

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
Приладобудівний факультет
Кафедра виробництва приладів

До захисту допущено:
Завідувач кафедри
В.о. Віктор АНТОНЮК
«14» 2021 р.

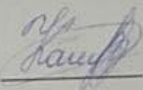
Дипломний проєкт
на здобуття ступеня бакалавра
за освітньо-професійною програмою «Медичні прилади і системи»
спеціальності 152 «Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка»
на тему: «Система вимірювання температури тіла людини»

Виконав:
студент IV курсу, групи ПБ-371
Каштан Владислав Васильович

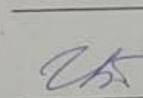
Керівник:
асистент
Яковенко Ірина Олександрівна

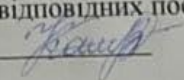
Консультант з назва розділу:

Рецензент: Богатирьова Г.В.







Засвідчую, що у цьому дипломному
проєкті немає запозичень з праць інших
авторів без відповідних посилань.
Студент 

Київ – 2021 року

ВІДОМІСТЬ ДИПЛОМНОГО ПРОЕКТУ

№ з/п	Формат	Позначення	Найменування	Кількість листів	Примітка
1	A4		Завдання на дипломний проект	3	
2	A4	ДП ПБ-з71.1702.000 ПЗ	Пояснювальна записка	86	
3	A1	ДП ПБ-з71.1702.001 СХ	Класифікація методів визначення температури тіла людини	1	
4	A1	ДП ПБ-з71.1702.002 СХ	Загальний вигляд автоматизованої системи для вимірювання температури тіла людини	1	
5	A1	ДП ПБ-з71.1702.003 СК	Структурно-функціональна схема	1	
6	A1	ДП ПБ-з71.1702.004 СХ	Схема електрична	1	
7	A1	ДП ПБ-з71.1702.005 СХ	Оптична схема		
7	A0	ДП ПБ-з71.1702.006 СК	Складальне креслення приладу вимірювання температури	1	
8	A1	ДП ПБ-з71.1702.007 СХ	Структурна схема складання	1	
9	A1	ДП ПБ-з71.1702.008 СХ	Технологічна схема складання	1	

ДП ПБ-з71.1702.000 ПЗ			
	ПБ	Підп.	Дата
Розробл.	Каштан В.В.		09.06.11
Корект.	Яковченко І.О.		
Консулт.			
Н.контр.			
Зав.каф.			
Відомість дипломного проекту			Лист 1 з 83
			КТП ім. Ігоря Сікорського Каф. ВП Гр. ПБ-з71

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Приладобудівний факультет
Кафедра виробництва приладів

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

Спеціальність – 152 «Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка»

Освітньо-професійна програма «Медичні прилади і системи»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

В.о. Віктор АНТОНЮК

[Підпис] 29/6

ЗАВДАННЯ

на дипломний проєкт студенту

Капітану Владиславу Васильовичу

1. Тема проєкту «Система вимірювання температури тіла людини», керівник проєкту асистент Яковенко Ірина Олександрівна, затверджені наказом по університету від «31» травня 2021р. №1369-с

2. Термін подання студентом проєкту 09.06.2021 року

3. Вихідні дані до проєкту: діапазон вимірювання температури 20-45°C, точність $\pm 0,5^\circ\text{C}$ з використанням чорного тіла $\pm 0,3^\circ\text{C}$, напруга живлення 12В, поле зору 37,4x28°, споживча потужність 2 В.

4. Зміст пояснювальної записки Вступ. 1 Конструкторський розділ: 1.1. Система терморегуляції організму людини; 1.2. Розробка класифікації методів вимірювання температури; 1.3. Метод визначення температури за довжогого ІЧ випромінювання; 1.4. Огляд та аналіз методів та засобів інтелектуальної власності; 1.5. Огляд та аналіз сучасних приладів для безконтактного дослідження температури; 1.6. Розробка оптимізованої системи для виміру температури тіла людини; 1.7. Розробка оптичної схеми; 1.8. Розробка електричної; 1.9. Розрахунок зміни температур з використанням термістору; 1.10. Розрахунок поля зору приладу для вимірювання температури; 2. Технічний розділ: 2.1. Розробка складального креслення приладу для вимірювання температури людини; 2.2. Аналіз технікогностичної конструкції приладу для вимірювання температури людини; 2.3. Розрахунок технікогностичної конструкції приладу для вимірювання температури людини; 2.4. Розрахунок точності складального робочого приладу для вимірювання температури людини.

вимірювання температури людини; 2.5. Розробка схеми структурного складу; 2.6. Розробка технологічної схеми складання приладу для вимірювання температури людини; 2.7. Розробка маршрутної карти складання приладу для вимірювання температури людини; 2.8. Перевірка параметрів термістора

5. Перелік графічного матеріалу: Класифікація методів визначення температури (A1); Загальний вигляд системи для визначення температури тіла людини (A2); Структурно-функціональна схема роботи приладу (A1); електрична схема (A2); Оптична Схема (A1) Складальне креслення приладу для вимірювання температури (A1); Деталювання (A2, A4); CCC (A2); TCC (A2).

6. Консультанти розділів проекту*

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

7. Дата видачі завдання 25.03.2021 року

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломного проекту	Термін виконання етапів проекту	Примітка
1	Огляд температурного розподілу тіла людини	26.03.2021	виконано
2	Розробка класифікації методів	8.04.2021	виконано
4	Огляд об'єктів інтелектуальної власності для визначення температури	16.04.2021	виконано
6	Розробка загального вигляду та структурно-функціональної схеми приладу	05.05.2021	виконано
8	Вибір елементної бази для реалізації	07.05.2021	виконано
9	Розробка електричної схеми та оптичної схеми	14.05.2021	виконано
10	Розрахунок специфічних параметрів системи	20.05.2021	виконано
11	Розробка складального креслення	26.05.2021	виконано
12	Розрахунок технологічності виробу	28.05.2021	виконано
13	Розробка TCC, CCC, маршрутних карт	03.06.2021	виконано
14	Подання диплому до захисту	09.06.2021	виконано

Студент

Керівник



Владислав КАШТАН

Ірина ЯКОВЕНКО

* Якщо визначені консультанти. Консультантом не може бути зазначено керівника дипломного проекту.

АНОТАЦІЯ

У проекті розглянуто систему терморегуляції організму та розроблено класифікацію методів для вимірювання температури тіла людини, що дало можливість провести фундаментальний аналіз та обрати метод для подальшої реалізації в приладі.

Проект складається з двох розділів: конструкторського та технологічного. Він викладений на 83 сторінках та містить 38 рисунків, 13 таблиць, 16 формул, 2 додаток, 33 літературних джерел.

В конструкторському розділі показано особливості виміру температури тіла люди дистанційними методами. За основу було обрано оптичний метод вимірювання, де було проведено аналіз існуючих аналогів та відомих конструкторських рішень. Запропонована модернізація існуючих аналогів з додаванням модулю для калібрування інфрачервоного приймача випромінювання, що реалізується за допомогою лазерного діода, поворотного дзеркала та крокового двигуна. Розроблено загальний вигляд системи вимірювання температури, оптичну принципово-функціональну та електричну схему проведено необхідні розрахунки.

В технологічному розділі розроблено складальне креслення приладу та проведено розрахунки пов'язані з відпрацюванням приладу на технологічність. Проведено перевірка температурного датчику приладу для калібрування системи.

Ключові слова: температура, безконтактне вимірювання, інфрачервоний приймач випромінювання, абсолютно чорне тіло, датчик температури.

SUMMARY

The project considers the system of thermoregulation of the body and developed a classification of methods for measuring human body temperature, which made it possible to conduct a fundamental analysis and choose a method for further implementation in the device.

The project consists of two sections: design and technology. It is set out on 83 pages and contains 38 figures, 13 tables, 16 formulas, 2 appendices, 33 references. The design section shows the features of measuring body temperature of people by remote sensing methods. The optical measurement method was chosen as the basis, where the analysis of existing analogues and known design solutions was performed. The modernization of the existing analogues with the addition of a module for calibration of the infrared radiation receiver, which is realized with the help of a laser diode, a rotary mirror and a stepper motor, is proposed. The general look of the temperature measurement system is developed, the optical principle-functional and electric circuit the necessary calculations are carried out.

In the technological section the assembly drawing of the device is developed and calculations connected with working off of the device on manufacturability are carried out. The temperature sensor of the system calibration device was calibrated.

Key words: temperature, non-contact measurement, infrared radiation receiver, absolutely black body, temperature sensor.

Пояснювальна записка
до дипломного проекту
на тему: « Система вимірювання температури тіла
людини »

Київ – 2021 року

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

АТФ - аденозинтрифосфорна кислота
РТ - імпульсний метод
АДТ - активний динамічний метод
РРТ - імпульсно - фазовий метод
ТТ - метод теплової томографії
ІЧ – інфрачервоний
БО – біологічний об'єкт
ПЗЗ - прилад із зарядовим зв'язком
КД - кроковий двигун
ДТ - датчика температури
ІЧ ПВ - інфрачервоний приймач випромінювання
ПП - попередній підсилювач
АЦП - аналогово-цифровий перетворювач
МК – мікроконтролер
ПВ - приймач випромінювання

Зміст

Вступ	10
1. Конструкторський розділ	11
1.1. Система терморегуляції організму людини	12
1.1.1. Терморегуляція в гомеостазі	12
1.1.2. Механізм теплоутворення	13
1.1.3. Механізм тепловіддачі	14
1.1.4. Розподіл температур в організмі людини	16
1.2. Розробка класифікації методів вимірювання температури	18
1.3. Метод визначення температури за допомогою ІЧ випромінювання	21
1.3.1. Теплове випромінювання	21
1.3.2. Теплове випромінювання для чорного тіла	22
1.3.3. Випромінювання реальних тіл	25
1.3.4. Визначення температури	26
1.4. Огляд та аналіз методів та засобів інтелектуальної власності	27
1.5. Огляд та аналіз сучасних приладів для безконтактного дослідження температури	33
1.6. Розробка автоматизованої системи для виміру температури тіла людини	37
1.6.1. Розробка загального виду системи для вимірювання температури людини та опис її призначення та технічних характеристик	37
1.6.2. Розробка структурної схеми	38
1.6.2.1. Принцип роботи	38
1.6.2.2. Вибір елементної бази	40
1.7. Розробка оптичної схеми	44
1.8. Розробка електричної схеми	45
1.9. Розрахунок зміни температур з використанням термістору	46
1.10. Розрахунок поля зору приладу для вимірювання температур	49
2 Технологічний розділ	52
2.1 Розробка складального креслення приладу для вимірювання температури людини	53
2.2. Аналіз технологічності конструкції приладу вимірювання температури	54
2.3 Розрахунок технологічності конструкції приладу вимірювання температур людського тіла	55
2.4. Розрахунок точності складальних робіт приладу для вимірювання температури тіла людини	59

2.5 Розробка схеми структурного складу	60
2.6 Розробка технологічної схеми складання приладу вимірювання температури тіла людини	62
2.7. Розробка маршрутної карти складання приладу виміру температури	64
2.8 Повірка параметрів термістора	65
Висновок	66
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	67
Додаток А	71
Додаток Б	85

Вступ

На сьогоднішній день з пандемією COVID-19, яка охопила світ системи дистанційного контролю температури можуть забезпечити безпеку населення та допомогти своєчасно ізолювати інфіковане населення.

Термографія є методом, який відрізняється високою портативністю і не представляє абсолютно ніякого ризику для пацієнта. Домашній моніторинг температури допомагає в ранній патогенно стану, діагностиці виразок стопи у хворих на цукровий діабет. Помічено, що вартість камери збільшується зі збільшенням роздільної здатності через збільшення обчислювальної потужності, комп'ютерних алгоритмів і програмного забезпечення для обробки. Тому актуальною задачею є потреба розробки недорогого, портативного і простого у використанні інструменту самоконтролю для частого дослідження з метою використання в різних сферах діяльності.

1.Конструкторський розділ

1.1. Система терморегуляції організму людини

1.1.1. Терморегуляція в гомеостазі

Гомеостаз організму людини залежить від внутрішньоклітинної температури, що відповідає за метаболізм в клітинах та має досить вузький температурний діапазон для підтримки теплового балансу. Гомеостаз («константа стану») - це «*sine qua non*» (без якого немає) життя. Тобто, щоб метаболізувати і залишатися в живих, більшість організмів має підтримувати якимось надійно постійне внутрішнє середовище. Ферменти, молекули, необхідні для метаболізму, зазвичай діють в дуже вузькому діапазоні температури і рН. Переваги терморегуляції засновані на біохімії та активності ферментів. У гомеотермних істот тіло регулює внутрішню температуру, що полягає в підтримці оптимальної температури для хімічної реакції, оптимальної для підтримки гомеостазу оскільки рівень метаболізму менше залежить від температури навколишнього середовища [1]. На рис.1.1 показано процес утворення тепла в процесі метаболізму.

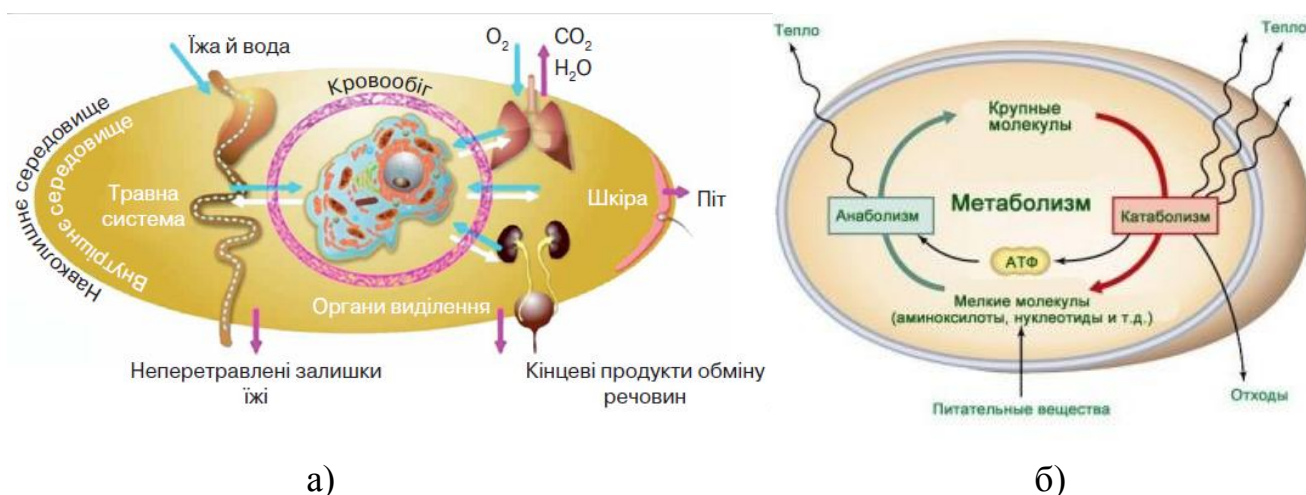


Рис.1.1. Механізм гомеостазу [2]: а) обмін речовин в організмі; б) обмін речовин в клітині

Будь-яке посилення клітинного метаболізму (в результаті збільшення рівня тиреоїдних гормонів, адреналіну або норадреналіну в крові, збільшення швидкості основного обміну або при фізичних навантаженнях) підвищує

вироблення тепла. В організмі людини 60% всього тепла утворюється в м'язах, 30% - в печінці, 10% - в інших органах. В середньому людина масою 70 кг на умовах спокою виділяє близько 72 ккал / год, а щоб підвищити його температуру на 1 ° C, треба затратити приблизно 58 ккал [1].

Людина має внутрішню, або центральну, температуру тіла, що є відносно постійною, незважаючи на значні коливання температури навколишнього середовища. В середньому нормальна температури тіла становить 37 °C з коливаннями в діапазоні від 36,1 °C до 37,2 °C (в межах 0,6 °C) [1,2].

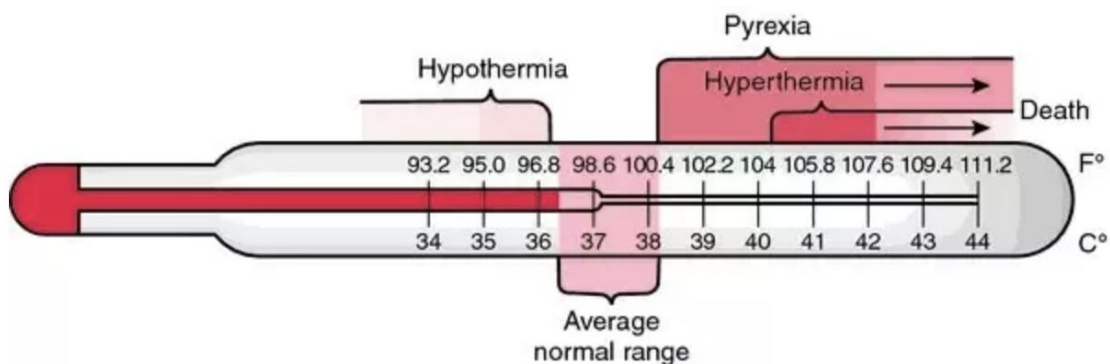


Рис.1.1. Діапазон розподілу темпері тіла [3]

Отже, тепловий баланс являє собою співвідношення процесів теплопродукції, теплоутримання і тепловіддачі, тобто баланс між системами, що продукують тепло і системами, в яких це тепло втрачається, де теплопродукція в основному є результатом біохімічних процесів, тепловіддача та теплоутримання - результатом фізичних процесів [2].

1.1.2. Механізм теплоутворення

Більша кількість тепла в організмі утворюється при окисленні білків, жирів і вуглеводів, а також в результаті гідролізу аденозинтрифосфорна кислота (АТФ). При низьких температурах навколишнього середовища в організмі включаються додаткові механізми утворення тепла [1,2]:

1. Скорочувальний термогенез (утворення тепла внаслідок скорочення скелетних м'язів):

а) довільна рухова активність;

б) холодове м'язове тремтіння;

в) холодний м'язовий тонус (приріст м'язового тону на холоді).

2. Безкорочувальний термогенез (утворення тепла в результаті активації процесів катаболізму - гліколізу, глікогенолізу, ліполізу). Він може спостерігатися в скелетних м'язах, печінці, буром жирі (за рахунок дії їжі).

1.1.3. Механізм тепловіддачі

Тепло, що виробляється в організмі розсіюється в навколишнє середовище через шкіру і легені за рахунок конвекції і випромінювання у вигляді явного тепла і за рахунок випаровування у вигляді прихованого тепла (рис. 1.3). Приховане тепло являє собою тепло випаровування води, коли вона випаровується в легенях і на шкірі, поглинаючи тепло тіла, а приховане тепло виділяється, коли волога конденсується на холодних поверхнях. Нагрівання вдихуваного повітря являє собою відчутну теплопередачу в легких і пропорційна підвищенню температури вдихуваного повітря [2,4].

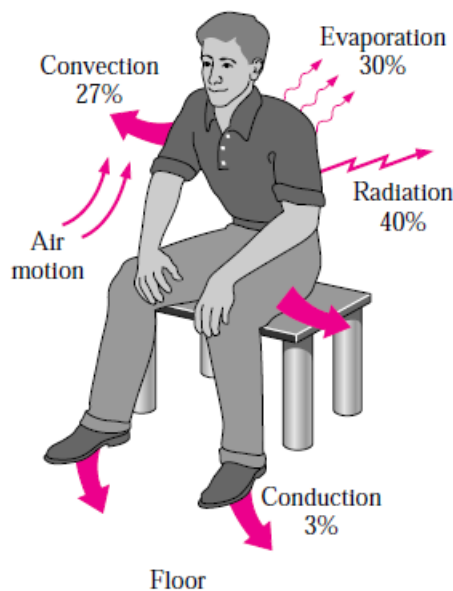


Рис.1.3 Механізм втрати тепла організмом людини [4]

Тому визначення теплопередачі від тіла одним аналізом важко. Одяг ще більше ускладнює відведення тепла від тіла, тому ми повинні покладатися на експериментальні дані. У стійких умовах загальна швидкість передачі тепла від тіла дорівнює швидкості метаболічного тепловиділення в організмі, яка варіюється від 100 Вт для легкої офісної роботи до 1000 Вт під час важкої фізичної роботи.

Тепловіддача організмом в навколишнє середовище здійснюється наступними шляхами [2]:

- 1) випаровування - віддача тепла за рахунок випаровування води;
- 2) теплопроводження - віддача тепла шляхом безпосереднього контакту з холодним повітрям навколишнього середовища (зменшується при наявності одягу і підшкірного жирового шару);
- 3) тепловипромінювання - віддача тепла з ділянок шкіри, не прикритих одягом;
- 4) конвекція - віддача тепла за рахунок нагрівання прилеглих шарів повітря, піднімання цих нагрітих шарів і їх заміни холодними порціями повітря.

Відчутна втрата тепла шкірою залежить від температури шкіри, навколишнього середовища і оточуючих поверхонь, а також від руху повітря. З іншого боку, прихована втрата тепла залежить від вологості шкіри і відносній вологості навколишнього середовища. Одяг служить ізоляцією і знижує як явні, так і приховані форми втрати тепла. Передача тепла від легких через дихання, очевидно, залежить від частоти дихання і обсягу легких, а також від факторів навколишнього середовища, які впливають на передачу тепла від шкіри.

1.1.4. Розподіл температур в організмі людини

Температура людського тіла помітно відрізняється від температури глибоких вісцеральних тканин і центральної нервової системи до поверхні тіла (рис. 1.4). Навіть всередині черепа від третього і четвертого шлуночків до мозкових оболонок є відцентрові градієнти температури близько 1 ° С [5]. Крім того, в дихальних шляхах спостерігаються яскраво виражені коливання

температури від ніздрів до нижніх дихальних шляхів. Незалежно від цих регіональних відмінностей, внутрішня температура регулюється приблизно на рівні 37°C , а терморегулюючі реакції проводяться системою управління підтримки температури тіла через збільшення втрат тепловтрат або припливу тепла.

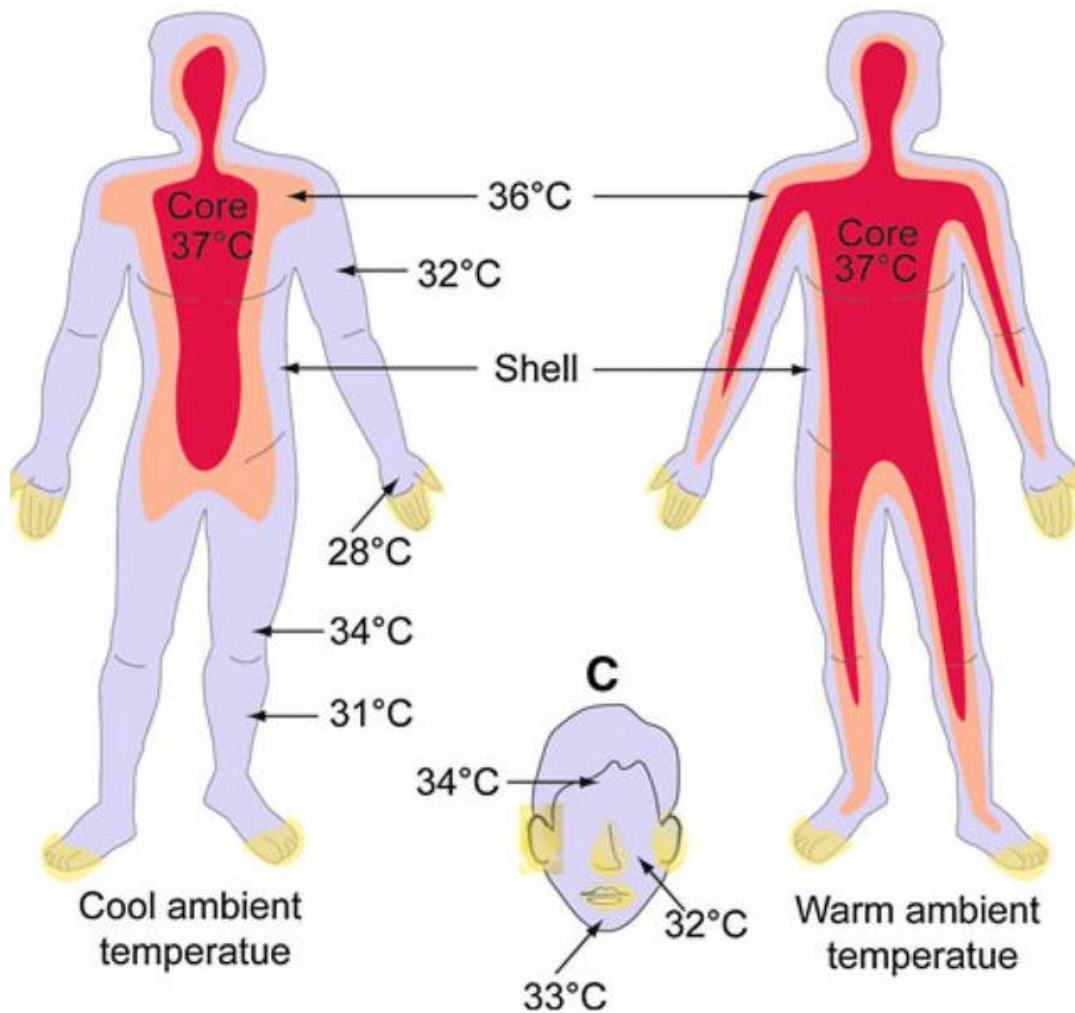


Рис.1.5. Розподіл температури тіла організму людини [5]

У холодних умовах, область при 37°C , звужується, а площа оболонки розширюється. Жовті області показують місця, які допомагають контролювати температуру тіла, звужуючи кровоносні судини при зниженні температури тіла. Артеріовенозні анастомози, забезпечують перерозподіл потоків крові, щоб дозволити або запобігти, відповідно, швидкої втрати тепла від шкіри.

Коли температура тіла починає підніматися вище норми, мозок викликає розширення (розширення) кровоносних судин в шкірі. В результаті

збільшується приплив крові до шкіри, що збільшує втрату тепла з поверхні шкіри. Коли температура тіла стає надмірно високою, мозок також активує потові залози (рис.1.6). Ці залози виділяють піт на поверхню шкіри, і його випаровування допомагає відводити надлишкове тепло. Коли температура тіла повертається до норми, ці зміни кровотоку і потовиділення припиняються [5, 6].

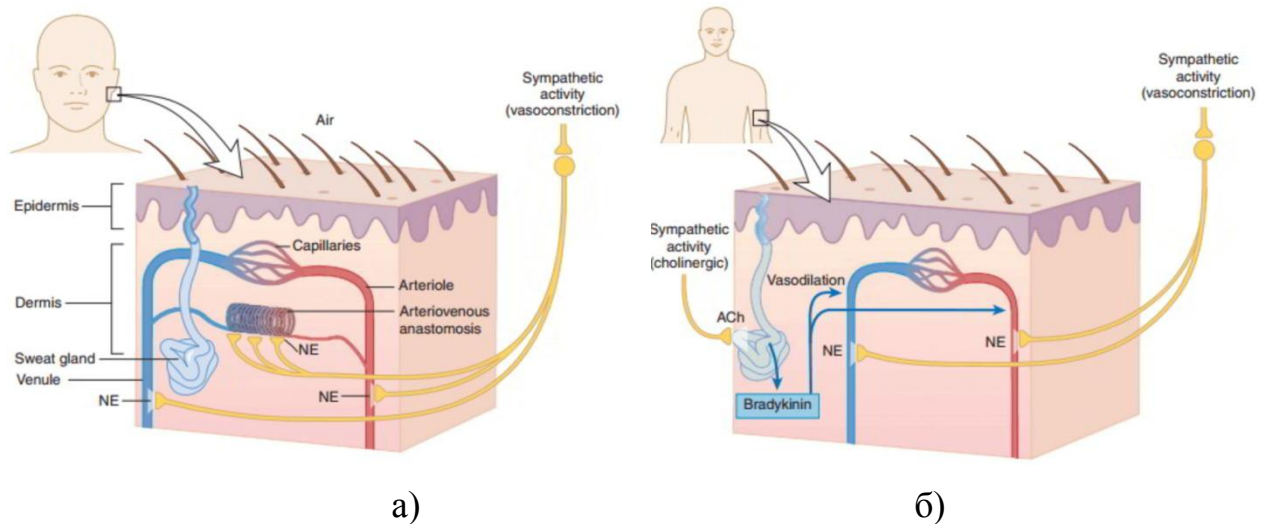


Рис.1.6. Механізм регулювання температури тіла [6]: а) реакція шкіри на голові на зміну температури; б) реакція шкіри на тілі на зміну температури

Коли температура тіла починає опускатися нижче норми, мозок викликає звуження (звуження) кровоносних судин в шкірі. В результаті зменшується приплив крові до шкіри, зменшується втрата тепла з поверхні шкіри. Еккрінові потові залози не активуються, тому тепло не губиться через випаровування поту. Якщо втрата тепла стає надмірною, мозок стимулює невеликі групи скелетних м'язів, викликаючи мимовільні, швидкі, невеликі скорочення (тремтіння). Збільшення активності скелетних м'язів збільшує клітинне дихання і гідроліз АТФ, що, в свою чергу, генерує додаткове тепло для підвищення температури тіла. Як тільки температура тіла повертається до норми, зміни кровотоку і м'язової активності приходять в норму [6].

1.2. Розробка класифікації методів вимірювання температури

В даному дипломному проекті була розроблена класифікація методів вимірювання температури, що представлена на рис.1.7 та в Додатку А ДП ПБ-з71.1701.001 Сх.

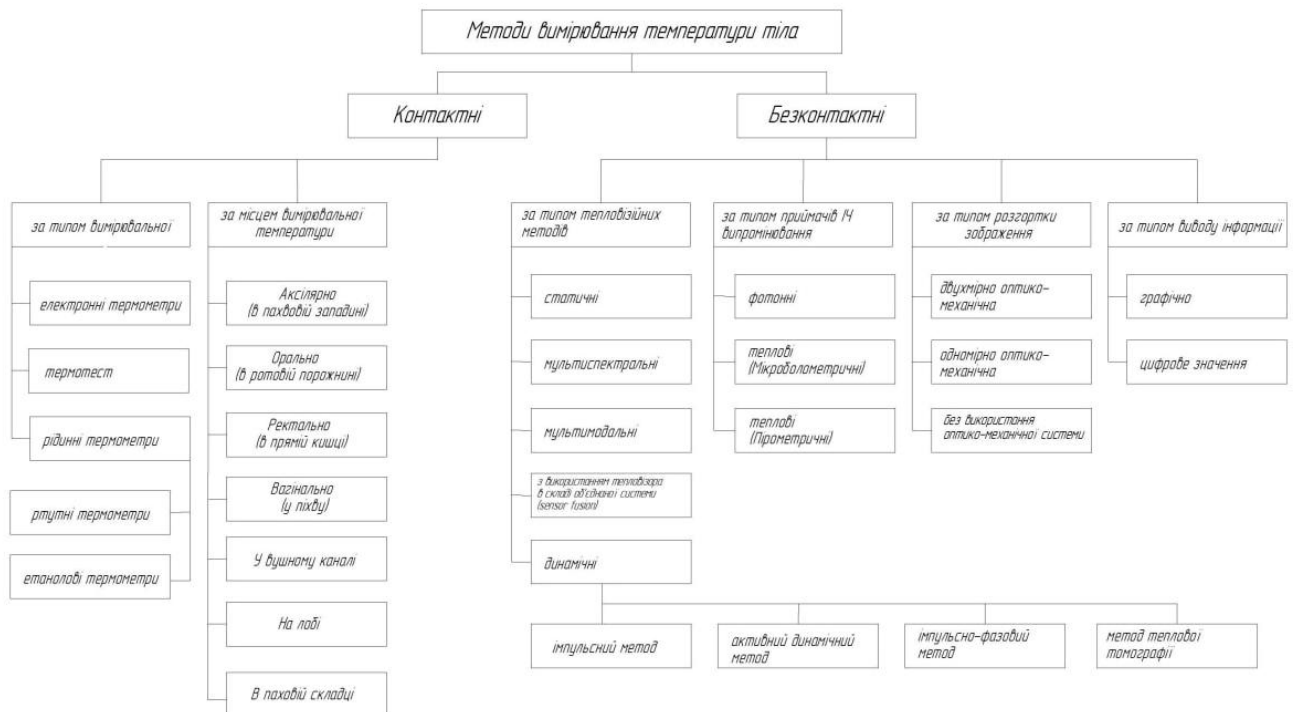


Рис.1.7 Класифікація методів вимірювання температури

Всі методи вимірювання температури тіла людини можна розділити на контактні та безконтактні. Контактні діляться за типом та місцем вимірювання. За типом вимірювання найбільш розповсюджено електронні термометри, хоча для більш точних вимірювань в лікарнях використовують ртутні. За місцем вимірювання: аксілярно (в пахвовій западині), орально (в ротовій порожнині), ректально (в прямій кишці), вагінально (у піхву), у вушному каналі, на лобі, в паховій складці [7].

Контактні методи представлені за типом тепловізійних систем, за типом приймачів ІЧ випромінювання, за типом розгортки зображення та за типом виводу інформації. За типом приймачів ІЧ випромінювання поділяються на фотонного типу, і теплові приймачі (мікроболометричних і піроелектричні

приймачі), що визначають такі характеристики тепловізорів як робочий спектральний діапазон, температурну чутливість, необхідність охолодження матриці і швидкодію системи [7, 8].

За типом тепловізійних методів діляться на [8]:

- статичні тепловізійні методи (отримання та аналіз поодиноких тепловізійних знімків),
- динамічні тепловізійні методи (отримання та аналіз послідовності тепловізійних знімків),
- мультиспектральні тепловізійні методи (проведення досліджень і зіставленні теплових властивостей об'єкта в декількох спектральних діапазонах)
- мультимодальні методи (спільне використання тепловізорів з вимірювальною апаратурою, яка отримує сигнал іншої фізичної природи, наприклад об'єднане дослідження раку грудей термографічним методом і методом рентгенівської мамографії).

До динамічних методів відносять імпульсний метод, активний динамічний метод, імпульсно-фазовий метод та метод теплової томографії.

Імпульсний метод (PT), що заснований на проведенні обчислень функції температурного контрасту між патологічними і нормальними ділянками поверхні, де використовується збудження нагріванням або охолодженням поверхні [8].

Активний динамічний метод (ADT) заснований на реєстрації температури в процесі нагрівання або охолодження, за отриманою залежності ідентифікується математична модель поверхні, представленої у вигляді шарів, за допомогою якої визначаються властивості кожного шару [8].

Імпульсно - фазовий метод (PPT) полягає в обчисленні амплітуди і фази температурної динаміки на послідовності тепловізійних кадрів з використанням перетворення Фур'є [8].

Метод теплової томографії (ТТ) полягає у вирішенні оберненої задачі визначення об'ємних властивостей об'єкта з розподілу температури на його поверхні [8].

1.3. Метод визначення температури за допомогою ІЧ випромінювання

1.3.1. Теплове випромінювання

Температура є кількісною мірою ступеня нагріву тіл, а з позиції термодинаміки - макроскопічної характеристикою тіл, яка визначається середньої кінетичної енергією коливання атомів, іонів і коливально - обертальних рухів молекул [8]. На рис.1.8 показано ділянка 2-13 мкм, що є робочим діапазоном для більшості тепловізорів.

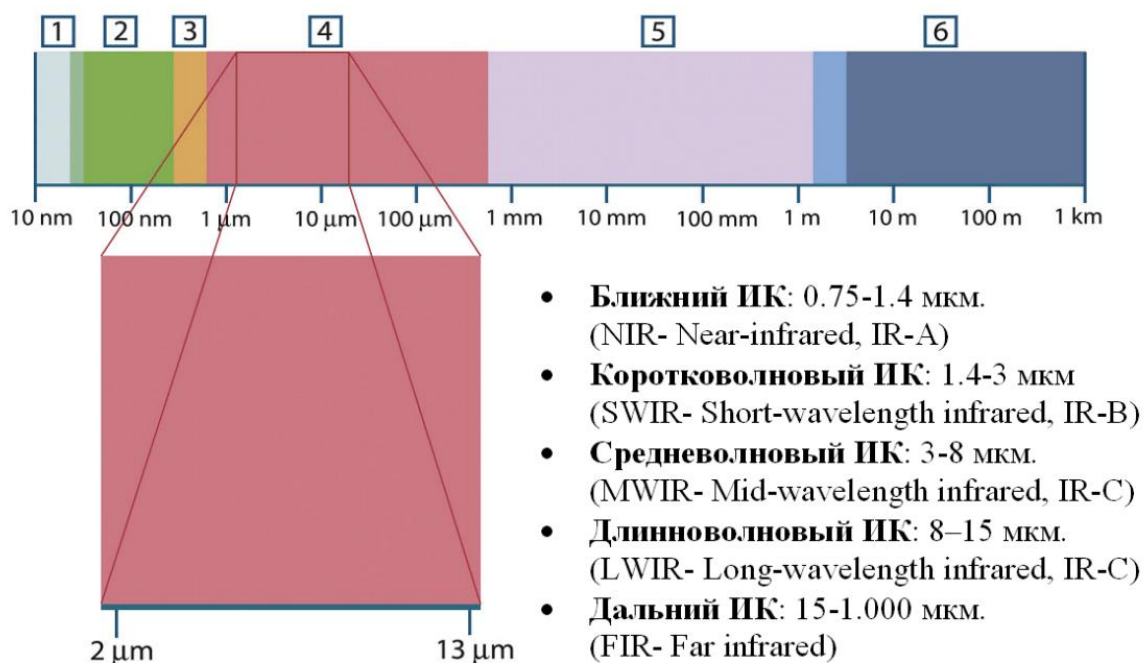


Рис. 1.8. Спектр електромагнітного випромінювання [8]: 1-рентгенівське; 2-ультрафіолетове; 3-видиме; 4-інфрачервоне; 5 -мікрохвильове; 6 - радіохвильове.

Міжнародна класифікація інфрачервоного випромінювання ділиться на 3 смуги: ІЧ-А: 700 нм -1400 нм, ІЧ-В: 1400 нм,-3000 нм, ІЧ-С 3000 нм-1 мм (ІЧ – infrared) [8].

Об'єкти, що мають температуру вище абсолютного нуля, випромінюють електромагнітні хвилі. Випромінювання, що випускається нагрітими тілами,

називається тепловим. Закони теплового випромінювання для тіл званих абсолютно чорними, який поглинає все падаюче на нього випромінювання в усьому спектрі електромагнітних хвиль. Згідно із законом Кірхгофа тіло, здатне поглинати все падаюче електромагнітне випромінювання, в рівній мірі здатне і випускати його, отже, абсолютно чорне тіло є не тільки хорошим (ідеальним) поглиначем, а й хорошим випромінювачем [8].

1.3.2. Теплове випромінювання для чорного тіла

Чорне тіло - ідеальний об'єкт, який поглинає всю отриману ним електромагнітну енергію, не відображаючи і не передаючи її. Таким чином, освітлений, він повністю поглинає світло і повинен залишатися чорним, однак він виглядає чорним тільки при низьких температурах, тому що випромінює світло, при цьому потік сильно збільшується з температурою [8, 9].

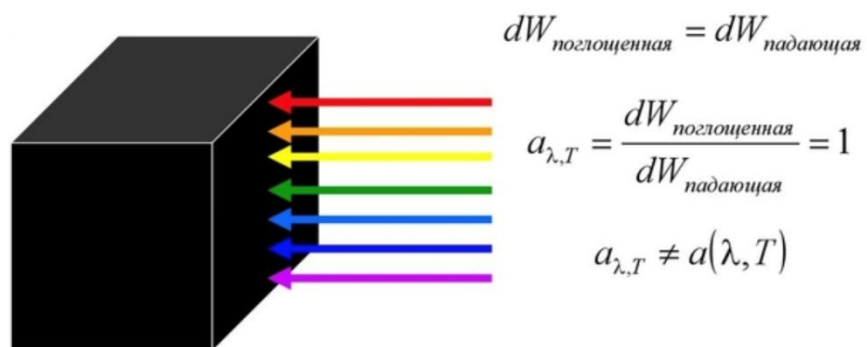


Рис.1.9 Абсолютно чорне тіло [10].

Спектральна випромінювальна здатність W_{λ} - потужність випромінювання одиниці площі поверхні тіла за одиницю часу в одиничному інтервалі довжин хвиль, характеризує розподіл потужності випромінювання по довжинах хвиль, тому іноді W_{λ} називають спектральної щільністю енергії випромінювання [8].

Інтегральна випромінювальна здатність W_T - потужність випромінювання одиниці площі поверхні тіла за одиницю часу у всьому інтервалі довжин хвиль від 0 до ∞ .

Розподіл енергії в спектрі випромінювання абсолютного чорного тіла показано на рис.1.10 можна описати формулою Планка:

$$W_{\lambda_b}(\lambda, T) = \frac{2\pi hc^2}{\lambda^5 (e^{\frac{hc}{\lambda kT}} - 1)} \cdot 10^{-6}, \frac{Вт}{м^2} \cdot мкм \quad (1.1)$$

де W_{λ_b} - спектральна випромінювальна здатність абсолютно чорного тіла (b-black body) на довжині хвилі λ , h - постійна Планка = $6,62 \cdot 10^{-34}$ Дж·с, k - постійна Больцмана = $1,4 \cdot 10^{-23}$ Дж/К, c - швидкість світла = $3 \cdot 10^8$ м/с, T - абсолютна температура чорного тіла, λ - довжина хвилі.

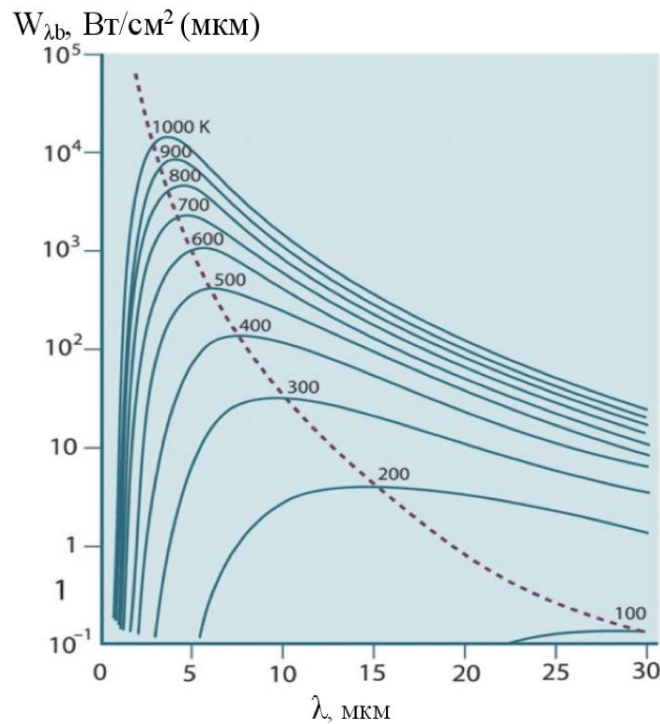


Рис.1.10 Залежність кривих спектральної випромінюючої властивості W_{λ_b} від довжини хвилі λ для різних температур [8].

Інтегральна випромінювальна здатність абсолютно чорного тіла - W_b пропорційна четвертого ступеня його абсолютної температури - T (закон Стефана–Больцмана[8]) показано на рис.1.11:

$$W_b(T) = \sigma T^4, Вт \cdot м^2, \quad (1.2)$$

де $\sigma = \frac{2\pi^5 k^4}{15h^3 c^2} \approx 5,6696 \cdot 10^{-8} Вт/(м^2 \cdot К)$ - постійна Стефана Больцмана.

Графічно величина W_b дорівнює площі під кривою в інтервалі довжин хвиль від $\lambda = 0$ до $\lambda = \infty$ [8].

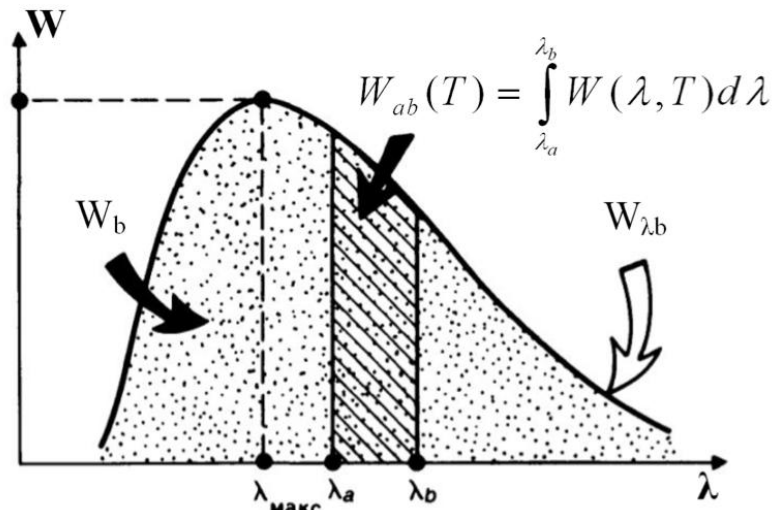


Рис.1.11 Графік спектральної, інтегральної випромінювальної здатності та інтеграла випромінювальної здатності в спектральному інтервалі $[\lambda_a, \lambda_b]$ [8]

На рисунку 1.12 показано залежність потужності випромінювання від довжини хвилі, де кожному значенню температури відповідає певне значення довжини хвилі при якій випромінюється найбільша кількість енергії [11].

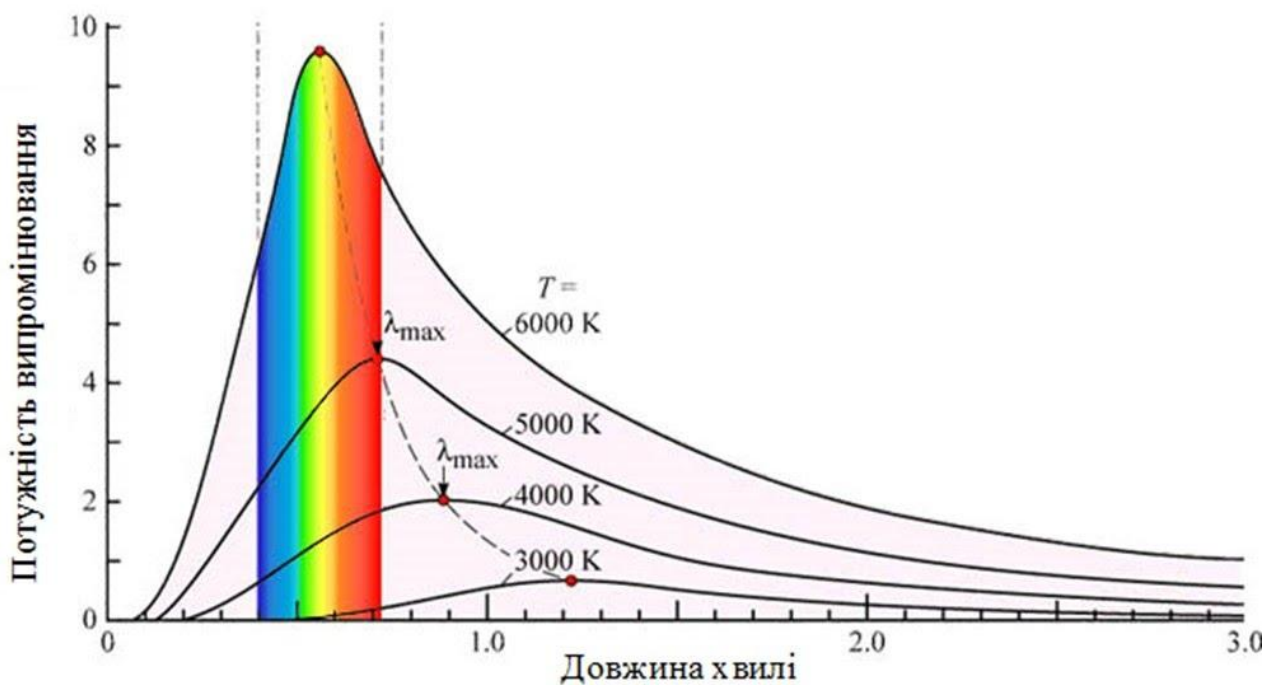


Рис.1.12. Залежність потужності випромінювання від довжини хвилі [11]

1.3.3. Випромінювання реальних тіл

На практиці випромінювання реальних тіл суттєво відрізняється від закону для абсолютно чорних тіл (рис.1.13), оскільки реальні тіла мають здатність випромінювати й поглинати теплові промені різних довжин хвиль та не поглинають і не випромінюють деякі взагалі [11].

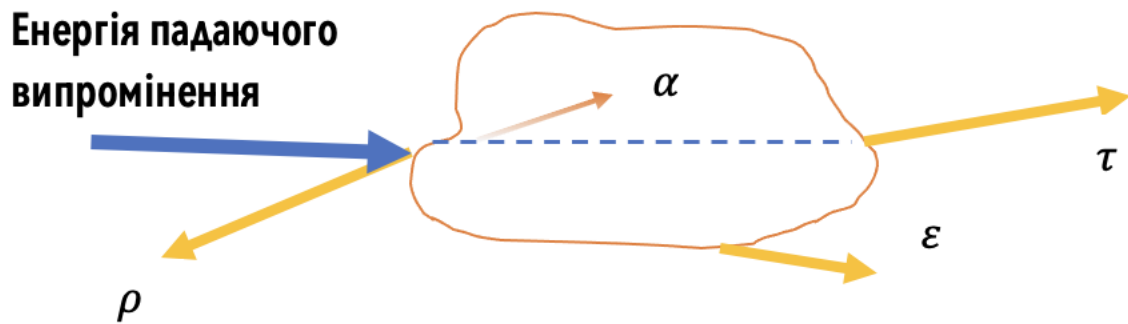


Рис.1.13 Процеси взаємодії БО з енергією падаючого випромінювання: ρ - відбитого, α - поглиненого, τ - випромінювання, що пройшло, ε – вихідного випромінювання

Потужність падаючого випромінювання W_0 частково відбивається від тіла - W_ρ , частково поглинається - W_α і частково проходить наскрізь W_τ . Тоді

$$W_\rho + W_\alpha + W_\tau = W_0. \quad (1.3)$$

$$\frac{W_\rho}{W_0} + \frac{W_\alpha}{W_0} + \frac{W_\tau}{W_0} = 1$$

$$\rho_\lambda + \alpha_\lambda + \tau_\lambda = 1$$

де $\rho_\lambda(\lambda, T)$ - спектральний коефіцієнт відбиття,

$\alpha_\lambda(\lambda, T)$ – спектральний коефіцієнт поглинання,

$\tau_\lambda(\lambda, T)$ - спектральний коефіцієнт пропускання.

Для опису частини випромінювання чорного тіла, що випускається реальними тілами, вводять спектральний коефіцієнт випромінювання - $\varepsilon_\lambda(\lambda, T)$, що є показником відношення спектральної потужності випромінювання об'єкта до спектральної потужності випромінювання абсолютно чорного тіла при одних і тих же температурах і довжині хвилі [8]:

$$\varepsilon_{\lambda}(\lambda, T) = \frac{W_{\lambda_obj}(\lambda, T)}{W_{\lambda_b}(\lambda, T)}$$

тобто відношення спектральної випромінювальної здатності об'єкта W_{λ_obj} до спектральної випромінювальної здатності абсолютно чорного тіла W_{λ_b} .

Якщо $\varepsilon_{\lambda} = \varepsilon = 1$ - чорне тіло

$\varepsilon_{\lambda} = \varepsilon = \text{const}$, $\varepsilon < 1$ - сіре тіло

$\varepsilon_{\lambda} = f(\lambda, T)$, $\varepsilon_{\lambda} \leq 1$ - виборчий випромінювач

де ε – постійний коефіцієнт випромінювання, що не залежить від довжини хвилі.

1.3.4. Визначення температури

Потужність або потік теплового випромінювання W_{obj} - єдина величина, що реєструється тепловізорами, яка є функцією заздалегідь невідомих температур об'єкта - T і його коефіцієнта випромінювання - ε . Тепловізори реєструють потік теплового випромінювання не в усьому спектрі від $\lambda_1 = 0$ до $\lambda_2 = \infty$, а лише в межах обмеженого спектрального діапазону, що залежить від типу детектора камери. Так тепловізори можуть реєструвати випромінювання, наприклад, в діапазонах 3-5 мкм, 7-12 мкм або 8-9 мкм. За інтегральною потужності випромінювання, яка вимірюється тепловізором в своєму спектральному діапазоні, визначається температура. Однак, для здійснення цього потрібно додатково знати коефіцієнт випромінювання об'єкта в робочому спектральному діапазоні - $\varepsilon_{\Delta\lambda}$, тоді може бути знайдена випромінювальна здатність в спектральному інтервалі з формули [8]

$$W_{obj}(T) = \varepsilon_{\Delta\lambda}(T) \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} W_{\lambda_b}(\lambda, T) d\lambda, \quad (1.4)$$

де коефіцієнт випромінювання об'єкту береться з табличного значення (табл. 1.1)

Принцип дії тепловізійних систем полягає у перетворенні теплового випромінювання об'єктів у видиме зображення, що виводиться на монітор. Теплове випромінювання, яке реєструється тепловізором, лежить в ІЧ діапазоні довжин хвиль.

Таблиця 1.1. Інтегральний коефіцієнт випромінювання для різних матеріалів [8,11]

№	Найменування матеріалу	Температура °С	ϵ
1	полірований алюміній	0	0,03
2	полірований алюміній	100	0,05
3	анодований алюміній	100	0,55
4	поліроване золото	100	0,02
5	поліроване залізо	40	0,21
6	білий папір	20	0,93
7	дерево	20	0,90
8	поліроване скло	20	0,94
9	вода	1	0,92
10	сніг	0	0,80
11	шкіра людини	32	0,98

Будь-яке тіло з температурою вище 0°K випромінює електромагнітні хвилі ІЧ - діапазону, тому для тепловізора будь досліджуваний об'єкт буде випромінювачем, що відрізняє тепловізор від приладів видимого діапазону, які приймають об'єкти, що випромінюють у видимому діапазоні або відображають зовнішнє видиме випромінювання [8].

Однією з головних умов формування ІЧ зображення об'єкта є наявність температурного контрасту або контрасту коефіцієнтів випромінювання між об'єктом і фоном, а в межах контуру об'єкта - між його окремими елементами.

1.4. Огляд та аналіз методів та засобів інтелектуальної власності

В даному пункті розглянуто аналіз методів та засобів, що використовуються для безконтактного визначення температури тіла людини.

Першим розглянемо інфрачервоний медичний термометр, конструкція якого запропонована авторами [12] та наведена на рис.1.14.

Термометр такого класу призначений для визначення температури у вушному проході. Його перевагою є те – що температура вимірюється з

великою точністю, а процедура триває декілька секунд. Корпус 11 термометру виконаний у вигляді пістолету з дисплеєм 13 та зондом 15.

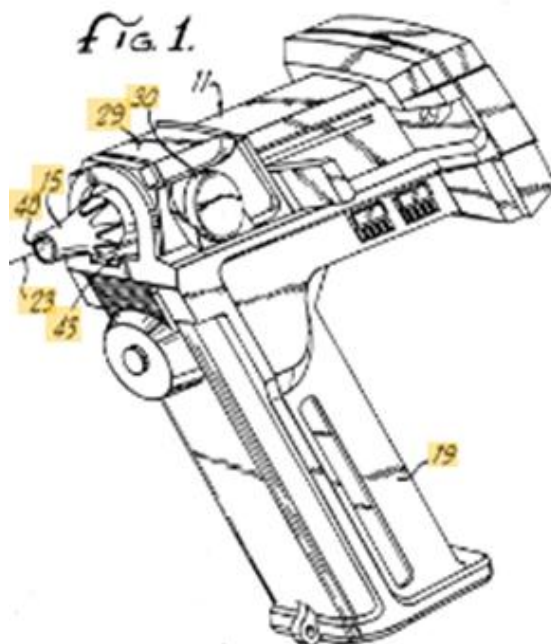


Рис.1.14. Схематичне представлення інфрачервоного медичного термометра [12]: 11 – корпус, 15 – зонд, 19 – ручка, 23 – вісь зонда, 29 – ручка індексації, 30 – виїмка, 40 – торець зонда, 43 – кришка для кріплення зонда

Принцип роботи інфрачервоного пірметра полягає у наступному. Інфрачервоний датчик, що розташований у зонді 15, приймає інфрачервоне випромінювання, що передається від слухового проходу, далі генерує відповідний електричний сигнал, який після обробки перетворюється в температуру та виводиться на дисплеї 13. Обробка виконується відповідною електронною платою (на кресленні не показано). Температура тіла пацієнта визначається шляхом порівняння сигналу інфрачервоного датчика, який генерується, коли датчик отримує інфрачервоне випромінювання із слухового проходу пацієнта, та сигналу, який генерується при отриманні інфрачервоного випромінювання від еталону калібрування, що має відому температуру. Еталон вбудований в корпус термометру та має вигляд калібрувальної пластинки, що висувається після закінчення процедури вимірювання температури вушного проходу.

Наступним розглянемо пристрій для вимірювання температури очей, запропонований авторами [13]. Схематично пристрій представлений рис.1.15-1.17. Клас таких пристроїв дає змогу виявити теплової розбіжності очей людини при погіршенні здоров'я та / або зловживання алкоголем та наркотиками.

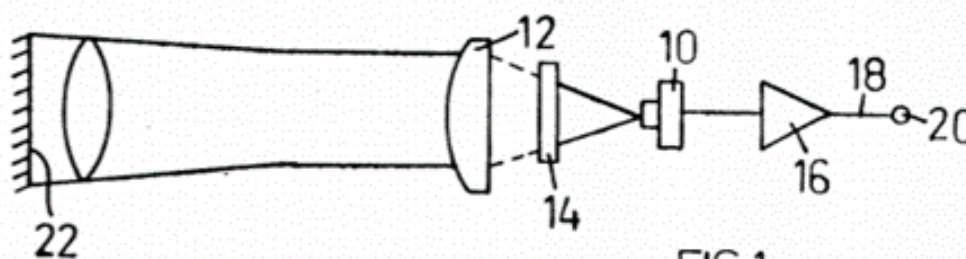


Рис.1.15. Базова комплектація типового інфрачервоного термометра [13]: 10 – детектор, 12 – збиральна лінза, 14 – фільтр, 16 – блок обробки сигналу, 18 – вихідний сигнал, 20 – лічильник, 22 – об'єкт дослідження

Розмір площі дослідження залежить від відстані між лінзами 12 та їх оптичними характеристиками. Фільтр 14 визначає ту частину інфрачервоного спектру, яку досліджує термометр. Детектор 10 перетворює інфрачервону енергію в електричний сигнал, який кондиціонується та посилюється електронною схемою 16 для відображення інформації вимірювання на лічильнику зчитування 20.

Наступний варіант термометру, запропонований авторами [13] передбачає використання прицілу для забезпечення позиціонування точки визначення температури.

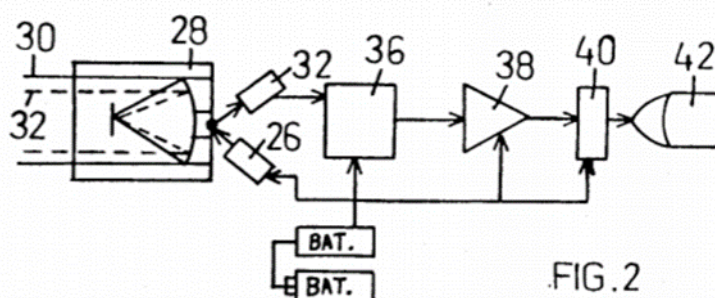


Рис.1.16. Комплектація типового інфрачервоного термометра з прицілом [13]:

26 – ксенонова лампа, 28 – інфрачервона оптика, 30 – вихідне видиме світло, 32 – вхідне ІЧ випромінювання, 36 – детектор, 38 – підсилювач, 40 – АЦП, 42 – цифровий дисплей

В даному пристрої використовується пульсуюче світло від ксенонової лампи 26, спрямоване через інфрачервону оптику 28. При цьому ксенонова лампа спалаху 26 випускає імпульси кожні 0,5 секунд, що не створює нагрівання та не змінює показники тканин ока. Вихідне видиме світло 30 від оптичного вузла 28 проектується на ціль, оскільки інфрачервона оптика 28 збирає вхідне інфрачервоне випромінювання 32 від цілі і фокусує його на термоядерному інфрачервоному детекторі 36. Детектор 36, в свою чергу, перетворює випромінювання на пропорційний електричний сигнал, який є точним електричним аналогом вхідного інфрачервоного випромінювання 32, а отже, і цільовою температурою. Потім цей невеликий електричний сигнал посилюється в підсилювачі 38 з низьким рівнем шуму і лінеаризується. Після лінеаризації та подальшого кондиціонування, аналоговий сигнал перетворюється в еквівалентний цифровий сигнал за допомогою аналого-цифрового перетворювача 40, який подає сигнал на цифровий дисплей 42.

І останній варіант термометру, запропонований авторами [13] передбачає використання піроелектричного датчика.

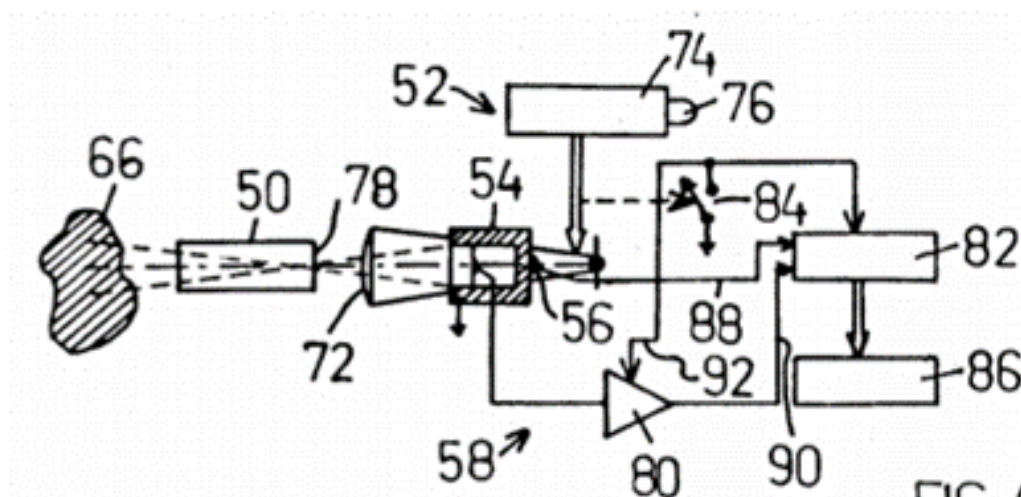


Рис.1.17. Комплектація типового інфрачервоного термометра з піроелектричним датчиком [13]: 50 – хвилевод, 52 – затвор, 54 – піроелектричний датчик, 56 – датчик температури, 58 – електрична схема обробки сигналу, 74 – механізм керування затвором, 76 – кнопка затвору.

Інфрачервоне випромінювання від об'єкту 66 через хвилевод подається на піроелектричний датчик 54. Хвилевод 50 відкривається за допомогою затвору 52, що керується кнопкою 76. Для врахування температури зовнішнього середовища використовується датчик температури 56, який вимірює температуру рукоятки пристрою. Датчик температури навколишнього середовища може мати відносно повільну дію на відміну від швидкодіючого піроелектричного датчика 54 і повинен мати лише час відгуку, достатній для відстеження змін температури навколишнього. За допомогою електричною схеми 58 відбувається обробка сигналу з піроелектричного датчика та відсіяння тепла від навколишнього середовища.

Наступним розглянемо патент інфрачервоного термометру, запропонований авторами [14], що зображений на рис.1.18.

Пристрій використовується для вимірювання температури у вушному проході. Його особливістю є використання великою кількості датчиків (ПЗЗ матриця). Кожен із цих інфрачервоних датчиків здатний подавати вихідний сигнал, що вказує на температуру ділянки цільової області, тобто сукупно забезпечує температурний профіль зовнішнього вуха.

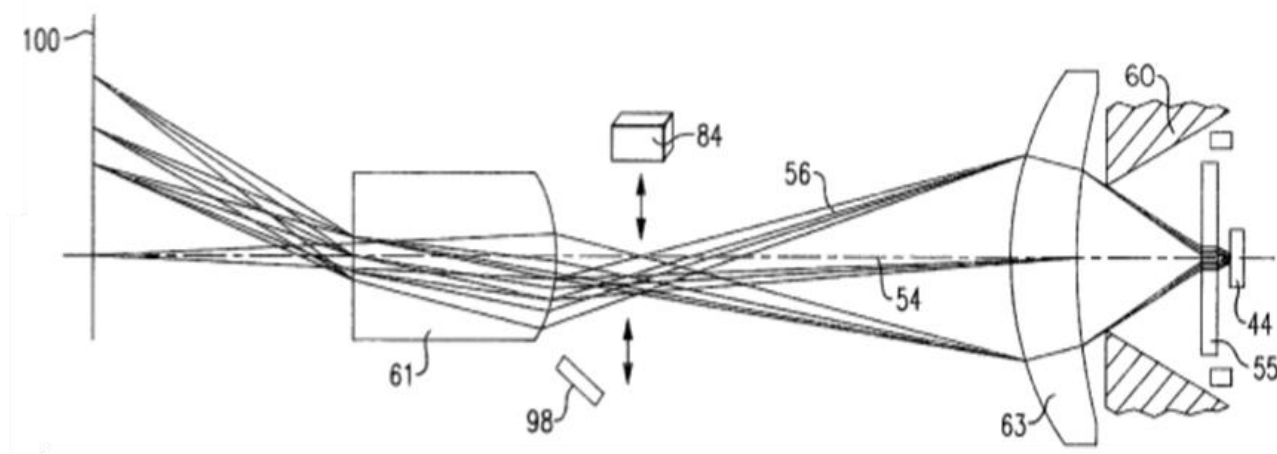


Рис. 1.18. Схема трасування променів оптичної частини інфрачервоного термометру [14]: 44 – ПЗЗ матриця, 54 – оптичний тракт, 60 – діафрагма, 61 – лінза, 63 – збиральна лінза, 100 – об'єкт дослідження, 84 – еталон температури, 98 – оптичний елемент

Лінзи 61 та 63 утворюють об'єктив, який забезпечує фокусування променів від об'єкту дослідження 100 на інфрачервону матрицю детекторів 44. Зазвичай лінза 61 розташовується на дистальному кінці наконечника, який вводить у вушний прохід для вимірювання температури. Це забезпечує широке поле зору цільової області, а також реєстрацію випромінювання тільки від ділянки дослідження. Діафрагма 60 відсікає промені, які можуть передатись не від цільової області. Для калібрування системи використовується еталон 84 (наприклад, діод), що має відоме значення температури. Випромінювання від еталону 84 за допомогою оптичного елементу 98 направляється на ПЗЗ матрицю 44 для калібрування пристрою перед кожним вимірюванням.

Далі розглянемо конструктивні особливості інфрачервоного термометру для вимірювання температури на артерії чола, запропоновані авторами [15]. Схематичне креслення термометру наведено на рис.1.19.

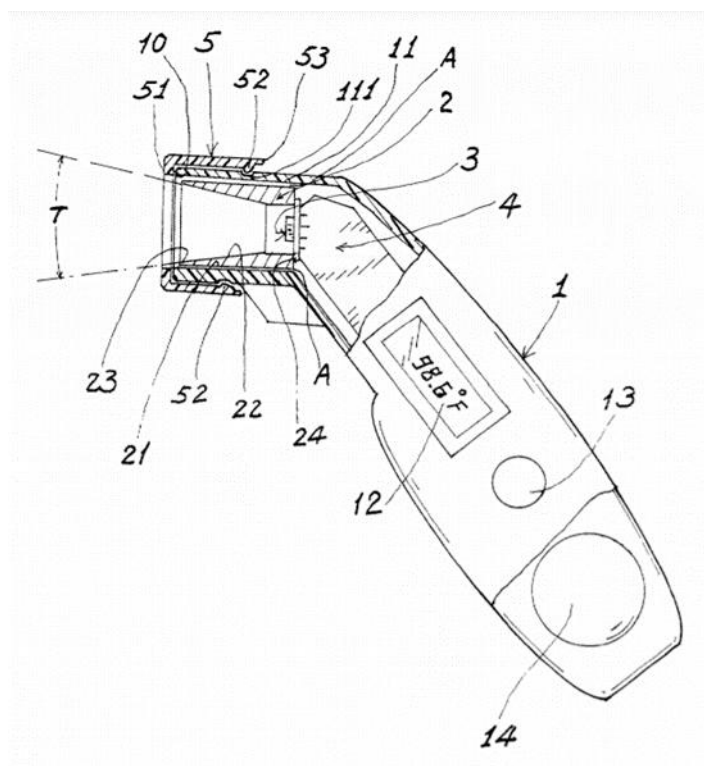


Рис.1.19. Схематичне креслення інфрачервоного термометру [15]:
 1 – корпус, 2 – втулка, 3 – інфрачервоний датчик, 4 – друкована плата,
 5 – одноразовий ковпачок, 10 – вхідний отвір, 11 – зонд, 12 – дисплей,
 13 – перемикач, 15 – місце акумулятора, інші позначення характеризують
 особливості форми та конструкції описаних елементів

Принцип роботи інфрачервоного термометру полягає у наступному. Для вимірювання температури чола пацієнта передній край ковпачка 5 та зонд 11 контактують із зоною зондування S артерії пацієнта (рис.1.20). Хвилі інфрачервоного випромінювання від зондуєної (цільової) поверхні, що передаються на інфрачервоний датчик 3. Датчик 3 зареєстрований оптичний сигнал перетворює в електричний та передає для обробки на друковану плату 4 як цифрові дані про температуру, які потім відображаються у вікні зчитування (дисплеї) 12, що розміщений на основному корпусі 1.

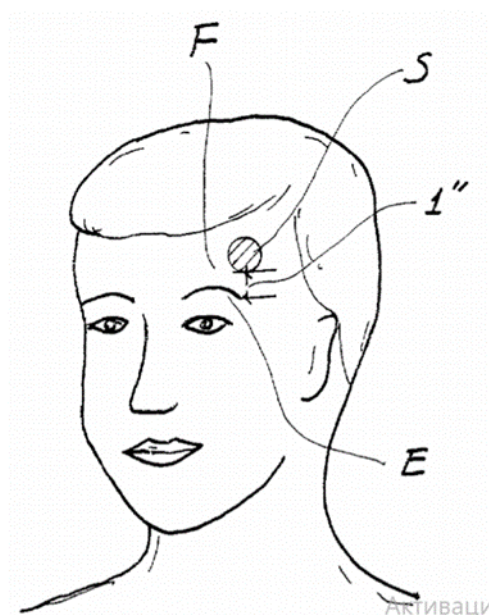


Рис.1.20. Принцип вимірювання температури інфрачервоним термометром на ділянці чола [15]: S – зона прикладення зонду

Провівши огляд та аналіз засобів інтелектуальної власності, можна зробити висновок про доцільність розробки портативних безконтактних термометрів на основі реєстрації ІЧ випромінювання.

1.5. Огляд та аналіз сучасних приладів для безконтактного дослідження температури

В дипломному проекті був проведений огляд сучасних прототипів систем для безконтактного вимірювання температури для подальшого вибору аналогу.

Розглянемо багатoeлементний медичний тепловізор [16], що представлений на рисунку 1.21 та технічні параметри приведені в таблиці 1.2.

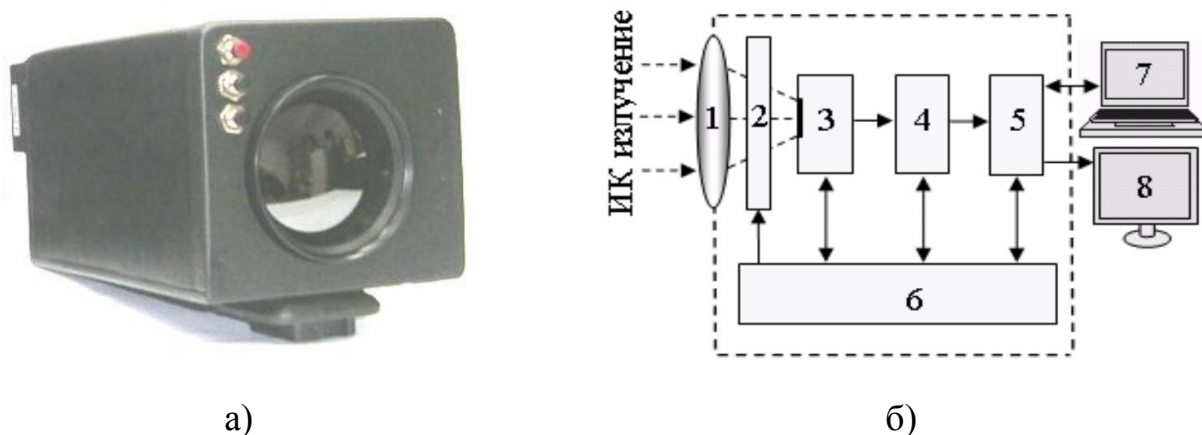


Рис.1.21 Багатoeлементний медичний тепловізор [16]: а) загальний вигляд; б) функціональна схема: 1 - об'єктив, 2 еталонний джерело, 3 - ІЧ приймач, 4 – сигнальний процесор, 5 - інтерфейсний модуль, 6 - електронний блок, 7 – персональний комп'ютер (або кишеньковий персональний комп'ютер), 8 - телевізійний монітор.

Таблиця 1.2. Технічні параметри багатoeлементного медичного тепловізору

№	Найменування характеристики	Параметр
1	Тип приймача	FPA (384 × 288)
2	Спектральний діапазон, мкм	8 ÷ 14
3	Поле зору, град	26H x 20V
4	Кутове розширення, мрад	1.2
5	Частота кадрів, Гц	(10÷ 50)(USB), 30(TV)
6	Температурне розширення при 30°C	< 0,07
7	Точність вимірювання абсолютної температури	±2

Далі розглянемо стаціонарний термометр-тепловізор КЗ PRO [17], що показаний на рис.1.22, технічні характеристики представлені в таблиці 1.3. З інфрачервоним безконтактним термометром можна в абсолютній темряві, на відстані 5-10 см створити необхідні вимірювання.



Рис.1.22. Загальний вигляд стаціонарного термометру-тепловізора К-3 [17]

Таблиця 1.3. Технічні параметри стаціонарного термометр-тепловізора К-3 PRO

№	Найменування характеристики	Параметр
1	Тип приймача	Інфрачервоний
2	Мінімальна температура, °C	- 35
3	Максимальна температура, °C	+43
4	Точність виміру, °C	0,2
5	Час вимірювання, с	0,1-0,5
6	Живлення	Від мережі 220В, або USB 5В
7	Автономне живлення	4 батарейки АА

Мобільний тепловізор для контролю температури людей HIKVISION DS-K1TA70MI-T [18], що представлений на рис.1.23 має дозвіл точність $\pm 0,5$ ° C базово, $\pm 0,3$ ° C з чорним тілом та відстань розпізнавання температури складає 0,5 - 1,8 м. Технічні характеристики представлені в таблиці 1.4.



Рис.1.23. Загальний вигляд HIKVISION DS-K1TA70MI-T [18]

Таблиця 1.4. Технічні параметри HIKVISION DS-K1TA70MI-T

№	Найменування характеристики	Параметр
1	Дальність розпізнавання температури	0,5-1,8 м
2	Мінімальна температура, °C	- 30
3	Максимальна температура, °C	+45
4	Точність виміру, °C	±0,5
5	Час вимірювання, с	0,2-0,5
6	Живлення	Від мережі 220В, або USB 5В
7	Індикація	Звукова, на екрані

Дані моделі підходять для невеликої прохідності, при відсутності великих груп людей. Вимірюють температуру 1-2 людини в секунду на відстані до 2-3 метрів та кріпляться на стіну, підлогову стійку або штатив, можна перенести в інше місце.

1.6. Розробка автоматизованої системи для виміру температури тіла людини

1.6.1. Розробка загального виду системи для вимірювання температури людини та опис її призначення та технічних характеристик

В дипломному проєкті було розроблено загальний вигляд системи для визначення температури людини, що представлена на рис.1.24 та в Додатку А ДП ПБ-з71.1702.002. Технічні характеристики приладу приведені в таблиці 1.5.

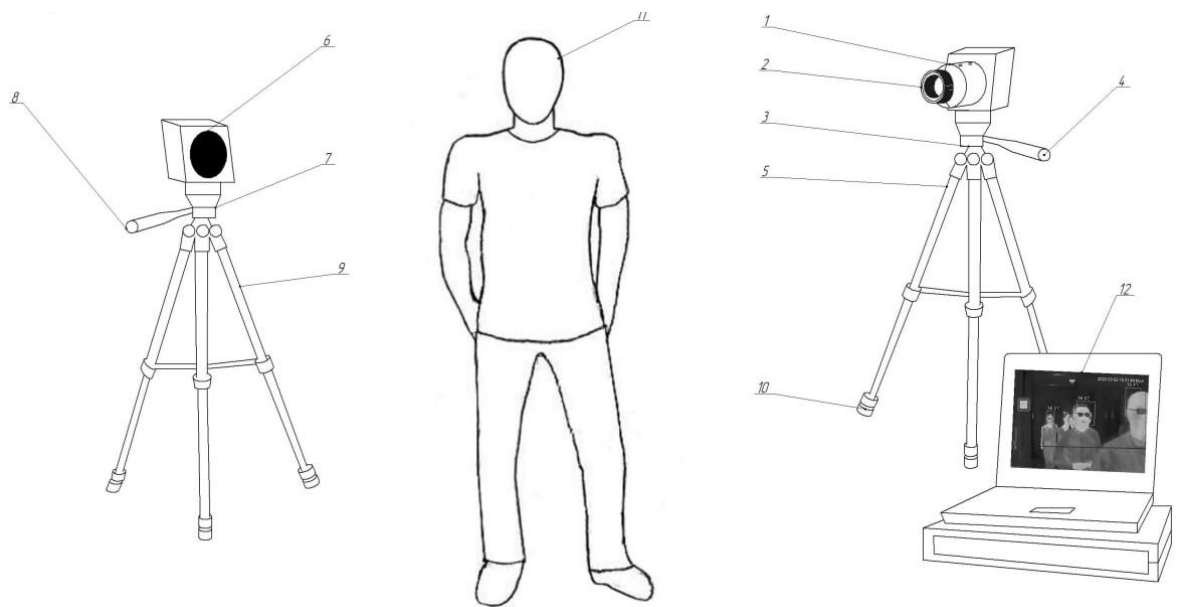


Рис.1.24 Загальний вигляд системи виміру температури тіла людини:
1 – прилад для вимірювання температури тіла, 2 – оптична головка, 3 – тримач,
4 – ручка управління напрямком, 5 – стійка фіксатор, 6 – модуль абсолютного
чорного тіла, 7– тримач, 8 – ручка управління напрямком, 9 – стійка фіксатор,
10 – опора, 11 – біологічний об’єкт, 12 – персональний комп’ютер для
візуалізації.

Розроблена система визначення температури тіла є важливою складовою моніторингу фізичного стану населення під час пандемії, так як дана система може бути використана в місцях соціально скупчення для швидкого, безконтактного вимірювання температури тіла в реальному часі. За допомогою приладу для вимірювання температури відбувається скринінг лихоманки (підвищеної температури тіла) людини на відстані 1,5 -2 м. Далі отримані числові значення виводяться на дисплей приладу та через модуль wi-fi передаються на

персональний комп'ютер для запису. Якщо прилад зафіксує підвищену температуру, то на корпусі засвітиться червоний індикатор, та спрацює звуковий сигнал, що дозволить оператору зафіксувати підвищення температури у конкретної особи та вжити заходи для безпечного перебування інших.

Таблиця 1.5. Технічні характеристики приладу для вимірювання температури

№	Технічна характеристика	Значення
1	Діапазон вимірювання температури	20-45°C
2	Точність	+/-0,5°C до +/-0,3°C
3	Об'єктив	10 мм
4	Поле зору	37,4x28°
5	Напруга живлення	12 В
6	Споживана потужність	споживана потужність
7	Частота зміни кадрів	50 Гц
8	Роздільна здатність	роздільна здатність
9	Спектральна чутливість	7,5... 14 мкм
10	Габаритні розміри	65,5x62x60 мм
11	Вага	0,42 кг (без об'єктива)
12	Кріплення	На стандартний штатив

Модуль чорного тіла є важливою частиною системи виміру температури людського тіла, так як є основою для точного калібрування пристроїв інфрачервоних термометрів. Порівнюючи задану температуру на чорному тілі з температурою, яка вимірюється ІЧ-тепловізором, можна знизити вплив навколишнього середовища на ІЧ-камеру і підвищити точність ІЧ-камери. Чим більше теплоємність чорного тіла, тим більше ефективне випромінювання, тим легше буде стабілізувати температуру в іншому середовищі і, таким чином, можна буде підтримувати тепловий баланс.

1.6.2. Розробка структурної схеми

1.6.2.1. Принцип роботи

На основі розглянутих засобів інтелектуальної власності та сучасних аналогів, можна зробити висновок про важливість самокалібрування пристрою, а

також врахування зовнішніх факторів при проведенні вимірювань. З огляду на це запропоновано структурну схему системи вимірювання температури людини на основі інфрачервоної термометрії, що зображена на рис.1.25 та в додатку А на кресленні ДП.ПБ-371.1702.003 СХ.

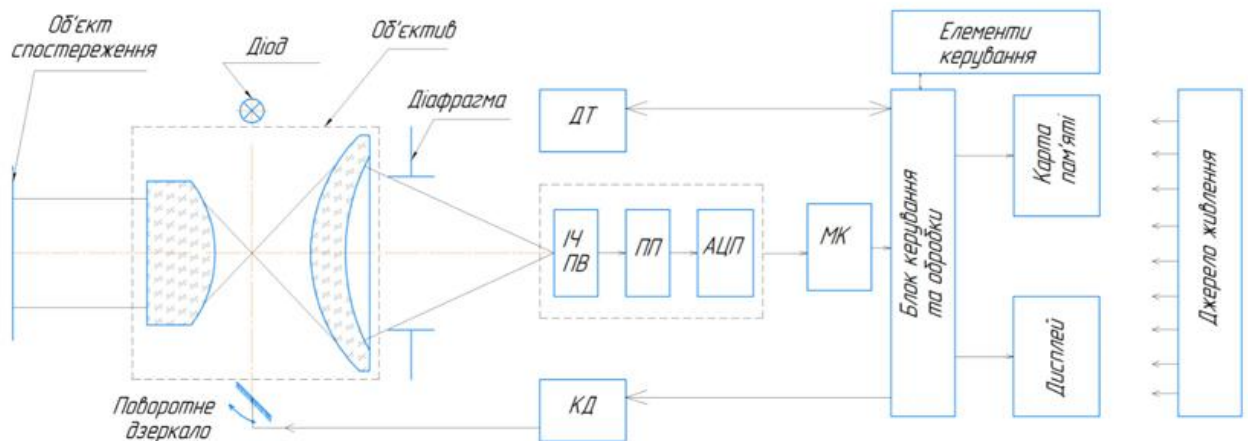


Рис.1.25. Структурна схема системи вимірювання температури тіла людини: ДТ – датчик температури, ІЧ ПВ – інфрачервоний приймач випромінювання, ПП – попередній підсилювач, АЦП – аналогово-цифровий перетворювач, МК – мікроконтролер, КД – кроковий двигун

Умовно структурну схему можна розділити на три блоки: оптичний блок, що складається з об'єктиву та діафрагми; блок калібрування, що складається з лазерного діоду з відомою температурою, поворотного дзеркала та крокового двигуна (КД), а також датчика температури (ДТ); блок збору, обробки та керування, що складається з інфрачервоного приймача випромінювання (ІЧ ПВ), попереднього підсилювача (ПП), аналогово-цифрового перетворювача (АЦП), мікроконтролера (МК), блоку керування та обробки, елементів керування, карти пам'яті, дисплею та елементів живлення.

Перед початком вимірювання відбувається калібровка системи: вмикається лазерний діод, випромінювання від якого направляється поворотним дзеркалом за допомогою крокового двигуна на ІЧ ПВ. Після калібрування вище описані елементи стають в початкове положення, а на приймачі випромінювання формується сигнал від пацієнта, що передається за допомогою лінз об'єктиву. Після підсилення оптичний сигнал подається на АЦП та

мікроконтролер і далі в блок керування та обробки. Паралельно весь час йде вимірювання температури зовнішнього середовища за допомогою датчика температури. За допомогою математичного апарату, який прописаний в програмному додатку виділяється сигнал, прийнятий від людини та перетворюється в температуру. Отримані значення можна записати в пам'ять системи та вивести на дисплей. Сама процедура триває декілька секунд. Керування пристроєм може здійснюватися безпосередньо на самому приладі кнопками керування або ж через комп'ютер.

1.6.2.2. Вибір елементної бази

В даній роботі реалізуємо калібрування на основі термодатчика. Виходячи з цього після огляду та аналізу ринку сучасних елементів електроніки обрано наступну елементну базу.

Інфрачервоний приймач випромінювання. В якості інфрачервоного приймача можуть бути використані ПЗЗ матриці, мікроболометрична решітка, інфрачервоний датчик. Останній є найбільш бюджетним варіантом. На основі аналізу [19] до розгляду було обрано дві моделі виробника Melexis - MLX90614 і MLX90615, характеристики яких наведено в таблиці 1.6.

Таблиця 1.6. Технічні характеристики приймачів випромінювання [19]

	MLX90614	MLX90615
Температурний діапазон експлуатації	від -40 до + 85 ° C	-20 до 85 ° C
Температурний діапазон вимірювань	від -70 до + 380 ° C	-40 до 115 °
Напруга живлення:	від 2.7 до 3.6 В	від 2.7 до 3.6 В
Цифровий інтерфейс	SMBus сумісний	SMBus сумісний
Точність вимірювань:	0.5 ° C для діапазону від 0 до + 50 ° C	0.5 ° C для діапазону від 0 до + 50 ° C
Роздільна здатність	0.02 ° C	0.02 ° C
Розміри	1.6 см x 1.1 см	1.6 см x 1.1 см

Оскільки обрані моделі відрізняються тільки діапазоном вимірювальних температур, то для розробки було обрано модель MLX90614. Узагальнена схема підключення приймача для його роботи наведена на рис. 1.26. Принцип обробки сигналу та основні компоненти більш детально описані в паспорті на даний пристрій [20].

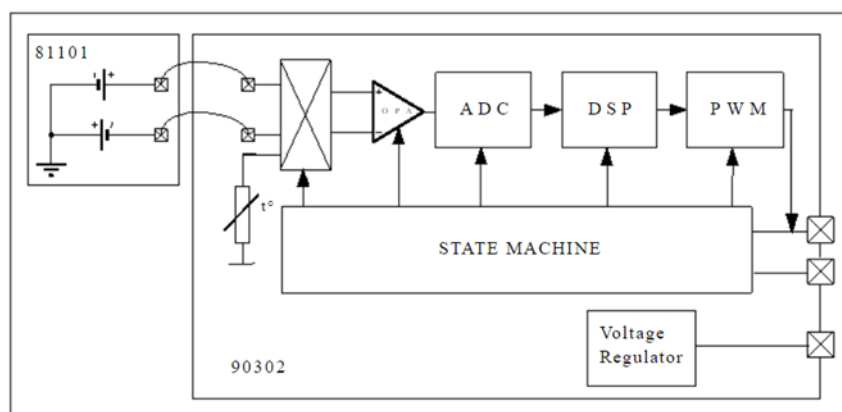


Рис.1.26. Узагальнена схема підключення приймача випромінювання [20]

Датчик температури. Для визначення температури навколишнього середовища можна використати звичайний термоелемент або термістор. В дані роботі обрано термістор ТН 10К з наступними технічними характеристиками, наведеними в таблиці 1.7.

Таблиця 1.7. Технічні характеристики термістора ТН10К [21]

Параметри	Значення
Опір, кОм	10 при 25 °С
Точність, °С	±1 при 25 °С
Коефіцієнт розсіяння, мВт/°С	1.4
Діапазон вимірювань, °С	від -50 до 150
Загальний вигляд	

Схема підключення такого термістору з необхідними елементами може мати наступний вигляд (рис.1.27). Більш детально принцип роботи описано авторами [21].

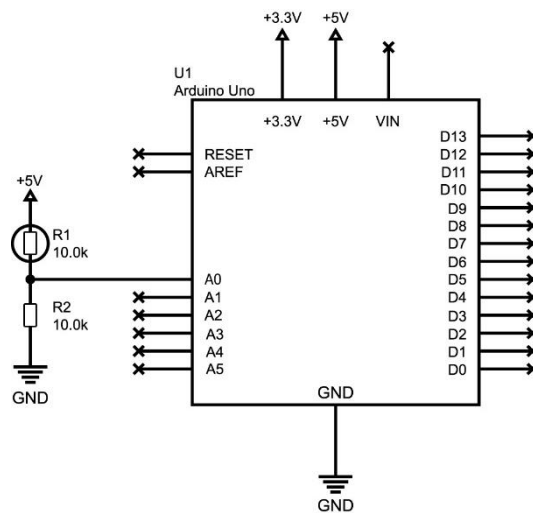


Рис.1.27. Схема підключення термістору [21].

Мікроконтролер. Найбільш поширеними в електроніці є мікроконтролери Atmega. Відповідно до поставленого завдання обрано модель Atmega328, виходи якого можна пояснити рис.1.28 [22].

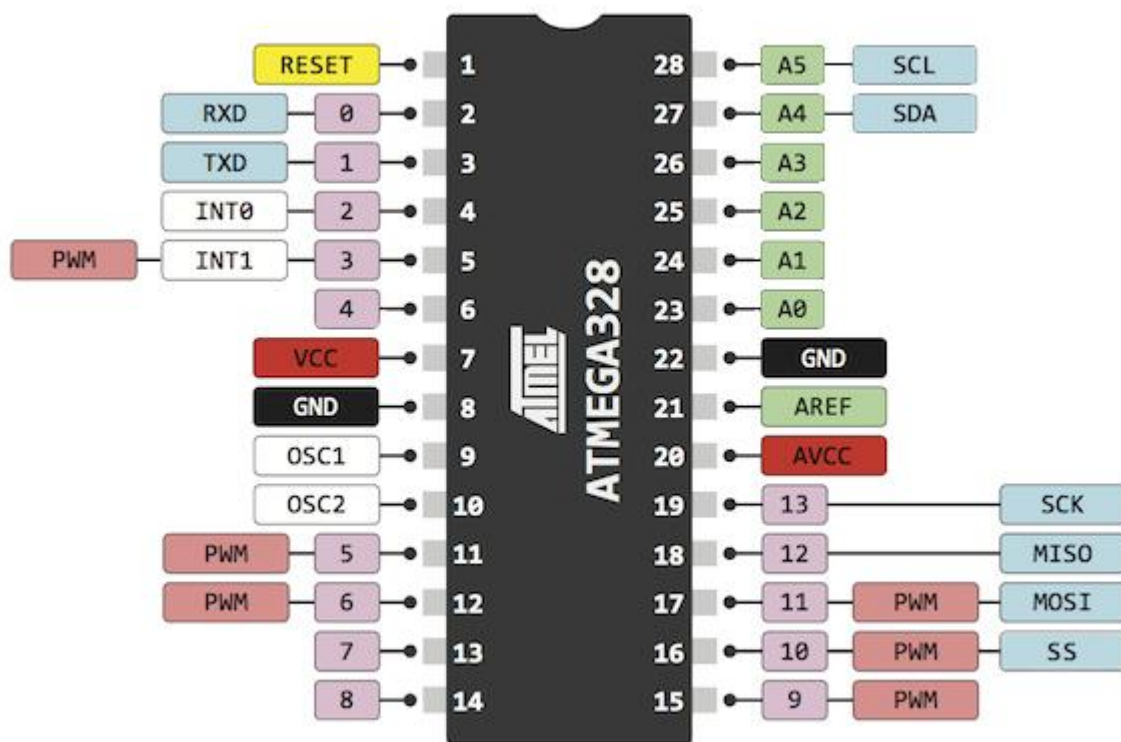


Рис.1.18. Виходи мікроконтролеру Atmega328 [22]

Дисплей. Для виводу даних обрано чотиризначний семисегментний дисплей типу 4-Digit RED 30x14 Decimal [23]. Технічні характеристики дисплею наведені в таблиці 1.8.

Таблиця 1.8. Технічні характеристики дисплею 4-Digit RED 30x14 Decimal [23]

Параметр	Значення
Колір	червоний
Основний чіп	TM1637
Кількість символів	4
Висота символу, мм	14,22
Напруга, В	5
Розмір, мм	30 на 14

Схема підключення наведена на рис.1.29

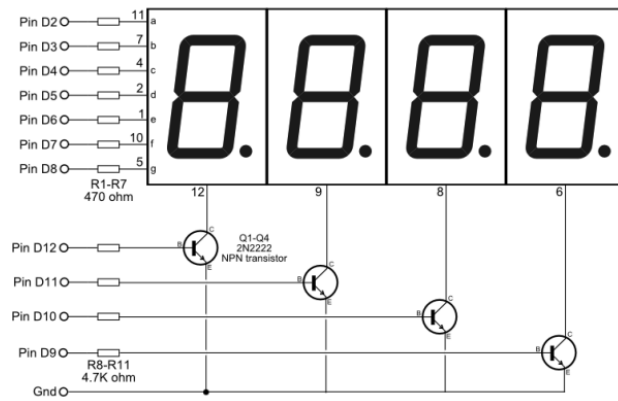


Рис.1.29. Типова схема підключення дисплею [24]

Інші елементи та їх вибір будуть більш детально описані при розробці електричної схеми в п.1.8.

Адаптер. Для встановлення приладу на триногу було обрано універсальний адаптер JJC MSA-3 HOTshoe Adapter [25], загальний вигляд якого наведено на рис.1.30. Адаптер виготовлений з алюмінієвого сплаву та оснащений двома фіксуючими гайками. Підходить на різьбу 1/4 дюйма, виходячи з цього розміру в приладі використано відповідну впресовану втулку.



Рис. 1.30. Зовнішній вигляд адаптеру JJC MSA-3 HOTshoe Adapter [26]

1.7. Розробка оптичної схеми

Оптична система інфрачервоного термометру складається з об'єктиву (лінзи 1 та 2), що передає сигнал від джерела випромінювання на приймач, а також калібрувальних елементів – діоду 4 та поворотного дзеркала 6.

Схематично оптична система наведена на рис.1.31 та в додатку А на кресленні ДП.ПБ-з71.1702.004 СХ.

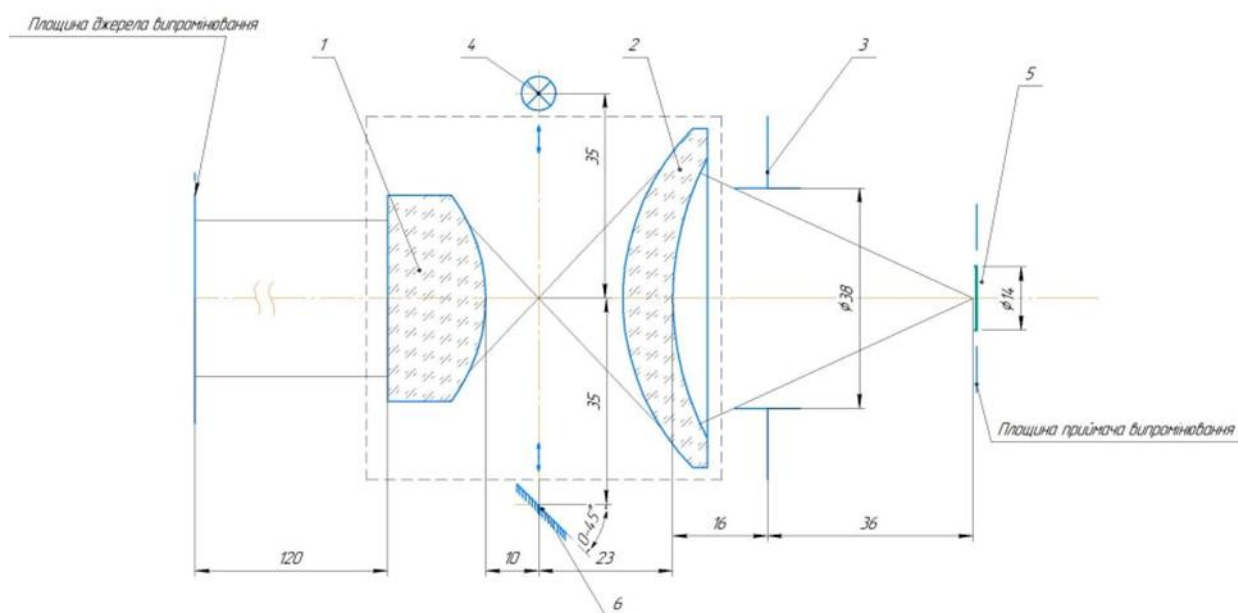


Рис.1.31. Схема оптична системи вимірювання температури тіла людини:
1, 2 – лінзи об'єктиву, 3 – діафрагма, 4 – еталонний діод, 5 – приймач випромінювання, 6 – поворотне дзеркало

Перед початком вимірювання відбувається калібрування системи: вмикається лазерний діод, випромінювання від якого направляється поворотним дзеркалом за допомогою крокового двигуна на ІЧ ПВ. Після калібрування вище описані елементи стають в початкове положення, а на приймачі випромінювання формується сигнал від пацієнта, що передається за допомогою лінз об'єктиву 1 та 2. Діафрагма 3 обмежує промені, які можуть потрапити не від ділянки дослідження.

1.8. Розробка електричної схеми

В роботі запропоновано електричну схему приладу, що дасть змогу підключити приймач випромінювання, дисплей та температурний датчик.

Електрична схема наведена на рис.1.32 та в додатку А на кресленні ДП.ПБ-371.1702.005 СХ.

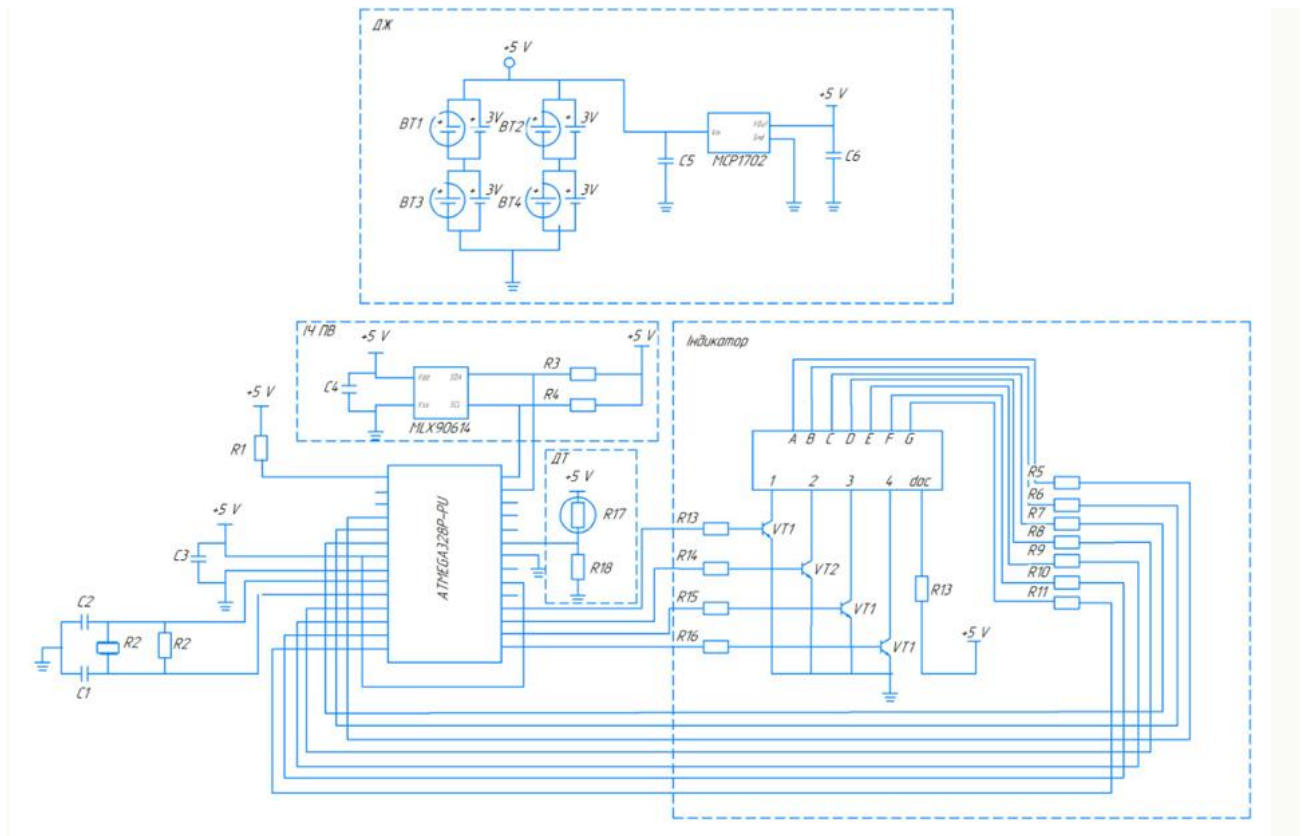


Рис.1.32. Електрична схема системи вимірювання температури тіла людини

До ніжок мікроконтролера Atmega 328 підключено чотиризначний 7-сегментний дисплей, інфрачервоний датчик температури та термістор для контролю температури зовнішнього середовища. Умовно електричну схему можна розділити на п'ять вузлів: безпосередньо мікроконтролер з елементами підключення живлення, ДТ – датчик температури, ІЧ ПВ – інфрачервоний датчик, ДЖ – джерело живлення та індикатор у вигляді чотиризначного 7-сегментного дисплею.

Для підключення дисплею використано резистори R5-R11 номіналом 330 Ом, транзистори на п-р-п VT1-VT4 (BC 547) та резистори R13 -R16 номіналом 1 кОм. Для підключення термістору R17 використано опір навантаження R18 таким же номіналом 10 Ом. Весь ланцюг живиться від джерела живлення постійного струму 5 В, регульованого чотирма 20-міліметровими батареями BT1-BT4 у формі монети, що містяться в тримачі акумулятора 120591-1 TE

Connectivity. Акумулятори підключені послідовно-паралельно для отримання джерела живлення напругою 6 В. За допомогою регулятора напруги MCP1702 з низьким відключенням напруга 6 В регулюється на 5 В постійного струму.

Дані з інфрачервоного датчика MLX90314 передаються на мікроконтролер через шину I2C для обробки. Після аналізу та обробки сигналу з інфрачервоного датчика та термістора, мікроконтролер забезпечує виведення значення температури на дисплей.

1.9. Розрахунок зміни температур з використанням термістора

Суттєвою перевагою термістора є велике значення температурного коефіцієнта, тобто значна зміна опору в залежності від температури. Для характеристики термісторів використовують такі параметри як опір при визначеній температурі (25 °C) та максимально допустимий струм. Коефіцієнт температурної чутливості характеризує ступінь зміни опору в залежності від температури, та розраховується на основі значень опору при двох конкретних значеннях температур, як правило 25 °C та 100 °C:

$$B = (\ln(R_1) - \ln(R_2)) / \left(\frac{1}{T_1} - \frac{1}{T_2} \right) \quad (1.5)$$

де R_1 і R_2 - значення опорів при температурах відповідно T_1 і T_2 , виражених в Кельвіна.

З цієї формули випливають:

$$R_1 = R_2 \cdot e^{\left(B \cdot \left(\frac{1}{T_1} - \frac{1}{T_2} \right) \right)} \quad (1.6)$$

$$T_1 = 1 / \left(\frac{\ln(R_1) - \ln(R_2)}{B} + \frac{1}{T_2} \right) \quad (1.7)$$

Розрахунок залежить також від схеми підключення, можливі варіанти якої зображені на рис.1.33.

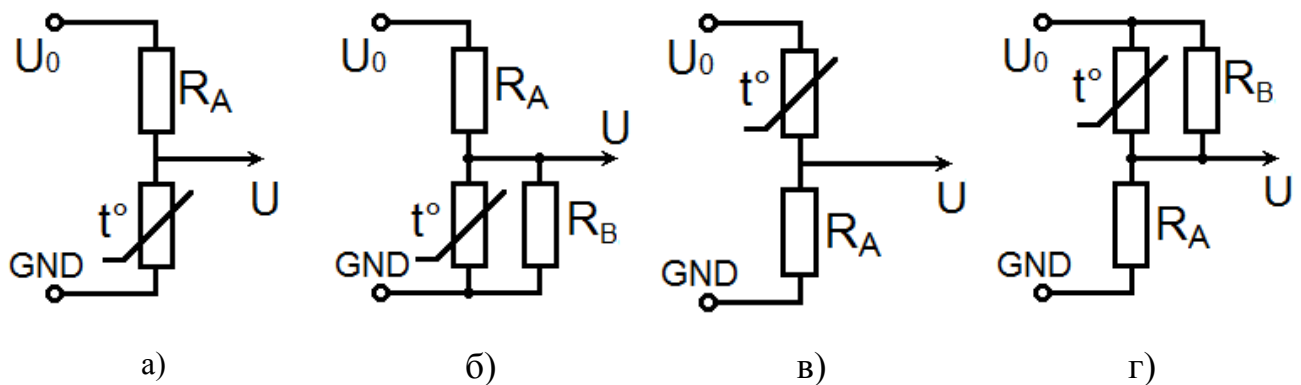


Рис.1.33. Схеми підключення термістору [27]

Схема а є найбільш простим варіантом підключення. В цьому випадку номінал резистора R_A обирають приблизно рівним опору термістора при значеннях вимірюваних температур, значення напруги U будуть змінюватися ближче до лінійного закону, що забезпечить більшу точність при інтерполяції табличних значень. Також слід врахувати, що струм, який протікає через термістор, спричиняє нагрівання, що може спотворити результати. Тому, бажано щоб потужність на термісторі не перевищувала 1мВт. Це значить, що при напрузі $U_0 = 5V$, R_A повинен бути як мінімум 10 кОм. Опір термістора в вимірюваному діапазоні повинен мати приблизно той же порядок.

Схема б) покликана обмежує потужність, що розсіюється на термісторі.

Схеми в) та г) є оберненими до а) та б). Вони використовуються для вимірювання низьких температур, коли референтное значення АЦП (U_{ref}) нижче U_0 .

В таблиці 1.9 представлено розрахункові значення для різних температур за допомогою онлайн розрахунку значень АЦП [27].

Інтерфейс програмного калькулятора наведено на рис.1.34. Вхідними даними є значення опорів при заданих температурах, а також схема підключення відповідно до рис.1.33. В нашому випадку це схема а). Також задаються параметри АЦП.

Форма для он-лайн расчёта значений АЦП

Данные для таблицы

Рассчитать по T1, R1, T2, R2

*Из-за нелинейности параметров термистора, расчёт температуры на основе таблицы, построенной по двум точкам, будет грубым и полученное значение может на десятки градусов отличаться от действительного при измерении высоких и низких температур. Для точного измерения в широком диапазоне выберите одну из предзагруженных R/T характеристик, соответствующую вашему термистору, или перечислите список значений R/R1 вручную.

T1	25	°C	
R1, сопротивление при T1	22.0	кiloОм	
T2	100	°C	
R2, сопротивление при T2	1.211034	кiloОм	
Схема включения термистора	Схема А		
Номинал резистора R _A	10	кiloОм	
Разрядность АЦП	10 бит		
Множитель результата АЦП	64		
U ₀ , напряжение на входе	5.0	В	
U _{ref} , референтное напряжение АЦП	5.0	В	
Рассчитать с	-55	°C по	125 °C
Шаг сетки	5 °C		

Построить таблицу

Рис.1.34. Интерфейс для розрахунку значень параметрів при різних температурах

Таблица 1.9 Розрахункові значення параметрів при різних температурах [27]

T, °C	R/R1	R, кОм	U, В	I, мкА	P, мВт	U/Uref	ADC	E, °C
-50	127.5666385	2806.466048	4.98225	1.775	0.009	0.9964495	65303	1.2481
-45	83.6147878	1839.525331	4.97297	2.703	0.013	0.9945932	65182	0.9953
-40	55.8081427	1227.779139	4.95961	4.039	0.02	0.991921	65007	0.8122
-35	37.8865398	833.503876	4.94072	5.928	0.029	0.9881447	64759	0.6764
-30	26.1330667	574.927467	4.91452	8.548	0.042	0.9829039	64416	0.5838
-25	18.2976658	402.548649	4.8788	12.12	0.059	0.9757604	63947	0.506
-20	12.9931888	285.850154	4.831	16.9	0.082	0.9661991	63321	0.45
-15	9.3496477	205.692249	4.76819	23.181	0.111	0.9536376	62498	0.4012
-10	6.8124901	149.874783	4.68726	31.274	0.147	0.937451	61437	0.3573
-5	5.0227765	110.501083	4.58507	41.493	0.19	0.9170132	60097	0.3164
0	3.744791	82.385403	4.45879	54.121	0.241	0.8917578	58442	0.2787
5	2.8216021	62.075245	4.30628	69.372	0.299	0.8612561	56443	0.2415
10	2.1473633	47.241992	4.12652	87.348	0.36	0.8253031	54087	0.2048
15	1.6497983	36.295562	3.91998	108.002	0.423	0.7839966	51380	0.1679
20	1.2789724	28.137392	3.68895	131.105	0.484	0.7377901	48352	0.1312
25	1	22	3.4375	156.25	0.537	0.6875	45056	0.0949
30	0.7882498	17.341495	3.17128	182.872	0.58	0.6342556	41567	0.0602
35	0.626154	13.775388	2.89698	210.302	0.609	0.579397	37971	0.0265
40	0.5010618	11.023359	2.62169	237.831	0.624	0.5243386	34363	0.0488
45	0.4037789	8.883136	2.35213	264.787	0.623	0.470427	30830	0.0777
50	0.3275647	7.206423	2.09411	290.589	0.609	0.4188217	27448	0.1044
55	0.2674354	5.88358	1.8521	314.79	0.583	0.370419	24276	0.1284

Для пояснення таблиці: ADC - округлене значення на виході АЦП, з урахуванням множника, I, мкА - струм в ланцюзі; P, мВт - потужність, що розсіюється на термісторі; E - евристична оцінка можливої похибки обчисленої температури, викликаній використанням лінійної інтерполяції табличних значень, і обмеженою точністю АЦП, та не враховує можливий шум, що виникає на АЦП, а також похибка, викликана нагріванням термістора через що протікають струми [27].

1.10. Розрахунок поля зору приладу для вимірювання температур

На рисунку 1.35 показано поле зору тепловізора, що має основні поняття

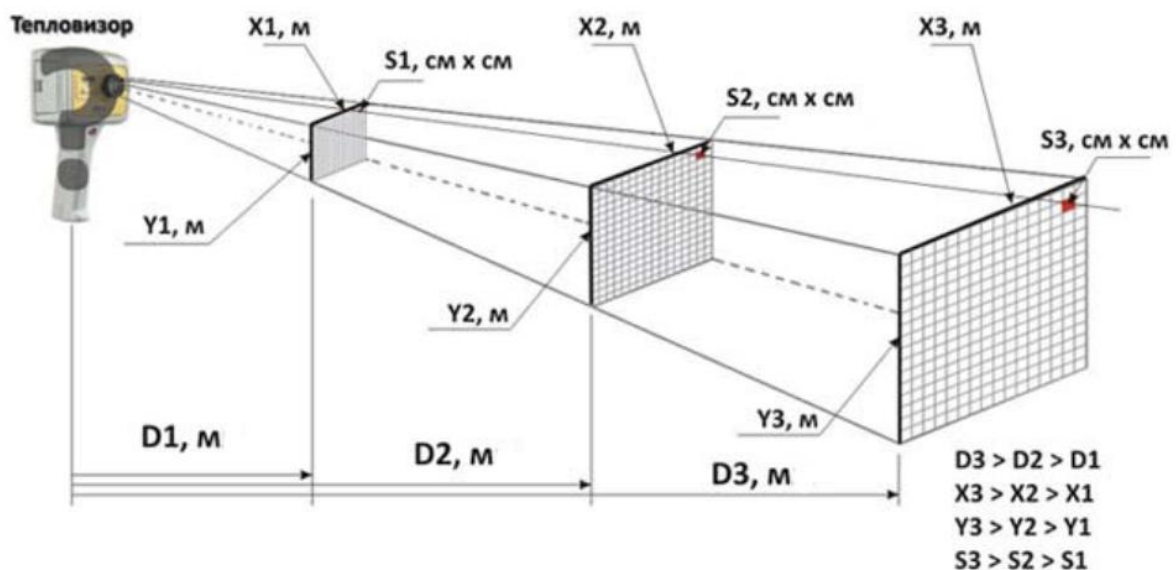


Рис.1.35 Розрахунок поля зору тепловізора [28]: $D1, D2, D3$ - відстань від тепловізора до об'єкта вимірювання, одиниці виміру мм; $X1, X2, X3$ - ширина огляду по горизонталі, одиниці виміру м; $Y1, Y2, Y3$ - ширина огляду по вертикалі, одиниці виміру м; $S1, S2, S3$ - мінімальний розмір об'єкта "видимий" на заданій відстані, одиниці виміру квадратний сантиметр.

FOV (Field of view) - поле зору тепловізора, параметр об'єктиву тепловізора, що описує розміри простору при знімку об'єкта (вимірюється в градусах). Використовується проста геометрія для розрахунку основних параметрів поля зору. Чим менше кут поля зору, тим якнайдалі відійти від об'єкта, не втративши при цьому в якості знімка [28].

iFov (Instantaneous Field of View) - просторова роздільна здатність або миттєвий кут поля зору (вимірюється в м радіан) показує кут поля зору, який припадає на один піксель. Для коректного вимірювання температури об'єкта необхідно, щоб він повністю «потрапляв» в піксель.



Рис.1.36 Коректне вимірювання температури [28]

Використовуючи універсальний калькулятор - програми для обчислення FOV (Field of View): - поле зору тепловізорів [28], де в таблиці 1.10 представлені вихідні параметри розрахунку.

Таблиця 1.10. Вихідні параметри розрахунку

№	Назва параметру	Значення
1	Розмір детектора (матриці) тепловізора (к-ть елементів в приймачнику випромінювання), в пікселях (по горизонталі x по вертикалі):	384 × 288
2	Оптичне поле зору (FOV-Field of View), в градусах (по горизонталі x по вертикалі):	20x28°
3	Відстань до об'єкта в метрах (розділяючи крапкою цілу і дробову частину):	2

Отримані розрахункові значення:

Ширина огляду по горизонталі (в поле зору потрапляє по горизонталі) $X = 0.705$ м.

Ширина огляду по вертикалі (в поле зору потрапляє по вертикалі) $Y = 0.997$ м.

Мінімальний розмір об'єкта (сторона квадрата) - S (що припадає на один піксель детектора) $= 0.184$ см.

2 Технологічний розділ

2.2. Аналіз технологічності конструкції приладу вимірювання температури

На технологічність процесу впливають чинники, такі як серійність деталей та обсяг їх випуску. Для коректної оцінки необхідно врахувати також операції, що відбуваються на різних етапах, таких як підготовка, процес складання виробу та подальший контроль, випробування, маркування, пакування. Уніфікованість деталей та операцій впливає на технологічність [25], тому в даній роботі запропоновано конструкцію приладу для вимірювання температури, складальне креслення якого наведено на рис.2.1 на основі якого складено з вказанням уніфікованості таблиці 2.1-2.3 переліку складальних одиниць, деталей та операцій.

Таблиця 2.1 Перелік деталей портативного приладу вимірювання температури

№	Деталь	Кількість	Уніфікованість
1	Корпус	1	Не уніфікована
2	Кришка	1	Не уніфікована
3	Втулка	1	уніфікована
4	Гвинт	10	уніфікована
5	Лінза	1	уніфікована
6	Кільце різьбове	1	Уніфікована
7	Лінза	1	Уніфікована
8	Кільце різьбове	1	Уніфікована
9	Корпус об'єктива	1	Не уніфікована
10	Бленда	1	Уніфікована
11	Фланець	1	Не уніфікована
12	Тубус	1	Не уніфікована
13	Гвинт	2	Уніфікована
14	Кришка	1	Не уніфікована
15	Направляюча	2	Не уніфікована
16	Втулка	2	Не уніфікована
17	Втулка	2	Не уніфікована
18	Прижимний гвинт	2	Уніфікована

Таблиця 2.2 Перелік деталей портативного приладу вимірювання температури

№	Складальна одиниця	Кількість	уніфікованість
1	Об'єктив СК	1	Не уніфікована
2	Вузол ПВ	1	Не уніфікована
3	Кришка СК	1	Не уніфікована
4	ПВ	1	Уніфікована
5	Плата	3	уніфікована
6	Дисплей	1	уніфікована
7	Клавіатура	1	Уніфікована
8	Кнопка	1	уніфікована
9	Роз'єм зарядки	1	уніфікована
10	Плата	1	Уніфікована
11	Акумулятор	1	уніфікована
12	Адаптер	1	уніфікована

Таблиця 2.3 Перелік операцій складання приладу вимірювання температури

№	Операція	Уніфікованість
1	Загвинтити	Уніфікована
2	Паяти	Уніфікована
3	Пресувати	Уніфікована
3	Контроль	Не уніфікована
4	Встановити	Не уніфікована
5	Маркування	Уніфікована
6	Випробування	Уніфікована

2.3 Розрахунок технологічності конструкції приладу вимірювання температур людського тіла

Для комплексної оцінки технологічності процесу виготовлення приладу вимірювання температур людського тіла необхідно врахувати загальну технологічність на яку впливають критерій конструкторської складності, критерій загальної уніфікації, критерій уніфікації вузлів, критерій складальних одиниць та критерій операцій. Залежності між кількістю складальних одиниць та загальної кількості деталей, що дозволить визначити вплив складності конструкції на складність та трудомісткість складання та правильно оцінити

затрати на технологічний процес та дозволить визначити критерій конструкторської складності [25]:

$$K_{ck} = \frac{N_{\Sigma q}}{n_{\Sigma q}} \quad (2.1)$$

де:

$N_{\Sigma q}$ – загальна кількість всіх вузлів,

$n_{\Sigma q}$ – загальна кількість деталей.

Відповідно до умов отриманий коефіцієнт зі збільшенням кількості складальних одиниць відносно деталей буде покращуватись, так як зменшиться час на виготовлення та контроль [25]:

$K_y < 0.1$ – технологічність виробу низька,

$K_y = 0.1 \dots 0.2$ – технологічність виробу задовільна,

$K_y > 0.2$ – технологічність виробу добра.

Враховуючи значення таблиць 2.1 та 2.2 знайдемо коефіцієнт технологічності:

$$K_{ck} = \frac{N_{\Sigma q}}{n_{\Sigma q}} = \frac{15}{32} = 0.46$$

В результаті розрахунку критерій складності становить 0,46 та вказує на добру технологічність розробки приладу вимірювання температури людського тіла.

Далі розрахуємо критерій загальної уніфікації на який впливає загальна кількість деталей та складальних одиниць з урахуванням уніфікації, яка покращує цей показник [25].

$$K_y = \frac{N_y + n_y}{n_{\Sigma q} + N_{\Sigma}} \quad (2.2)$$

де N_y, n_y – уніфіковані складальні одиниці та деталі.

$K_y < 0.25$ – технологічність виробу низька,

$K_y = 0.25 \dots 0.5$ – технологічність виробу задовільна,

$K_y > 0.5$ – технологічність виробу хороша.

Використовуючи значення таблиць 2.1 та 2.2 визначимо коефіцієнт технологічності за критерієм конструкторської складності [25]:

$$K_{ck} = \frac{N_y + n_y}{n_{\Sigma q} + N_{\Sigma}} = \frac{11 + 18}{15 + 32} = 0.61$$

Отримане значення загального критерію уніфікації становить 0,61, що свідчить про добру технологічність конструкції складання приладу для вимірювання температури людського тіла..

Далі розрахуємо критерій уніфікації складальних одиниць, що використовує визначення коефіцієнту уніфікації тільки з урахуванням кількості складальних одиниць [25]:

$$K_{ув} = \frac{N_y}{N_{\Sigma q}} \quad (2.3)$$

де:

$N_{\Sigma q}$ – загальна кількість всіх складальних одиниць,

$n_{\Sigma q}$ – загальна кількість деталей.

$K_y < 0.1$ – технологічність виробу низька,

$K_y = 0.1 \dots 0.2$ – технологічність виробу задовільна,

$K_y > 0.2$ – технологічність виробу добра.

$$K_{ув} = \frac{N_{\Sigma q}}{n_{\Sigma q}} = \frac{11}{15} = 0.73$$

Отримане значення критерію складності становить 0,73 вказує на добру технологічність приладу для вимірювання температури людського тіла.

Критерій уніфікації деталей. Передбачає визначення коефіцієнту уніфікації тільки з урахуванням кількості деталей [25]:

$$K_{уд} = \frac{n_y}{n_{\Sigma q}} \quad (2.4)$$

$K_y < 0.3$ – технологічність виробу низька,

$K_y = 0.3 \dots 0.6$ – технологічність виробу задовільна,

$K_y > 0.6$ – технологічність виробу добра.

$$K_{уд} = \frac{n_y}{n_{\Sigma q}} = \frac{18}{32} = 0.56$$

Отриманий $K_{уд}$ становить 0.56 то прилад має задовільну технологічність, але наближається до доброї.

Показник уніфікації виробу передбачає розрахунок відношення уніфікованих операцій до загальної їх кількості [25]:

$$K_{y.o} = \frac{K_{ун.от}}{K_{заг.оп}} \quad (2.6)$$

$K_y < 0.5$ – технологічність виробу низька,

$K_y = 0.5 \dots 0.75$ – технологічність виробу задовільна,

$K_y > 0.75$ – технологічність виробу хороша.

$$K_{yo} = \frac{4}{6} = 0.67$$

Так як значення критерію уніфікації операцій складання становить 0,67 то технологічність задовільна.

Визначаємо комплексний показник уніфікації виробу, що вираховується за вище порашованими показниками як середнє арифметичне.

$$K_{вир} = \frac{\sum K_i}{n} \quad (2.7)$$

$$K_{\Sigma} = \frac{0.46 + 0.61 + 0.73 + 0.56 + 0.67}{5} = 0.606$$

n – загальна кількість показників технологічності;

$K_{\Sigma} < 0.3$ – виріб має незадовільну технологічність;

$0.3 < K_{\Sigma} < 0.5$ – виріб має задовільну технологічність;

$K_{\Sigma} > 0.5$ – виріб має добру технологічність;

Комплексний показник уніфікації приладу складає 0.6, що дає змогу зробити висновок про добру технологічність складання приладу вимірювання температури людського тіла, оскільки складається з великої кількості уніфікованих деталей та складальних одиниць.

2.4. Розрахунок точності складальних робіт приладу для вимірювання температури тіла людини

За стандартом ГОСТ 16320-80 визначаються основні критерії показників точності виробів, що вказує на ступінь відповідності параметрів (параметричних та геометричними характеристиками виробу) виготовленого виробу всім вимогам креслення і технічним умовам. Для знаходження геометричної точності складальних робіт використовують розмірний ланцюг, що показує відповідність розмірів, що розташовані в замкненому контурі у певній послідовності, та координують взаємне розташування поверхонь або осей однієї або декількох деталей або складальних одиниць [29].

Для медичних приладів і систем важливим аспектом є врахування параметричної точності елементів і систем які впливають на роботу приладу та використовуються в процесі складанні приладу [29].

В даному дипломному проекті для приладу визначення температури тіла людини розраховано параметричну точність електроємності плоского багатопластового конденсатора. Ємність плоского конденсатора залежить від таких параметрів, як площа пластин, відстань між ними і матеріалу (діелектрика), що заповнює простір між пластинами. Даний конденсатор складається з трьох пар пластин залитих в полістирол з ємністю (пФ), яка відповідає формулі [29]:

$$C=(0,88 \cdot \epsilon \cdot S(n-1))/d \quad (2.8)$$

де ϵ - діелектрична проникність, S – робоча площа пластини; n – кількість використовуваних пластин; d - товщина діелектрика.

Для стабільної роботи приладу визначення температури необхідно забезпечити наступні параметри плоского конденсатора: діелектрична проникність слюди що становить 7 з допустимою похибкою не більше 0.3,

шість пластин, товщину діелектрика 0.9 мм з похибкою не більше 0,02мм, робочу площу пластини 10 см² з допустимою похибкою 0,3 см²,

Номінальне значення ємності конденсатора знаходимо за формулою:

$$C=(0,88 \cdot 7 \cdot 10(3 \cdot 2 - 1))/0.9=100 \text{ пФ} \quad (2.9)$$

Далі розраховуємо сумарну похибку для всіх параметрів конденсатора

$$Q_c=0.3/7+0.2/10+0.02/0.9=0.092$$

Виходячи з отриманих даних для збільшення точності складальних робіт приладу вимірювання температури тіла необхідно забезпечити точність для площі діелектрика.

2.5 Розробка схеми структурного складу

В дипломному проекті було розроблено схему структурного складу (ССС) приладу вимірювання температури людського тіла до складального креслення (рис.2.1), що дозволить розуміти з яких складальних одиниць, що відрізняються своєю складністю, від якої залежить їх розміщення на рівнях схеми складається виріб. На найнижчому рівні зазвичай розміщуються найпростіші деталі, далі за ними йдуть покупні складальні одиниці а далі в залежності від складності розміщують інші складальні одиниці [29]. Схема структурного складу приладу для визначення температури тіла людини показана на рис.2.2, а також в додатку А ДП.ПБ-з71.1702.007 СХ.

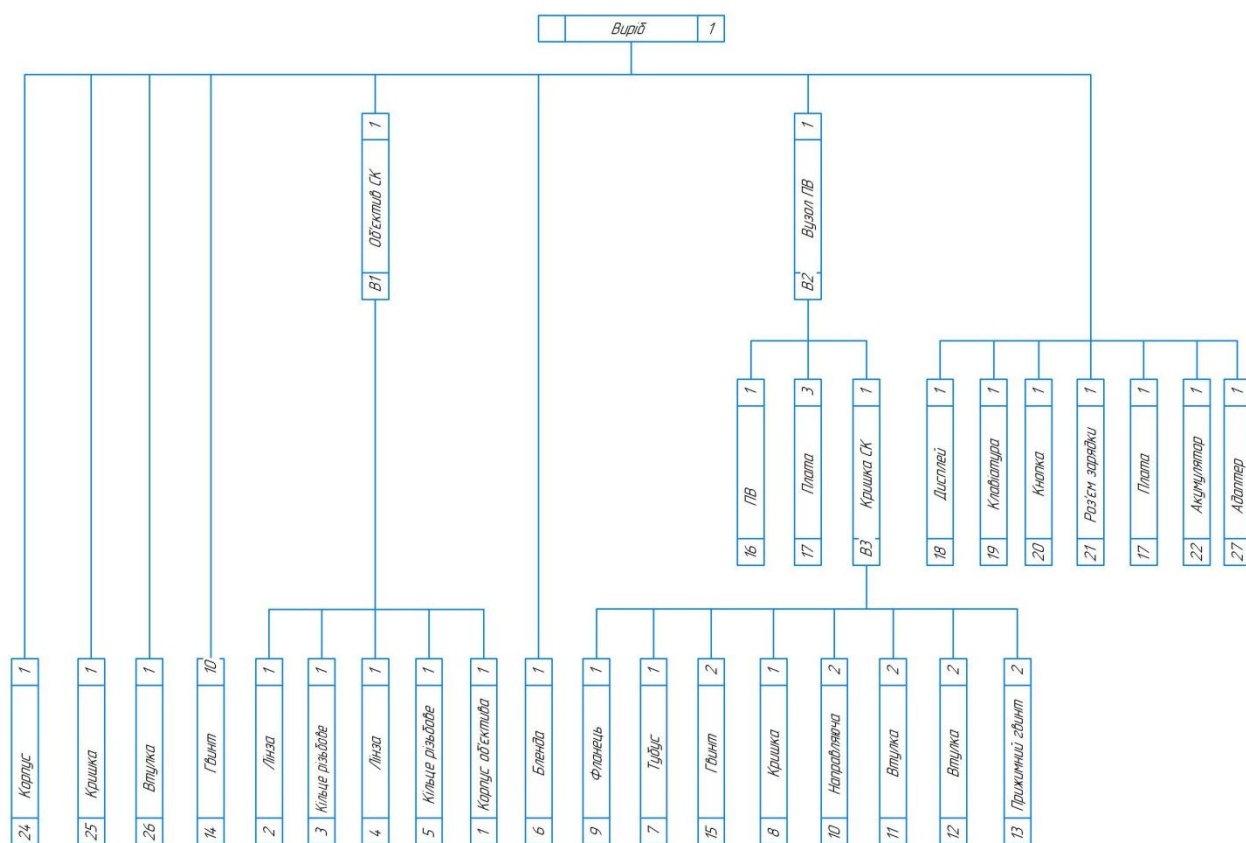


Рис. 2.2 Схема складального складу приладу вимірювання температури

Схема приладу вимірювання температури людського тіла складається з таких складальних одиниць: Об'єктив СК поз.В1, Вузол ПВ поз.В2, Кришка СК поз.В3, ПВ поз.15, Плата поз.17, Дисплей поз.18, Клавіатура поз.19, Кнопка поз.20, Роз'єм зарядки поз.21, Плата поз.17, Акумулятор поз. 22, Адаптер поз.27.

Та окремі деталі: Корпус поз.24, Кришка поз.25, Втулка поз.26, Гвинт поз.14, Лінза поз.2, Кільце різьбове поз.3, Лінза поз.4, Кільце різьбове поз.5, Корпус об'єктива поз.1, Бленда поз.6, Фланець поз.9, Тубус поз.7, Гвинт поз.15, Кришка поз.8, Направляюча поз.10, Втулка поз.11, Втулка поз.12, Прижимний гвинт поз.13.

Наступним етапом проводимо аналіз приладу вимірювання температури людського тіла технологічного процесу послідовності складання з вказуванням кожної операції для оформлення технічної документації.

2.6 Розробка технологічної схеми складання приладу вимірювання температури людського тіла

В дипломному проекті було розроблено технологічну схему складу приладу для визначення температури людського тіла, що показано на рис 2.3 та в Додатку А ДП ПБ-371.1702.008 СХ, що пояснює процес складання з відповідними деталями, складальними одиницями та видами операцій [25].

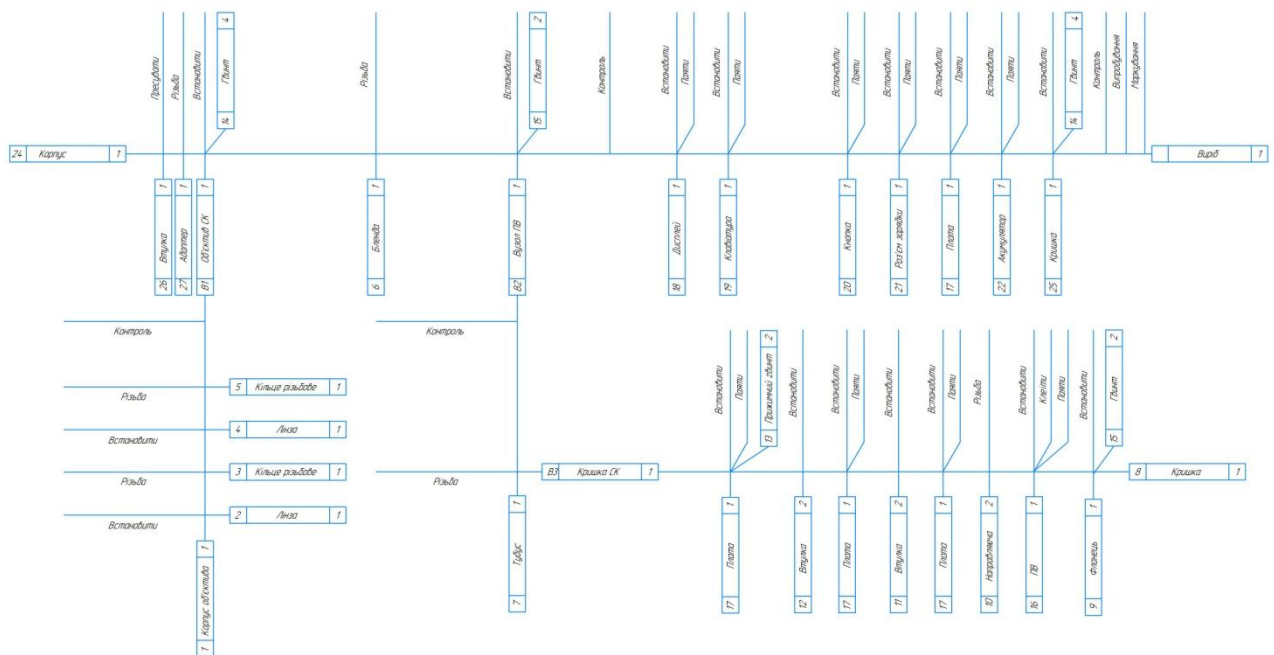


Рис 2.3. – Технологічна схема складання приладу вимірювання температури

Базовою деталлю складання приладу вимірювання людського тіла є Корпус поз. в який пресується втулка поз.26 та загвинчується Адаптер поз.27, встановлюється Об'єктив СК поз.В1 та загвинчується чотирма Гвинтами поз.14. В базову деталь вузла Корпус об'єктива поз.1 встановлюємо Лінзу поз.2, закручуємо Кільце різьбове поз.3, встановлюємо Лінзу поз.4, загвинчуємо

різьбове кільце поз.5 проводимо операцію контроль та на виході отримуємо Об'єктив СК поз.В1.

На головну технологічну вісь загвинчуємо Бленду поз.6 встановлюємо Вузол ПВ поз.В2 та загвинчуємо двома Гвинтами поз.15, проводимо контроль.

На базову деталь вузла Кришка поз.8 двома Гвинтами поз.15 зафіксувати Фланець поз.9, ПВ поз.16 клеїмо клеєм В 700 та паяємо ПОС-61, загвинчуємо направляючу, Плату поз.17 паяємо ПОС-61, встановлюємо Втулку поз.11, паяємо Плату поз.17, встановлюємо Втулку поз.12 та Прижимними гвинтами поз.13 фіксуємо Плату поз.17 на виході отримуємо Кришку СК поз.В3.

На базову деталь вузла Тубус поз.7 загвинчуємо Кришку СК поз.В3 проводимо контроль та на виході отримуємо Вузол ПВ поз.В2.

На головну вісь паяємо Дисплей поз.18, Клавіатуру поз.19, Кнопку поз.20, Плата поз.17, Акумулятор поз.22, та за допомогою чотирьох гвинтів фіксуємо кришку поз.25. Проводимо контроль, випробування та маркування.

2.7. Розробка маршрутної карти складання приладу виміру температури

В дипломному проекті було розроблено маршрутні карти процесу складання приладу вимірювання температури тіла людини (додаток Б), що є об'єднаним аналізом розроблених ССС та ТСС, детально описуючи інформацію про вид операції, необхідне обладнання з додатковими інструментами, щоб забезпечити технологічність процесу виготовлення приладу. Також у технологічній послідовності надається інформація про необхідні інструменти для проведення процесу складання, контролю та послідовності використаних всіх операцій [25].

2.8 Повірка параметрів термістора

В дипломному проекті була виконана перевірка роботи термістору.

Перед початком перевірки резистора необхідно візуально визначити його цілісність: провести огляд зовнішнього покриття (лаку, фарби) на предмет обгорілого, перевірити наявні написи на корпусі, якщо вони проглядаються. Визначити номінал можна за таблицями рядів або колірних кодів, після чого за допомогою мультиметра можна провести вимірювання опору на мультиметрі (рис.2.4) [30].

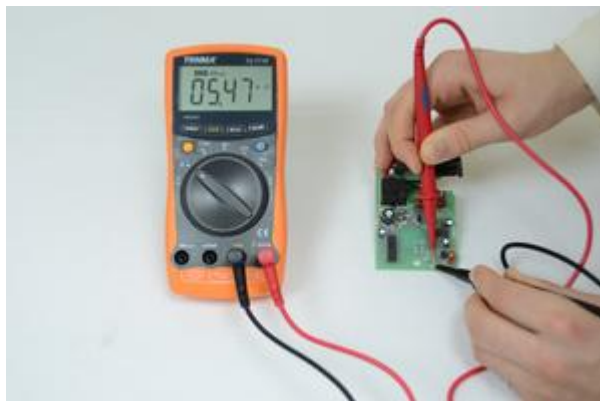


Рис.2.4. Повірка термістору [30]

Для прозвонки можна використовувати простий вимірювальний прилад, наприклад, DT-830B. В першу чергу необхідно встановити перемикач вимірювань в режим перевірки мінімального опору - 200 Ом, після чого з'єднати щупи між собою. Індикатор приладу при з'єднаних щупах повинен показувати мінімальне значення R, яке прагне до нуля, наприклад, 0,03 Ом. Після так званої калібрування можна приступити до вимірювань [30].

ВИСНОВОК

В даній роботі запропоноване технічне рішення системи вимірювання температури тіла людини. На основі проведеного огляду та аналізу літературних джерел, а саме патентів та сучасних пристроїв, запропоновано додати в прилад термістор для вимірювання зовнішньої температури та діод з відомою температурою для самокалібрування перед кожною процедурою.

Дипломний проєкт складається з двох розділів. В першому наведено розроблені структурну, оптичну та електричну схему з запропонованими удосконаленнями, проведено вибір елементної бази. В другому – обґрунтовано технологічність розробленої конструкції, що підтверджується відповідними розрахунками.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Терморегуляция. Механизмы теплопродукции и теплоотдачи. Суточные изменения температуры тела у человека [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://ebooks.grsu.by/physiology/-page_id=204.htm
2. Обмін речовин та енергії, або метаболізм Етапи обміну речовин та енергії Дисиміляція та асиміляція Порівняння реакцій метаболізму Чинники інтенсивності метаболізму [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: http://8next.com/bl/3357-bl_014.html
3. What are the adaptive advantages of thermoregulation in homeostasis? [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://www.quora.com/What-are-the-adaptive-advantages-of-thermoregulation-in-homeostasis>
4. Heat Transfer from the Human Body [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://engineer-educators.com/topic/3-heat-transfer-from-the-human-body/>
5. White, M. D., Bosio, C. M., Duplantis, B. N., & Nano, F. E. (2011). *Human body temperature and new approaches to constructing temperature-sensitive bacterial vaccines. Cellular and Molecular Life Sciences*, 68(18), 3019–3031. doi:10.1007/s00018-011-0734-2
6. THERMOREGULATION -TEMPERATURE REGULATION IN SKIN – HYPOTHERMIA AND HYPERTHERMIA [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://www.earthslab.com/physiology/thermoregulation-temperature-regulation-skin-hypothermia-hyperthermia/>
7. СПОСОБЫ ИЗМЕРЕНИЯ ТЕМПЕРАТУРЫ ТЕЛА [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://bymed.by/stati/poleznye-sovety/sposoby-izmereniya-temperature-tela>
8. Скрипаль А.В., Сагайдачный А.А., Усанов Д.А. Тепловизионная биомедицинская диагностика: Учеб. пособие для студ. фак. нано– и биомед.

технологий, обучающихся по спец. «Медицинская физика» и направлению «Биомедицинская инженерия». – Саратов. 2009. –118 с.: ил.

9. The thermal radiation of the black body [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://www.encyclopédie-environnement.org/en/physics/thermal-radiation-of-black-body/>

10. АБСОЛЮТНО ЧЕРНОЕ ТЕЛО [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://metropir.ru/absolyutno-chnoe-telo-1.html>

11. Основні закони теплового випромінювання [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://sites.google.com/site/osnoviteplotehnikitagidravliki/rozdil-tretij-teoria-teplomasoobminu/-3-3-promenistij-teploobmin/2-osnovni-zakoni-teplovogo-viprominuvanna>

12. Patent № US4,993,424 A61B 5/00; G01K 1/08 INFRARED MEDICAL THERMOMETER / Edward D. Suszynski, Ian F. Ayton, James P. Stewart, Marco A. Schilling, Thomas K. Gregory.- Feb. 19, 1991.

13. Patent № US 5,115,815 A61B 5/00; G01K 1/08 OPHTHERMOMETRY: A METHOD OF MEASURING EYE TEMPERATURE FOR DAGNOSIS AND SURGERY / Donald H. Hansen.- May 26, 1992.

14. Patent № US 6,631,287 B2 A61B 5/00; G01K 1/08 INFRARED THERMOMETER / Richard W. Newman, Allan I. Krauter - Oct. 7, 2003.

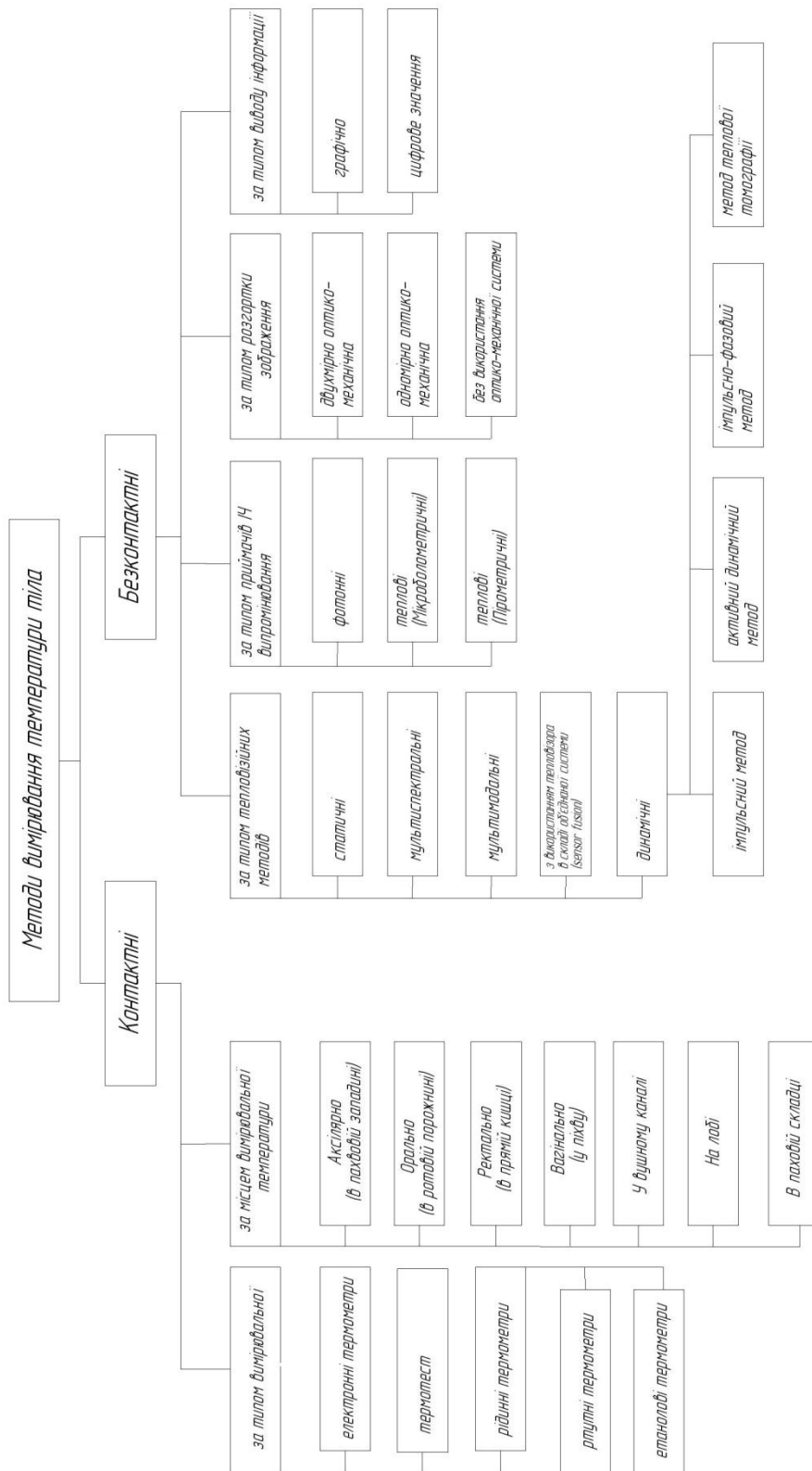
15. Patent № US 2003/0067958A1 A61B 5/00; G01K 1/08 INFRARED THERMOMETERAS MEASURED ON FOREHEAD ARTERY AREA / Chen-Chang Jang.- Apr. 10, 2003.

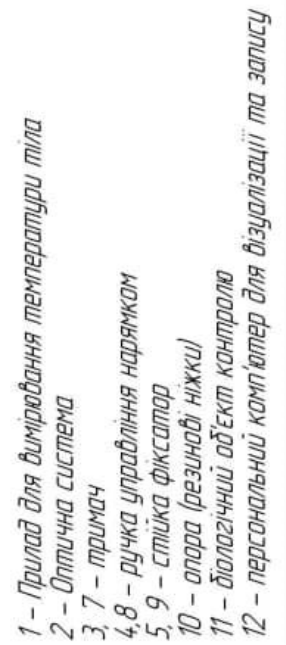
16. Біологічна і медична інформатика та кібернетика (БМІК-2012): матеріали щорічної науково-технічної школи-семінару, ФМШ Жукин, 18–22 червня 2012 р. – Київ: НАН України, Міжн. науково-навчальний центр «ІТ і систем», 2012. – Ч. 2. – 176 с.

17. Стационарный бесконтактный термометр K-3 PRO [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://leelvis.store/p488779552-statsionarnyj-beskontaktnyj-termometr.html>
18. Мобильные тепловизоры для контроля температуры людей на входе [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://essentuki.ibtc.ru/mobilnye-teplovizory>
19. Бесконтактный умный инфракрасный термометр на Arduino и смартфоне. - Режим доступа: <https://microkontroller.ru/arduino-projects/beskontaktnyj-umnyj-infrakrasnyj-termometr-na-arduino-i-smartfone/>
20. Digital plug & play infrared thermometer in ultra small TO-can – Режим доступа – <https://www.melexis.com/en/product/mlx90615/digital-plug-play-infrared-thermometer-ultra-small-to-can>
21. Паспорт MLX90614 Datasheet, PDF. – Режим доступа: <https://www.alldatasheet.com/view.jsp?Searchword=MLX90614>
22. Термістор TH10K. – Режим доступа: <https://www.thorlabs.com/drawings/4dca6d5b816578fb-FDBEEF14-B1AC-35FD-06F221E5889DCE47/TH10K-SpecSheet.pdf>
23. Измерение температуры с помощью термистора NTC. – Режим доступа: <https://radioprogram.ru/post/185>
24. Atmega328. – Режим доступа <https://tsibrov.blogspot.com/2019/02/atmega328p.html>.
25. 4-Digit RED 30x14 Decimal
26. JJC MSA-3 HOTshoe Adapter. Режим доступа: https://chako.ua/catalog/rukoyatki_dlya_vspyshek_i_sveta/jjc-msa-3-hotshoe-adapter/
27. Измерение температуры при помощи NTC термистора и микроконтроллера AVR <https://aterlux.ru/article/ntcresistor>

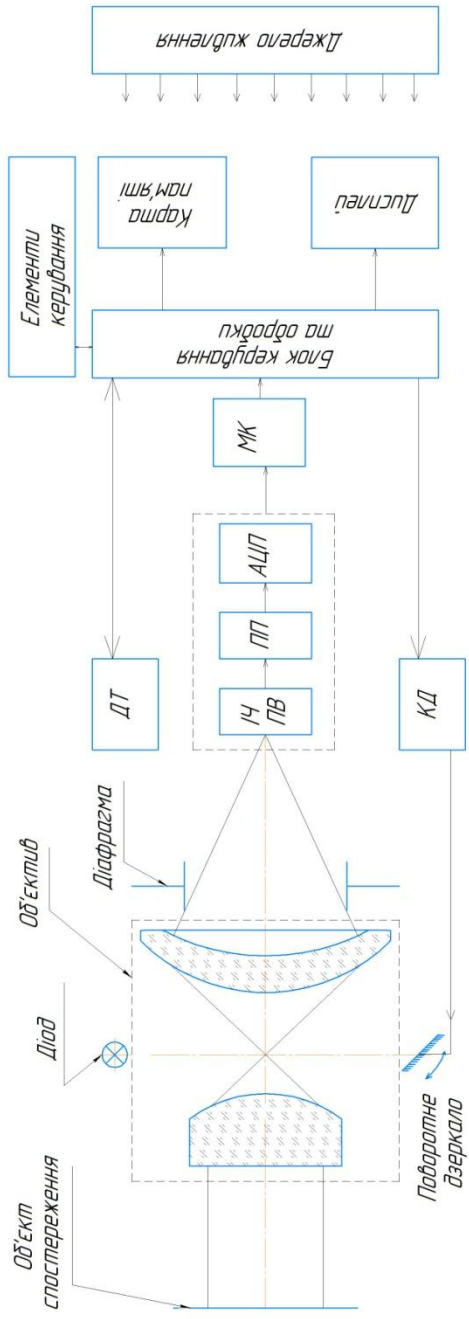
28. Универсальный калькулятор - программа для вычисления FOV (Field of View): [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: поле зрення тепловизоров <http://www.thermoview.ru/articles/fov/>
29. Румбешта В. О. Основи технології складання приладів / Валентин Олександрович Румбешта. – Київ: ІСДО, 1993. – 60-61 с.
30. Как проверить термистор на исправность мультиметром: [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://morflot.su/kak-proverit-termistor-na-ispravnost-multimetrom/>
31. М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, І. О. Яковенко, Біофізика: підручник. Київ, Україна: КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2019. <http://ela.kpi.ua/handle/123456789/27589>
32. Терещенко М.Ф. Біофізика: практикум. / М.Ф. Терещенко, Г. С.Тимчик, І.О. Яковенко. - Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2019. - 288 с. ISBN 978-966-622-952-9 <http://ela.kpi.ua/handle/123456789/28227>
33. Безугла, Н. В. Прилади контролю фізіологічних параметрів людини. Лабораторний практикум. Частина 1 [Електронний ресурс] : навчальний посібник для студентів спеціальності 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані системи» спеціалізації «Комп'ютерно-інтегровані медичні системи», спеціальності 152 «Метрологія та інформаційно-вимірвальна техніка» спеціалізації «Медичні прилади і системи» / Н. В. Безугла, І. О. Яковенко, М. О. Безуглий ; КПІ ім. Ігоря Сікорського. – Електронні текстові дані (1 файл: 3,98 Мбайт). – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2018. – 81 с. – Назва з екрана. – Режим доступу: <https://ela.kpi.ua/handle/123456789/23091>
34. Акустичні медичні прилади [Електронний ресурс] : методичні вказівки до виконання лабораторних робіт для студентів напряму підготовки 6.051003-«Приладобудування» / НТУУ «КПІ» ; уклад.: М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, В. Ю. Рудик. – Електронні текстові дані (1 файл: 1,69 Мбайт). – Київ : НТУУ «КПІ», 2014. – 126 с. – Назва з екрана. – Режим доступу: <http://ela.kpi.ua/handle/123456789/2643>

ДОДАТОК А

[illegible]

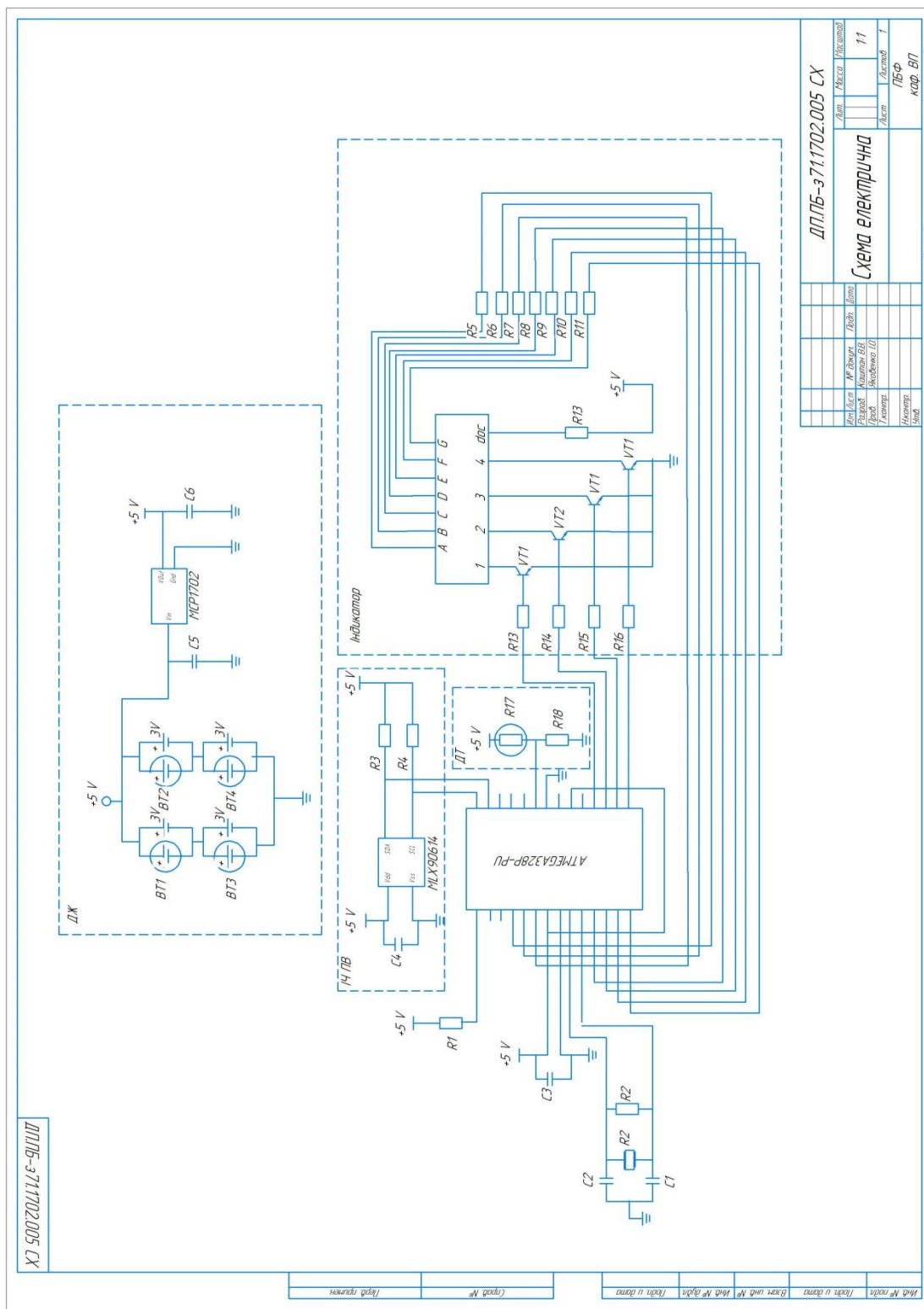
[illegible][illegible]

ДПБ-371702.003 СХ



ДТ – датчик температури
ІЧ ПВ – інфрачервоний приймач випромінювання
ПАП – попередній підсилювач
АЦП – аналого-цифровий перетворювач
КД – кроковий двигун
МК – мікроконтролер

ДПБ-371702.003 СХ									
Варіант		№ документації	Дата	Місяць	Рік	Сторінка			
Варіант		№ документації	Дата	Місяць	Рік	Сторінка			
Варіант		№ документації	Дата	Місяць	Рік	Сторінка			
Варіант		№ документації	Дата	Місяць	Рік	Сторінка			
Варіант		№ документації	Дата	Місяць	Рік	Сторінка			
Варіант		№ документації	Дата	Місяць	Рік	Сторінка			
Варіант		№ документації	Дата	Місяць	Рік	Сторінка			
Варіант		№ документації	Дата	Місяць	Рік	Сторінка			
Варіант		№ документації	Дата	Місяць	Рік	Сторінка			



Перв. примен.

Справа. №

Подп. и дата

Взам. инв. №

Подп. и дата

Инв. № подл.

ДП.ПБ-з71.1702.006.04

Technical drawing of a lens. The lens is shown in profile with a convex surface on the left and a flat surface on the right. Key dimensions and specifications include:

- Top edge chamfer: 0.3x45°
- Radius of curvature: R43.68
- Radius of curvature: R40.94
- Surface texture: Rz0.05 (two locations)
- Height from base to top: 54f7
- Height from base to bottom: 58f7
- Base thickness: 2.5^{+0.016}/_{+0.006}
- Distance from base to center of curvature: 14.45^{+0.034}/_{+0.016}
- Distance from base to center of curvature (alternative): 5^{+0.022}/_{+0.010}
- Points A and B are marked on the lens profile.

√Rz2,5(√)

ΔΠ _е	3A
Δ(Π _е -Π _с)	-
Однородность	1
Дв. лучепрелом.	2
Ослабление	3
Бессвильность	2A
Пузырность	1Б
NA _Б	2
ΔNA _Б	0.4
PA _Б	V
f'	60
S _f	-64,68
S' _f	54,49
Св. φ _A	54
Св. φ _Б	58

Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата
Разраб.		Каштан В.В.		
Пров.		Яковенко И.О.		
Т.контр.				
Н.контр.				
Утв.				

ДП.ПБ-з71.1702.006.04

Лінза

Германію-ГМО ГОСТ 3514-94

Лист	Масса	Масштаб
		2:1
Лист	Листов	
ПБФ каф.ВЛ		

Копировал

Формат A4

