стеля), технологічного обладнання, зовнішніх поверхонь технологічного устаткування, огорожуючих конструкцій не повинна виходити більш ніж на 2 °С за межі оптимальних величин температури повітря для даної категорії робіт, вказаних в табл. 4.1.

4. При виконанні робіт операторського типу, пов'язаних з нервово-емоційним напруженням в кабінетах, залах обчислювальної техніки та інших приміщеннях повинні дотримуватися оптимальні умови мікроклімату (температура повітря 22-24 град.С, відносна вологість 60-40%, швидкість руху повітря не більш 0,1 м/сек.). Також необхідним фактором нормальної роботи є система вентиляції, кондиціонування і опалення. Вентиляція є головним засобом створення нормальних метеорологічних умов в робочій зоні. Вона призначена для підтримки параметрів повітряного середовища в приміщенні лабораторії, відповідно до умов діючих санітарно-технологічних норм, а також

згідно СНиП-Г-7-62 (Опалення, вентиляція і кондиціонування повітря, норми проектування).

5. Інтенсивність теплового опромінення працюючих від нагрітих поверхонь технологічного устаткування, освітлювальних приладів, інсоляція від зашкелених огорожень не повинна перевищувати 35,0 Вт/м² - при опроміненні 50 % та більше поверхні тіла, 70 Вт/м² - при величині опромінюваної поверхні від 25 до 50 %, та 100 Вт/м² - при опроміненні не більше 25 % поверхні тіла працюючого.

4.3 Забезпечення безпеки технологічних процесів, монтажу, налагоджування та експлуатації обладнання.

Для забезпечення безпечної роботи з приладом працівники повинні уважно прочитати інструкцію по експлуатації і зберегти її як довідковий матеріал. Неправильне користування приладом може призвести до його поломки і спричинити шкоду користувачу.

Перед підключенням пристрою до мережі живлення слід переконатись у справності мережі і надійності контактів (шумовий термометр оснащений євро-вилкою). Кабель живлення слід розміщувати таким чином, щоб виключити можливість їх пошкодження. Розетка повинна мати надійне заземлення.

Перед першим вмиканням необхідно перевірити чи відповідають технічні характеристики приладу, що вказані на наклейці, параметрам електромережі.

З метою запобігання ураження електричним струмом забороняється занурювати прилад у воду чи іншу рідину, якщо це відбулося, необхідно негайно відключити його від електромережі і звернутися у сервісний центр для перевірки приладу.

Забороняється використовувати прилад, якщо є які-небудь пошкодження корпусу і деталей приладу.

Ремонт приладу можуть здійснювати лише спеціалісти, які пройшли відповідне навчання. Неправильний ремонт створює небезпеку для

користувача. У випадку появи неполадок слід звернутися в спеціалізований сервісний центр.

При перерві в роботі пристрій повинен бути вимкнений, електрична напруга повинна бути знята.

Забороняється використовувати прилад поза межами спеціалізованих приміщень.

Забороняється розміщувати електричний шнур у висячому положенні, а також необхідно слідкувати, щоб він не торкався гарячих поверхонь. Забороняється встановлювати прилад в безпосередній близькості до джерел тепла, чи відкритого полум'я. Прилад повинен знаходитись на стійкій плоскій поверхні.

Прилад необхідно вмикати безпосередньо в розетку без використання перехідників. З метою запобігання ураження електричним струмом забороняється вмикати прилад вологими руками.

Виробник не несе відповідальності за можливі пошкодження, які виникли внаслідок використання шумового термометра не за призначенням або невідповідної експлуатації.

Підготовка пацієнта до дослідження за допомогою шумового термометра проводиться наступним чином. Пацієнт тривалий час повинен перебувати в приміщенні, з метою адаптації до навколишнього середовища. Пацієнт не повинен відчувати температурного дискомфорту у кінцівках.

Нижні кінцівки повинні бути звільнені від здавлюючих гумок не пізніше як за 3 години до проведення дослідження.

Огляд повинен проводитися лише в горизонтальному положенні пацієнта. Дослідження проводяться не менше як в 5 точках артерії, які розміщуються на відстані 15 мм. Пацієнт не повинен виконувати фізичні навантаження як мінімум за 3 години до обстеження.

4.4 Пожежна безпека та безпека в надзвичайних ситуаціях

Одним з основних способів захисту від вражаючих факторів НС є своєчасна евакуація і розосередження персоналу об'єктів і населення з небезпечних районів і зон лих.

Евакуація - комплекс заходів щодо організованого висновку або вивезення персоналу об'єктів із зон НС чи ймовірностей НС, а також життєзабезпечення евакуйованих в районі розміщення.

При проектуванні будівель і споруд одним із завдань є створення найбільш сприятливих умов для руху людини при можливої НС і забезпечення його безпеки.

Розрахунок часу евакуації

1. Опис конструктивних елементів будівлі

Кабінет діагностики судин кінцівок людини об'ємом 126 м^3 розташований на другому поверсі в безпосередній близькості від сходової клітини, що веде на перший поверх (табл. 4.2). Сходові клітки мають ширину 1,5 м і довжину 10 м. У кабінеті працює 3 чоловік. Всього на поверсі працюють 98 осіб. На першому поверсі працює 76 осіб. Схема евакуації з будівлі представлена на рис. 4.1

Таблиця 4.2 – Розміри ділянок частин евакуації

Показники	Одиниця виміру	Довжина $L_i, \text{ м}$	Ширина $d_i, \text{ м}$
$N_{\text{кор}}$	чол	3	3
$l_{\text{кор}}$	м	4	2
$N_{\text{фойє}}$	чол	177	5
$l_{\text{фойє}}$	м	6	2
$N_{\text{сходи}}$	чол	101	5
$l_{\text{сходи}}$	м	10	1,5

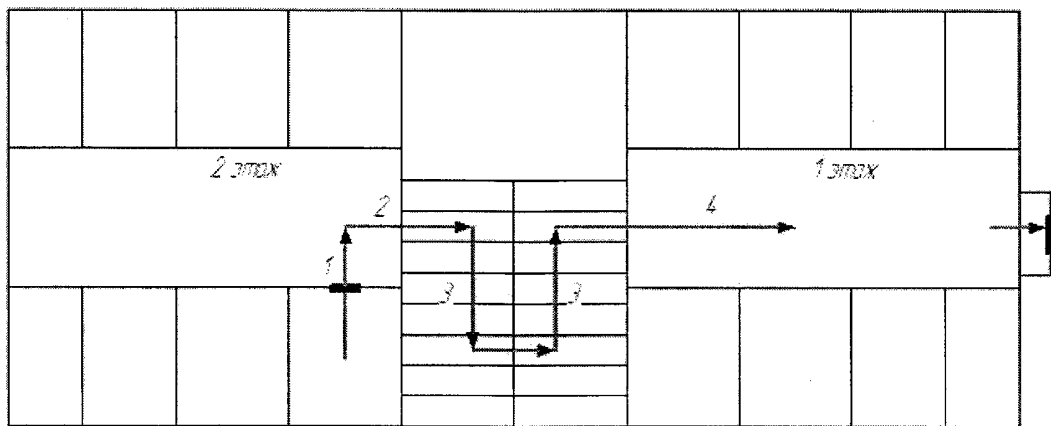


Рисунок 4.1 – Схема евакуації з кабінету діагностики судин кінцівок людини (1,2,3,4 - етапи евакуації)

Таблиця 4.3 – Час затримці початку евакуації

Тип і характеристика будинку	Час затримки початку евакуації, хв, при типах систем оповіщення			
	>W1	>W2	>W3	>W4
Адміністративні, торгові й виробничі будинку (відвідувачі перебувають у бодруваному стані, обізнаний із плануванням будівлі і процедурою евакуації)	<1	3	>4	<4
Магазини, виставки, музеї, дозвільні наукові центри й інші будинки масового призначення, (відвідувачі перебувають у бодруваному стані, але може бути невідомі з плануванням будівлі і процедурою евакуації)	<2	3	>6	<6

Характеристика рушійної людини	Значення, чол.
Дорослий чоловік у домашньому одязі	0,1
Дорослий чоловік в зимовій одязі	0,125
Дорослий з дитиною на руках	0,26
Дорослий із торбою	0,16
Дорослий з валізою	0,35
Підліток	0,07

Щільність потоку D, м ² /м ²	Горизонтальний шлях		Дверний отвір	Драбина вниз		Драбина вгору	
	V, м/хв	q, м/хв	q, м/хв	V, м/хв	q, м/хв	V, м/хв	q, м/хв
0.01	100	1,0	1,0	100	1,0	60	0,6
0.05	100	5,0	5,0	100	5,0	60	3,0
0.1	80	8,0	8,7	95	9,5	53	5,3
0.2	60	12,0	13,4	68	13,6	40	8,0
0.3	47	14,1	15,6	52	16,6	32	9,6
0.4	40	16,0	18,4	40	16,0	26	10,4
0.5	33	16,5	19,6	31	15,6	22	11,0
0.6	27	16,2	19,0	24	14,4	18	10,6
0.7	23	16,1	18,5	18	12,6	15	10,5
0.8	19	15,2	17,3	13	10,4	10	10,0
0.9 і більше	15	13,5	8,5	10	7,2	8	9,9

Примітка. Табличне значення інтенсивності руху на дверномуотворі при щільності потоку 0,9 і більше, однакову 8,5 м/хв, встановлено для дверного прорізу шириною 1,6 метрів і більш.

1. За категорією приміщення належить до групи Д і II ступеня вогнестійкості.

2. Розрахунковий час евакуації людей T_p визначають як суму часу руху людського потоку по окремим ділянкам шляху t_i по формулі:

$$T_p = T_1 + T_2 + T_3 + T_4$$

3. Щільність людського потоку D на першій ділянці шляху, завдовжки l_1 та шириною d_1 треба визначати за формулою:

$$D_1 = (N_1 \times f) / (l_1 \times d_1),$$

де N – кількість людей на 1-й ділянці, чол.; f - середня площа горизонтальної проекції людини - $0,125 \text{ м}^2$; d_1 - ширина першої ділянки шляху, м.

$$D_1 = (N_1 \times f) / (l_1 \times d_1) = (3 \times 0,125) / (4 \times 2) = 0,047$$

4. За отриманим значенням D_1 за таблицею 4.5 визначаємо швидкість руху людського потоку V_1 (м/хв) і інтенсивність руху людського потоку q_1 (м/хв) та підраховуємо час руху людського потоку на першій ділянці; L_1 - довжина першої ділянки шляху, м. По таблиці швидкість руху дорівнює 100 м/хв, інтенсивність руху 1 м/хв.

$$T_1 = 4/100 = 0,04 \text{ хв.}$$

7. Довжина дверного прорізу приймається рівної нулю. Найбільша можлива інтенсивність руху на отворі в нормальних умов $g_{\max} = 19,6 \text{ м/хв}$, інтенсивність руху на отворі шириною 1,1 м вираховується за формулою

$$q_d = 2,5 + 3,75 \cdot b = 2,5 + 3,75 \cdot 1,1 = 6,62 \text{ м/хв,}$$

8. Оскільки другому поверсі працює 98 людина, то

$$D_2 = (N_2 \times f) / (l_2 \times d_2) = (101 \times 0,125) / (10 \times 1,5) = 0,842$$

За таблиці 4.5 швидкість руху дорівнює 19 м/хв, інтенсивність руху 15,2 м/хв.

$$T_2 = 6/19 = 0,32 \text{ хв.}$$

9. Для визначення швидкості руху сходами розраховується інтенсивність руху на третій ділянці за формулою

$$D_3 = (N_3 \times f) / (l_3 \times d_3) = (101 \times 0,125) / (10 \times 1,5) = 0,842.$$

Результат свідчить, що у драбині швидкість людського потоку знижується до 13м/хв. Час руху сходами вниз (3-й ділянку):

$$T_3 = 10/13 = 0,77 \text{ хв.}$$

10. При переході на перший поверх відбувається змішування з потоком людей, які рухались на першому поверсі.

Щільність людського потоку на першому поверсі у своїй інтенсивності руху становить близько 15,2м/хв.

11. При переході на 4-й ділянку відбувається злиття людських потоків

$$D_4 = (N_4 \times f) / (l_4 \times d_4) = (177 \times 0,125) / (6 \times 5) = 0,725.$$

за таблицею 4.6 визначаємо, що швидкість руху дорівнює 23м/хв.

$$T_4 = 6/23 = 0,26 \text{ хв.}$$

12. За максимальної щільності людського потоку інтенсивність руху через дверної отвір на ширину більш 1,6 м - 8,5м/хв.

13. Розрахунковий час евакуації людей визначаємо як суму часу руху людського потоку по кожній ділянці шляху:

$$T_p = 0,04 + 0,32 + 0,77 + 0,26 = 1,39 \text{ хв.}$$

Враховуючи те, що допустимим часом евакуації людей з приміщень II ступеня вогнестійкості приймають бхв можемо стверджувати, що розрахований час евакуації беззаперечно задовольняє.

Висновки до розділу

В даному розділі роботи розглянуто питання охорони праці при експлуатації приладу шумового термометра для вимірювання швидкості кровообігу.

Проведено аналіз потенційних небезпек, які мають місце під час проведення контролю.

Вказані основні вимоги безпечної роботи з приладом. Проведено розрахунок часу евакуації людей, який становить 1,39хв.

ВИСНОВКИ

На основі проведеного аналізу існуючих методів контролю швидкості кровотоку та стану організму людини в цілому, визначення ступеня шкідливого впливу на організм людини кожного методу, складності та достовірності контролю за цими методами, було встановлено, що доцільним є розробити неінвазивний і абсолютно нешкідливий метод контролю, який базується на шумовій термометрії.

Використання цього методу передбачає розробку пристрою для його реалізації на основі теоретичних узагальнень. Тому в даній роботі розроблена математична модель процесу руху крові по судинах, яка пов'язує параметри функціонального стану людини із тепловими шумами, які виміряні в місцях найближчого розташування судин до шкірних поверхонь (нижня кінцівка в області гомілки).

Розроблено структурну схему пристрою на основі встановлених вимог з огляду забезпечення встановленої точності вимірювання та достовірності контролю.

Розроблено принципову схему на сучасній елементній базі та розраховано номінали елементів цієї бази підсилювача шумових сигналів для забезпечення селективності вибору сигналів в певному діапазоні частот та високого вхідного опору

Проаналізовані з метрологічної точки зору розроблена методика та пристрій для її реалізації. Встановлені основні фактори впливу на сумарну похибку та розраховане її значення, яке склало 11,7%.

Визначені основні потенційно-небезпечні зовнішні та внутрішні впливи при експлуатації розробленого пристрою та заходи для їх усунення.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ НА ДЖЕРЕЛА

1. Медична та біологічна фізика. Навч. посібник / В.П.Марценюк, В.Д. Дідух, Р.Б.Лади́ка та ін. Тернопіль: ТДМУ. 2018.— 304 с.
2. Білокур І. П. Акустичний контроль: навчальний посібник.— К.: ІСДО, 1997. — 244 с.
3. Бушок Г. Ф., Вегнер Є.Ф. Курс фізики. У 3 книгах: навч.посіб. Кн. 1 Фізичні основи механіки. Молекулярна фізика і термодинаміка. /Г.Ф. Бушок, Є.Ф. Вегнер - К: Вища шк., 2002. - 375 с.. Кн. 2 Електрика і магнетизмК.: Вища шк., 2003. — 278 с: Кн. 3 Оптика. Фізика атома та атомного ядра. /— К.: Вища шк., 2003. — 311 с.
4. Методи променевої діагностики : навчальний посібник для студентів / уклад. Н.В. Туманська, К.С. Барська, І.П Джос – Запоріжжя : [ЗДМУ], 2016. — 92 с
5. Курилов А. Ф. Теплотехнічні вимірювання і прилади : навч. посіб. / А. Ф. Курилов, В. М. Козін. — Суми : Сумський державний університет, 2015. — 189 с.
6. Стороженко В. К., Вавілов В. П. та ін. «Неруйнівний контроль якості промислової продукції активним тепловим методом». Київ. Техніка, 1988.
7. Поліщук Є. С., Дорожовець М М., Яцук В. О. та ін. Метрологія та вимірювальна техніка. Львів: В-во „Бескид Біт”, 2003. — 544 с.
8. Кісіль І.С. Метрологія, точність і надійність засобів вимірювань: навчальний посібник для студентів вищих навчальних закладів/ І.С. Кісіль. - Івано-Франківськ: Видавництво “Факел”, 2002. — 400 с.
9. Метрологія [Електронний ресурс]: навч. посіб. для студ. спеціальності 152 «Метрологія та інформаційно-вимірювальні технології» / КПІ ім. Ігоря Сікорського; уклад.: Н.М. Защепкіна. — Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2022. — 397 с

10. Вступ до спектрального аналізу. : Спектральна щільність і періодограма. [Електронний ресурс]:

[https://ukrayinska.libretexts.org/%D0%A1%D1%82%D0%B0%D1%82%D0%B8%D1%81%D1%82%D0%B8%D0%BA%D0%B0/%D0%9A%D0%BD%D0%B8%D0%B3%D0%B0%3A_%D0%90%D0%BD%D0%B0%D0%BB%D1%96%D0%B7_%D1%87%D0%B0%D1%81%D0%BE%D0%B2%D0%B8%D1%85_%D1%80%D1%8F%D0%B4%D1%96%D0%B2_\(Aue\)/4%3A_%D0%A1%D0%BF%D0%B5%D0%BA%D1%82%D1%80%D0%B0%D0%BB%D1%8C%D0%BD%D0%B8%D0%B9_%D0%B0%D0%BD%D0%B0%D0%BB%D1%96%D0%B7/4](https://ukrayinska.libretexts.org/%D0%A1%D1%82%D0%B0%D1%82%D0%B8%D1%81%D1%82%D0%B8%D0%BA%D0%B0/%D0%9A%D0%BD%D0%B8%D0%B3%D0%B0%3A_%D0%90%D0%BD%D0%B0%D0%BB%D1%96%D0%B7_%D1%87%D0%B0%D1%81%D0%BE%D0%B2%D0%B8%D1%85_%D1%80%D1%8F%D0%B4%D1%96%D0%B2_(Aue)/4%3A_%D0%A1%D0%BF%D0%B5%D0%BA%D1%82%D1%80%D0%B0%D0%BB%D1%8C%D0%BD%D0%B8%D0%B9_%D0%B0%D0%BD%D0%B0%D0%BB%D1%96%D0%B7/4)

11. Nayguist H. Thermal agitation of electric charge in conductors // Phys. Rev., 32. – 1928. – P.110–113.

12. Кулінчонко В.Р. Гідродинаміка. Навч. посібник / В.Р.Кулінчонко. - К.: НМК ВО, 1992. - 272 с .

13. Гребінь О. П. Основи звукотехніки [Електронний ресурс] : навч. посіб. / КПП ім. Ігоря Сікорського ; укладачі: О. П. Гребінь, В. Б. Швайченко, Н. Ф. Левенець. - Електронні текстові дані (1 файл: 9.08 Мбайт). - Київ : КПП ім. Ігоря Сікорського, 2023. - 342 с.

14. Микитин Г. В. Основи метрології. Навчальний посібник для студентів вищих навчальних закладів. – Львів: СПОЛОМ. 2008. –296 с.

15. Гігієна праці : підручник/ [Ю.І. Кундієв, О.П. Яворовський, А.М. Шевченко та ін.] ; за ред. Ю.І. Кундієва, О.П. Яворовського. - К. : Медицина, 2011. - 904 с.

16. Кривенко Г. М. Електронний курс "Основи охорони праці", сертифікат електронного курсу №000177 від 30.06.2021

17. Кривенко Г. М., Стеліга І. І., Лялюк-Вітер Г. Д., Шиманський В. Я. Охорона праці: практикум. Івано-Франківськ : ІФНТУНГ, 2017. 205 с.

18. Кривенко Г. М., Шиманський В. Я., Лялюк-Вітер Г. Д., Стеліга І. І. Основи охорони праці: лабораторний практикум. Івано-Франківськ: ІФНТУНГ,

2021. 149 с .

19. Кривенко Г. М., Семчук Я. М., Стеліга І. І., Лялюк-Вітер Г. Д., Шиманський В. Я.. Охорона праці: методичні вказівки до виконання розділу "Охорона праці" випускної кваліфікаційної роботи бакалавра. Івано-Франківськ: ІФНТУНГ, 2021. 84 с.

20. ДСН 3.3.6.042-99. Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень.

21. ДБН В.2.5-67_2013. Опалення, вентиляція та кондиціонування повітря

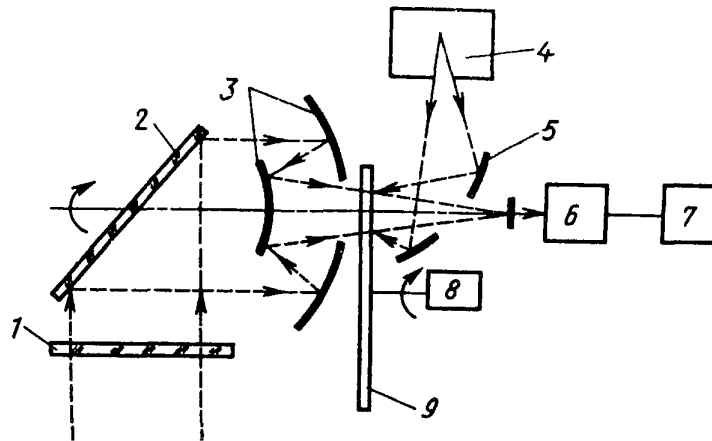
22. Практикум із охорони праці [Текст]: навчальний посібник / В.Ц. Жидецький, В.С. Джигирей, В.М. Сторожук [та ін.]; за ред. канд. техн. наук, доцента В.Ц. Жидецького. – Львів: Афіша, 2004. – 352 с.

23. ДБН В.2.5-28-2006 Природне і штучне освітлення

ДОДАТКИ

Додаток А

Типова схема скануючого тепловізора



- 1 - вхідне вікно; 2 - дзеркало; 3 - об'єктив каналу сигналу;
4 - опорний випромінювач; 5 - об'єктив опорного каналу;
6 - перетворювач випромінювання; 7 - блок електронної обробки
сигналу; 8 - двигун модулятора; 9 - модуляційний диск

Рисунок А.1 - Типова схема скануючого тепловізора