

Івано-Франківський національний технічний університет нафти і газу

Інститут інформаційних технологій
Кафедра інформаційно-вимірювальних технологій

Яцюк Максим Олександрович

(прізвище, ім'я, по батькові)

УДК 536.5
(індекс)

МАГІСТЕРСЬКА РОБОТА

**Розроблення пристрою для нормалізації температури людського організму
в умовах підвищених температур**

(назва роботи)

Метрологія та вимірювальна техніка

(назва освітньої програми)

175 – «Інформаційно-вимірювальні технології»

(шифр і назва спеціальності)

М.О. Яцюк

(підпис, ініціали та прізвище здобувача освітнього ступеня)

Науковий керівник Чуйко Мирослава Михайлівна, к.т.н, доц.

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

Допущено до захисту

Завідувач кафедри

О. Є. Середюк

(посада) (підпис) (дата) (ініціали та прізвище)

Рецензент

(посада) (підпис) (дата) (ініціали та прізвище)

Робота містить результати власних досліджень. Використання ідей, результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело

Івано-Франківськ, 2024 р.

Івано-Франківський національний технічний університет нафти і газу

(повне найменування закладу вищої освіти)

Інститут *інформаційних технологій*

Кафедра *інформаційно-вимірювальних технологій*

Освітній рівень *другий (магістерський)*

Спеціальність *175- Інформаційно-вимірювальні технології*

(шифр і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри ІВТ

О.Є. Середюк

« » 2024 року

**З А В Д А Н Н Я
НА МАГІСТЕРСЬКУ РОБОТУ СТУДЕНТОВІ**

Яцюку Максиму Олександровичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи *Розроблення пристрою для нормалізації температури людського організму в умовах підвищених температур*

керівник роботи *Чуйко Мирослава Михайлівна, к.т.н, доц.*

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

затверджені наказом закладу вищої освіти від "03" 12.2024 року № 787/7

2. Строк подання студентом роботи 20.12.2024р.

3. Вихідні дані до роботи: тиск у межах 510...635 міліметрів ртутного стовця, температура 19 – 22°C при охолодженні тіла

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити)

1. Аналізу способів забезпечення нормального теплового стану організму людини, що перебуває в умовах підвищених температур

2. Розроблення конструкції пристрою для нормалізації температури людського організму

3. Метрологічний аналіз пристрою для нормалізації температури людського організму

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень) _____

1. Аналіз результатів патентного пошуку пристроїв нормалізації температури тіла

2. Механізми тепловіддачі за різних температур зовнішнього середовища

3. Структурна схема пристрою теплопередачі через поверхню долоні людини

4. Герметичний корпус для рук

5. Схема нагромадження інструментальної похибки пристрою

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
нормоконтроль	Білішук В.Б., доцент каф. ІВТ		

7. Дата видачі завдання 02.12.2024

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів магістерської роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1.	<i>Аналізу способів забезпечення нормального теплового стану організму людини, що перебуває в умовах підвищених температур</i>	06.12.2024	
2.	<i>Розроблення конструкції пристрою для нормалізації температури людського організму</i>	11.12.2024	
3.	<i>Метрологічний аналіз пристрою для нормалізації температури людського організму</i>	16.12.2024	
4.	<i>Оформлення пояснювальної записки магістерської роботи</i>	18.12.2024	
5.	<i>Оформлення ілюстративного матеріалу магістерської роботи</i>	20.12.2024	

Студент _____
(підпис)

Яцюк М.О.
(прізвище та ініціали)

Керівник роботи _____
(підпис)

Чуйко М.М.
(прізвище та ініціали)

РЕФЕРАТ

В магістерській роботі на тему «Розроблення пристрою для нормалізації температури людського організму в умовах підвищених температур»: 58 с., 22 рис., 3 табл., 21 джерело, 5 аркушів креслень.

Об'єктом дослідження – процес тепловіддачі теплової енергії людським організмом в умовах підвищених температур при експлуатації теплоенергетичних установок.

Предмет дослідження – зміна температури людського організму в умовах підвищених температур при експлуатації теплоенергетичних установок.

Мета роботи полягає у дослідженні механізмів реакції організму людини на підвищення температури навколишнього середовища та ефективності регулювання температури тіла в умовах підвищених температур повітря з подальшою розробкою теплотехнічного пристрою для забезпечення нормалізації теплового стану організму в умовах виробничих приміщень із виділеннями тепла.

ТЕМПЕРАТУРА, ЛЮДСЬКИЙ ОРГАНІЗМ, ТЕПЛОПЕРЕДАЧА,
ТЕПЛОТЕХНІЧНИЙ ПРИСТРІЙ.

ABSTRACT

In the master's thesis on the topic "Development of a device for normalizing the temperature of the human body in conditions of elevated temperatures": 58 p., 22 fig., 3 tables, 21 sources, 5 sheets of drawings.

The object of the study is the process of heat transfer of thermal energy by the human body in conditions of elevated temperatures during the operation of thermal power plants.

The subject of research is the change in the temperature of the human body in conditions of elevated temperatures during the operation of thermal power plants.

The purpose of the work is to study the mechanisms of the human body's reaction to an increase in ambient temperature and the effectiveness of body temperature regulation in conditions of elevated air temperatures with the subsequent development of a heat-technical device to ensure the normalization of the body's thermal state in conditions of production premises with heat release. Development of an information and measurement system for quality control of solders adhesive properties by the lying drop method using infrared (IR) transducers based on a comprehensive approach based on the use of theoretical foundations of capillary and adhesive properties of controlled substances, digital signal processing, mathematical statistics and probability theory..

TEMPERATURE, HUMAN BODY, HEAT TRANSFER, HEAT-TECHNICAL DEVICE.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	7
1 АНАЛІЗ СПОСОБІВ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ НОРМАЛЬНОГО ТЕПЛОВОГО СТАНУ ОРГАНІЗМУ ЛЮДИНИ, ЩО ПЕРЕБУВАЄ В УМОВАХ ПІДВИЩЕНИХ ТЕМПЕРАТУР	10
1.1 Аналіз нормативної бази щодо метеорологічних умов виробничого середовища	10
1.2 Аналіз методів терморегулювання організму людини в умовах підвищених температур	12
1.3 Огляд патентних документів пристроїв нормалізації температури тіла людини	22
1.4 Постановка задачі на магістерську роботу	32
2 РОЗРОБЛЕННЯ КОНСТРУКЦІЇ ПРИСТРОЮ ДЛЯ НОРМАЛІЗАЦІЇ ТЕМПЕРАТУРИ ЛЮДСЬКОГО ОРГАНІЗМУ	34
2.1 Вибір місця локалізації впливу пристрою на організмі людини.....	34
2.2 Розроблення конструкції пристрою нормалізації температури організму людини.....	36
2.2.1 Розроблення структурної схеми пристрою нормалізації температури людського організму	38
2.2.2 Розроблення конструкції герметичних корпусів для рук.....	40
2.3 Апаратна реалізація розробленого пристрою для нормалізації температури людського організму	42
3 МЕТРОЛОГІЧНИЙ АНАЛІЗ ПРИСТРОЮ ДЛЯ НОРМАЛІЗАЦІЇ ТЕМПЕРАТУРИ ЛЮДСЬКОГО ОРГАНІЗМУ	46
3.1 Основні характеристики похибок вимірювань	46
3.2 Обробка результатів вимірів.....	51
3.3 Розрахунок похибки розробленого пристрою для нормалізації температури людського організму.....	53
ВИСНОВКИ.....	56
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ НА ДЖЕРЕЛА.....	57

ВСТУП

Актуальність теми. На сьогоднішній день теплоенергетичні установки набули широкого поширення у різних галузях діяльності людини, у тому числі й у промисловості. Тут вони застосовуються для надання матеріалам або виробам властивостей, необхідних для їх подальшої обробки, або для випуску остаточного продукту та представлені промисловими печами різних видів: металургійні - доменні, мартенівські, сталеплавильні, нагрівальні прокатні; на машинобудівних підприємствах – ливарні, нагрівальні, ковальські, термічні; печі для випалу керамічних виробів та інші.

Технологічні процеси, які здійснюються з використанням такого обладнання, відбуваються в умовах досить високих температур, тому супроводжуються значними виділеннями тепла всередину виробничих приміщень (цехів), внаслідок чого люди, які працюють у цих приміщеннях, знаходяться в умовах певного мікроклімату, що впливає на тепловий стан організму.

Мікроклімат характеризується поєднанням температури повітря, температур поверхонь огорожувальних конструкцій приміщення (стіни, стеля, підлога) і технологічного обладнання, відносної вологості та швидкості руху повітря, а також інтенсивності теплового опромінення.

Тривале перебування в умовах високих температур повітря сприяє швидкій стомлюваності працюючого, погіршує його самопочуття, знижує працездатність і продуктивність праці, а також може спричинити патологічні зміни в організмі і, як наслідок, призвести до захворювань.

Для забезпечення сприятливих умов праці та запобігання виникненню професійних захворювань розроблено та затверджено нормативні документи, що регламентують заходи профілактики несприятливого впливу умов мікроклімату на працюючих. Положення, закріплені цими документами, є обов'язковими до виконання всіма підприємствами і організаціями і передбачають дотримання значень параметрів мікроклімату, що

регламентуються, а також застосування захисних заходів, здатних послабити або компенсувати вплив шкідливих виробничих факторів.

Але практична реалізація цих вимог і заходів не завжди можлива через причини, пов'язані з технологією виробничого процесу, або через економічну недоцільність. Саме в таких випадках буде доречним використання у робочому процесі ефективних теплотехнічних розробок, спрямованих на швидке відновлення теплового стану організму працівників після перебування під впливом високих температур.

Таким чином, розробка нового теплотехнічного пристрою, що дозволяє знижувати температуру тіла людини, яка працює в цеху з високими виділеннями теплової енергії, є актуальним завданням.

Об'єктом дослідження – процес тепловіддачі теплової енергії людським організмом в умовах підвищених температур при експлуатації теплоенергетичних установок.

Предмет дослідження – зміна температури людського організму в умовах підвищених температур при експлуатації теплоенергетичних установок.

Мета роботи полягає у дослідженні механізмів реакції організму людини на підвищення температури навколишнього середовища та ефективності регулювання температури тіла в умовах підвищених температур повітря з подальшою розробкою теплотехнічного пристрою для забезпечення нормалізації теплового стану організму в умовах виробничих приміщень із виділеннями тепла.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити наступні завдання:

- проведення аналітичного дослідження існуючого на даний момент наукового доробку та рівня розвитку техніки з питання, що розглядається;

- вибір оптимального варіанта локалізації охолодження організму людини, способу охолодження, взаємодії пристрою з людиною, а також конструкції пристрою;

- розроблення структурної схеми пристрою нормалізації температури людського організму в умовах підвищення температур;
- розроблення конструкції герметичних корпусів для рук розробленого пристрою;
- здійснення метрологічного аналізу розробленого теплотехнічного пристрою.

Методи дослідження. Для реалізації досліджень було використано комплексний підхід, що базується на використанні теоретичних основ теплопередачі, математичному моделюванні й порівняльному аналізі результатів існуючих експериментальних досліджень тепловіддачі від кисті руки людини до водного середовища з метою визначення технічних характеристик пристрою, цифрової обробки сигналів, математичної статистики і теорії імовірності.

Наукова новизна роботи полягає в наступному: обґрунтовано можливість розроблення пристрою для забезпечення нормалізації теплового стану організму в умовах виробничих приміщень із виділенням тепла.

Практичне значення результатів роботи Розроблення теплотехнічного пристрою для нормалізації температури людського організму шляхом тепловіддачі теплової енергії від кисті руки людини до охолоджуючого (водного) середовища пристрою.

1 АНАЛІЗ СПОСОБІВ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ НОРМАЛЬНОГО ТЕПЛОВОГО СТАНУ ОРГАНІЗМУ ЛЮДИНИ, ЩО ПЕРЕБУВАЄ В УМОВАХ ПІДВИЩЕНИХ ТЕМПЕРАТУР

При аналізі способів забезпечення нормального теплового стану організму людини, що перебуває в умовах підвищених температур можна виділити наступні три напрями дослідження:

- нормативна база, яка регламентує метеорологічні умови виробничого середовища;

- результати наукових досліджень механізмів реакції організму людини на підвищення температури навколишнього середовища та ефективності регулювання температури тіла в умовах підвищених температур повітря;

- огляд методів та пристроїв, що дозволяють регулювати температуру тіла людини.

1.1 Аналіз нормативної бази щодо метеорологічних умов виробничого середовища

Метеорологічні умови виробничого середовища (мікроклімат), що включають температуру, відносну вологість і швидкість руху повітря, мають значний вплив на функціональний стан різних систем організму людини, його самопочуття, працездатність і стан здоров'я в цілому, тому для забезпечення комфортних умов праці працівників і запобігання несприятливого впливу мікроклімату його показники регламентуються нормативними документами, зокрема ГОСТ [1], СанПіН [2] та СП [3].

Ці документи містять вимоги до мікроклімату та організації праці у виробничих приміщеннях, а також заходи профілактики несприятливого впливу умов виробничого середовища на працюючих.

Відповідно до [1] і [2], показники мікроклімату всередині виробничих приміщень поділяються на оптимальні та допустимі.

Оптимальні умови мікроклімату відповідають критеріям оптимального теплового та функціонального стану людини. Вони забезпечують тепловий комфорт протягом усієї робочої зміни при мінімальній нарузі механізмів терморегуляції, не викликають відхилень у стані здоров'я та дозволяють підтримувати високу працездатність. Такі параметри мікроклімату на робочих мріях є кращими.

Допустимі умови мікроклімату відповідають критеріям допустимого теплового та функціонального стану людини під час робочої зміни. Вони не викликають порушень у стані здоров'я, але можуть стати причиною відчуття теплового дискомфорту, напруги механізмів терморегуляції, погіршення самопочуття та, як наслідок, зниження працездатності.

Допустимі значення показників мікроклімату встановлюються у тих випадках, коли за технологічними вимогами, технічними та економічно обґрунтованими причинами не можуть бути забезпечені оптимальні значення.

Згідно з документом [3], на виробництвах, де присутні процеси, що супроводжуються виробленням тепла або холоду і що призводять до погіршення мікрокліматичних умов на робочих місцях, слід передбачати спеціальні приміщення для короткочасного відпочинку працюючих з метою нормалізації їхнього теплового стану. Крім того, залежно від інтенсивності теплового опромінення та від умов праці, на робочих місцях або в приміщеннях для відпочинку слід передбачати пристрої для охолодження (напівдуші, кабінки або поверхні радіаційного охолодження).

1.2 Аналіз методів терморегулювання організму людини в умовах підвищених температур

Дослідження, спрямовані на пошук ефективних способів боротьби з гіпертермією показали, що традиційні способи охолодження зниження температури тіла малоефективні і надають нетривалу дію. Це можна пояснити тим, що впливають вони на поверхню шкіри, і холод важко проникає всередину організму через саму шкіру, жировий прошарок і м'язи, оскільки вони є дуже ефективними теплоізоляційними матеріалами. Для того, щоб охолодження було ефективним, внутрішні органи та м'язи, що інтенсивно працюють, повинні охолоджуватися зсередини.

На сьогоднішній день одними з лідерів у галузі досліджень ефективності регулювання температури тіла людини в умовах підвищених температур повітря навколишнього середовища є вчені – біологи університету Стенфорда Х. Крейг Хеллер (H. Craig Heller) та Денніс Грен (Dennis Grahn). Саме ці вчені, вивчаючи Особливості температурного режиму тіла ссавців виявили, що всі ссавці мають природні терморегулятори - ділянки тіла, що мають велику судинну мережу, розташовану близько до поверхні шкіри. Судинні структури, що утворюють цю мережу, не живлять шкіру, а служать для розсіювання надлишкового тепла, що утворюється в організмі, так як мають змінний кровотік, який реагує на найменші зміни температури тіла, змінюючись від зовсім незначного в холодну погоду до 60% всього серцевого викиду в спеку або під час інтенсивної фізичної діяльності [4,5].

Теплообмін із довкіллям практично повністю відбувається за рахунок цих областей. У більшості тварин такими ділянками є подушечки лап, язик, а в деяких видів – вуха та хвосту. У людей ефективними механізмами для розсіювання тепла при підвищенні температури тіла є венозні сплетіння, розташовані під шкірним покривом долонь рук, підшв'ячків і деяких ділянок обличчя [4].

Пропуск потоків крові в ці сплетення регулюють судинні структури, які називаються артеріовенозними анастомозами (АВА). Судинні сплетіння та АВА становлять єдину судинну мережу, що бере участь у теплообміні.

Більш докладно пристрій судинного терморегулюючого механізму та його роль у процесі регулювання температури організму будуть розглянуті у наступному розділі.

Моделі процесів терморегулювання організму людини, створені раніше, не враховували цей механізм. Більшість таких моделей зовсім не включали руки та ноги через те, що їх було важко описати геометрично, і вони мали невелику площу поверхні.

Відкриття ролі АВА у процесі розсіювання надлишкового тепла тіла пояснює, чому розроблені раніше моделі точніше описували терморегуляцію в холодному середовищі, ніж у гарячому. При моделюванні реакції на холодне середовище це мало не дуже значний вплив, оскільки в цих умовах АВА були б відкриті, і втрати тепла від рук і ніг були б мінімальними, а ось при моделюванні реакції на спекотне середовище це спотворювало опис реальних процесів.

Включення в моделі судинних терморегулюючих структур дозволить зробити моделювання більш точним і наближеним до реальних процесів та використовувати його результати при розробці засобів захисту від теплового стресу.

Для більш детального вивчення відкритого ними явища та розуміння механізму його впливу на регулювання температури тіла людини Х. Крейг Хеллер та Денніс Грен розробили технологію, здатну посилити теплообмінну здатність цих структур. Нова технологія передбачає спільне застосування локального тиску нижче атмосферного (35 - 45 мм рт. ст.) для розширення просвіту судин та збільшення об'єму крові та тепловідведення (18 - 22 ° С) щоб витягти тепло з циркулюючої крові [4].

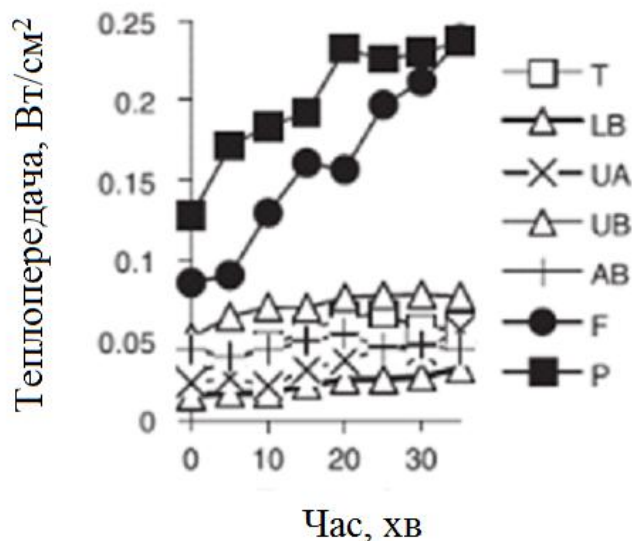
Для експериментальної перевірки зробленого відкриття було створено пристрій для отримання тепла з організму людини, що працює за вищеописаною технологією.

Використовуючи створений пристрій, вчені провели масштабні експериментальні дослідження, докладний опис яких наведено у роботах [4] та [5].

Короткий опис цілей експериментальних досліджень, результатів обробки та аналізу отриманих у їх ході даних наведено нижче:

1. Кількісна оцінка питомих втрат тепла від шкіри гладких ділянок поверхні тіла (долоні та обличчя) та ділянок, покритих волоссям (плече, спина, стегно та живіт).

Графічне відтворення результатів втрати тепла одного піддослідного подано на рис. 1.1.



T - стегно; LB – нижня частина спини; UA – плече; AB – живіт; UB – верхня частина спини; F – особа; P - долоня

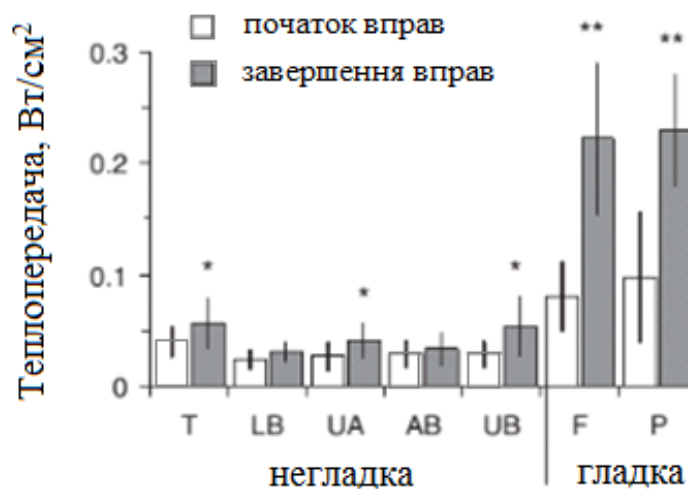
Рисунок 1.1 – Дані про місцеві втрати тепла одного піддослідного

Основні висновки за результатами досліджень згідно рис. 1.1:

1) на початок експерименту втрати тепла від гладкої шкіри обличчя та долоні були в два - три рази вищими, ніж втрати від ділянок шкіри, покритих волоссям;

2) під час виконання фізичних вправ в умовах підвищених температур навколишнього середовища втрати тепла від негладкої шкіри суттєво не збільшувалися, тоді як втрати від гладкої шкіри постійно зростали, і до кінця експерименту були приблизно в п'ять разів вищими, ніж тепловтрати областей з негладкою шкірою.

Графічне відтворення результатів втрати тепла всіх піддослідних подано на рис. 1.2.



T - стегно; LB – нижня частина спини; UA – плече; AB – живіт; UB – верхня частина спини; F – особа; P - долоня

Рисунок 1.2 – Усереднені дані про місцеві втрати тепла всіх піддослідних.

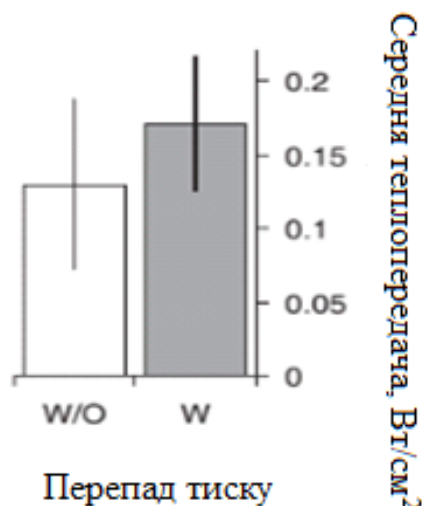
Основні висновки за результатами досліджень згідно рис. 1.2:

1) початкові значення втрат тепла для областей гладкої шкіри були більш ніж удвічі вищими, ніж для негладких ділянок шкіри;

2) на більшості ділянок негладкої шкіри за час тренування не спостерігається значного збільшення втрат тепла, тоді як в областях гладкої шкіри втрати тепла збільшуються більш ніж удвічі;

3) двома негладкими зонами, на яких спостерігається деяке збільшення втрат тепла, є верхня частина спини та стегно. Примітно, що ці області знаходяться над м'язами, які беруть активну участь у вправах.

2. Дослідження впливу застосування до руки негативного тиску під час передачі тепла (рис. 1.3).

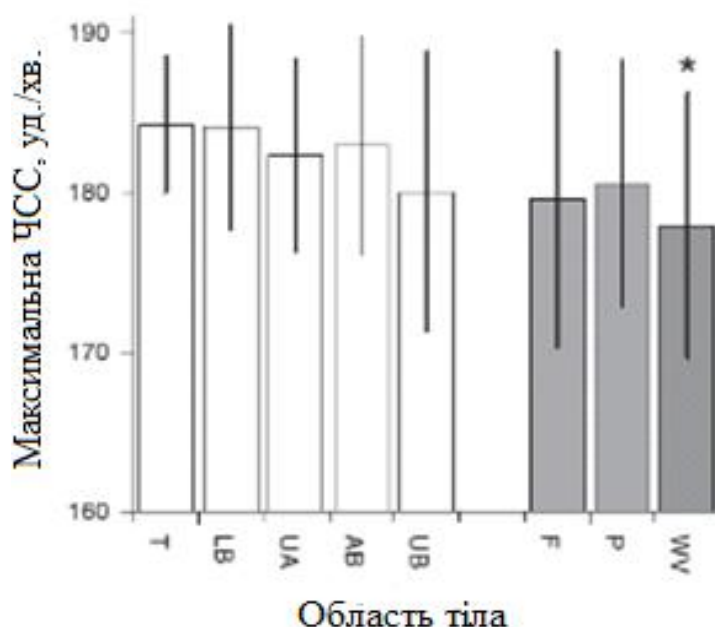


W/O – без застосування вакууму; W - із застосуванням вакууму

Рисунок 1.3 – Усереднені значення втрат тепла від долоні всіх піддослідних

Застосування легкого вакууму збільшує втрату тепла від шкіри руки на 33%.

3. Вплив місцевого охолодження на максимальну частоту серцевих скорочень (ЧСС) під час тренування з фіксованим навантаженням (рис 1.4).



T - стегно; LB – нижня частина спини; UA – плече; AB – живіт; UB – верхня частина спини; F – особа; P - долоня, WV - розрідження, додане до руки одночасно з охолодженням

Рисунок 1.4 – Усереднені частоти серцевих скорочень всіх піддослідних

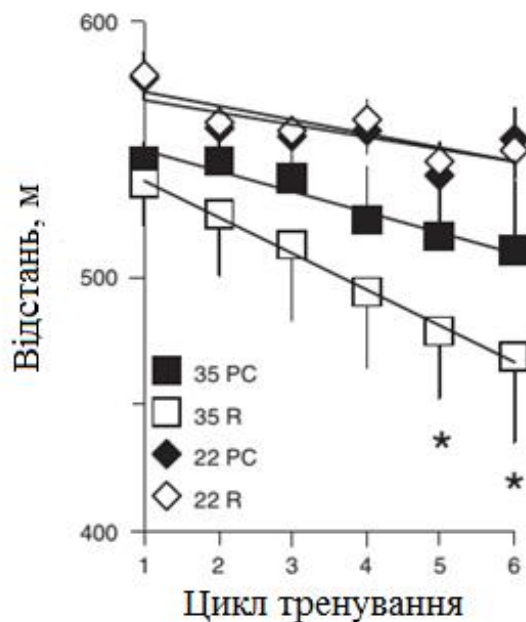
Основні висновки за результатами досліджень згідно рис. 1.4:

1) охолодження (у тому числі із застосуванням вакууму) вплинуло на максимальну частоту серцевих скорочень (далі - ЧСС) ;

2) істотних відмінностей у ЧСС наприкінці тренування між сеансами, у яких оброблялися різні області негладкої шкіри, було виявлено, як і між серіями, у яких оброблялися різні ділянки гладкої шкіри;

3) вплив охолодження різних ділянок шкіри на серцевий ритм при фіксованому навантаженні був вищий для гладкої, ніж для покритої волоссям шкіри, незважаючи на те, що площа, що охолоджувалася, була значно меншою.

4. Вплив посиленої вакуумом тепловіддачі від долоні на продуктивність (ефективність) під час теплового впливу та фізичних навантажень (рис 1.5).



T_a - температура навколишнього середовища; 22 PC - при $T_a = 22\text{ }^\circ\text{C}$ з охолодженням долоні; 22 R - при $T_a = 22\text{ }^\circ\text{C}$ тільки відпочинок; 35 PC - при $T_a = 35\text{ }^\circ\text{C}$ з охолодженням долоні; 35R - при $T_a = 35\text{ }^\circ\text{C}$ тільки відпочинок.

Рисунок 1.5 – Відстань, пройдена за кожний цикл тренування за різних умов експерименту (польові випробування)

Основні висновки за результатами досліджень згідно рис. 1.5:

1) відстань, пройдена за кожний наступний цикл, зменшувалася за будь-яких умов;

2) відстань, пройдена за перші цикли, у теплі дні була меншою, ніж у прохолодні;

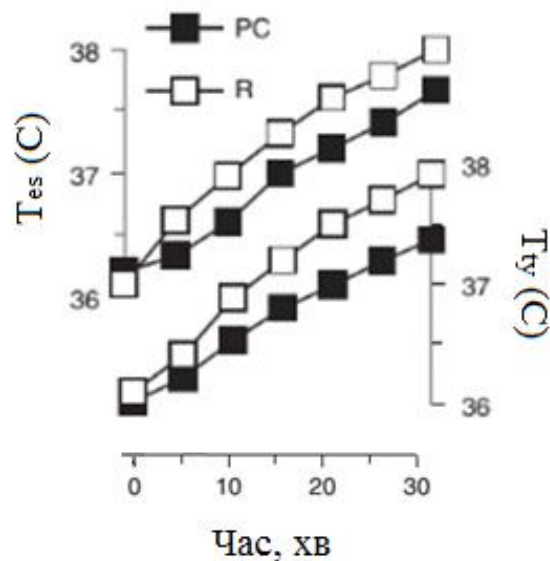
3) у серіях без охолодження долоні швидкість поступового зменшення пройдених відстаней з кожним наступним циклом була вищою, ніж у прохолодні дні або в спекотні дні з охолодженням долоні;

4) у холодні дні ефекту від охолодження долоні не спостерігалось;

5) ефект від охолодження долоні у спекотні дні полягав у уповільненні поступового падіння пройденої відстані таким чином, що продуктивність була схожа на продуктивність у прохолодні дні;

б) в результаті застосування охолодження долоні в спекотні дні відстань, пройдена в останніх трьох циклах і загальна пройдена відстань була значно більшою, ніж без охолодження. Результатом періодичного застосування вакуумного охолодження долонь людей, які працюють у спекотному середовищі, стало зниження швидкості підвищення температури тіла та підвищення їх продуктивності.

5. Вплив посиленої вакуумом тепловіддачі від долоні на швидкість підвищення температури тіла та продуктивність (ефективність) під час теплового впливу та фізичних навантажень (рис 1.6-1.7).



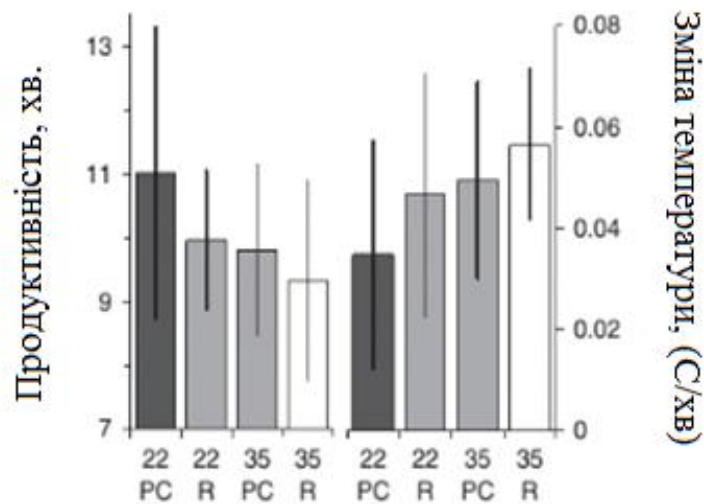
T_{es} - температура стравоходу; T_{ty} - температура барабанної перетинки;

PC - відпочинок з охолодженням долоні; R - тільки відпочинок

Рисунок 1.6 - Зміна температур стравоходу та барабанної перетинки одного

випробуваного під час тренувальних циклів з 5-ти хвилинними перервами за різних умов експерименту (лабораторні випробування).

Отже, в результаті застосування охолодження долоні спостерігається уповільнення швидкості підвищення температури тіла та нижча температура на кінець тренування.



T_a - температура навколишнього середовища; 22 PC - при $T_a = 22\text{ }^\circ\text{C}$ з охолодженням долоні; 22 R - при $T_a = 22\text{ }^\circ\text{C}$ тільки відпочинок; 35 PC - при $T_a = 35\text{ }^\circ\text{C}$ з охолодженням долоні; 35 R - при $T_a = 35\text{ }^\circ\text{C}$ тільки відпочинок.

Рисунок 1.7 – Усереднені значення продуктивності (сумарного часу тренування) та швидкості зміни температури барабанної перетинки за різних умов відпочинку між циклами для всіх піддослідних (лабораторні випробування)

Основні висновки за результатами досліджень згідно рис. 1.7:

1) сумарна тривалість вправи при найкращих умовах (прохолодне середовище з охолодженням долоні) перевищує тривалість тренування в найгірших умовах (спекотне середовище без відведення тепла від долоні) майже на третину;

2) два центральні стовпці, що представляють випробування, в яких був або охолодний фактор навколишнього середовища, або фактор охолодження долоні різняться неістотно. Продуктивність цих двох наборів випробувань була

середньої між двома серіями випробувань в екстремальних умовах. 3) в умовах прохолодного навколишнього середовища та охолодження долоні швидкість підвищення температури тіла була найменшою, а в умовах теплового навколишнього середовища без охолодження долоні швидкість зростання температури тіла була найбільшою. У прохолодному середовищі без охолодження долоні та теплому середовищі з охолодженням спостерігалися проміжні значення.

6. Реакція організму випробуваних на охолодження долоні

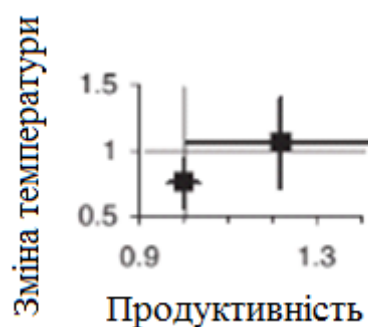


Рисунок 1.8 – Вплив охолодження долоні на температуру «ядра» залежно від впливу на продуктивність

Деякі випробовувані зберігали той самий рівень продуктивності, але відчували меншу швидкість підвищення температури «ядра». Інші досягали приросту продуктивності, але показували однакову швидкість підвищення температури «ядра» в експериментальних і контрольних умовах.

Таким чином, до теперішнього часу з досліджуваного питання є науковий доробок, який полягає в наступному:

- розуміння терморегулюючої ролі, яку відіграють певні ділянки поверхні шкіри, що містять судинну мережу та АВА, що дозволить удосконалити моделі терморегуляції людини, які використовуються при розробці та створенні пристроїв для захисту від теплового стресу [6];

- в ході великих експериментальних досліджень було здійснено практичне застосування технології, що посилює теплообмін між голими ділянками шкіри та навколишнім середовищем;

На основі даних, отриманих у процесі цих досліджень, зроблено такі висновки:

* застосування легкого вакууму разом із охолодженням здатне посилити відведення тепла від долоні;

* безперервне охолодження долоні під час виконання фізичних вправ у жарких умовах сприяло уповільненню зростання температури «ядра» тіла [4];

* вплив на долоню охолодження та вакууму здатний знизити частоту серцевих скорочень людини при фізичних навантаженнях у жарких умовах;

* спільне застосування охолодження долоні та тиску нижче атмосферного здатне підвищити витривалість при виконанні фізичних навантажень у спекотному середовищі. Така зміна характеризується експоненційною залежністю. Сімдесят відсотків експериментальних даних можна описати функцією виду $y = 12,724e^{0,0372x}$, де y і x - тривалість виконання вправи з охолодженням долоні та без нього відповідно [4];

* експерименти з охолодження долонь спортсменів, що беруть участь у високоінтенсивних тренуваннях, призвели до спостереження, що м'язова втома може бути значною мірою спричинена підвищенням температури м'яза та працездатність м'язів значно підвищувалася при охолодженні долоні [5]. Цей факт пояснюється тим, що фермент піруваткіназу, якого потребують м'язи для відтворення хімічної енергії, надзвичайно чутливий до температури і при нормальній температурі тіла він активний, а при підвищенні температури починає деформуватися в неактивну форму і при досягненні температури в м'язі 40 °С, діяльність ферменту повністю завершується. При охолодженні клітини м'язів фермент повертається в активний стан.

Таким чином, технологія, заснована на посиленому вакуумом відводі тепла від організму через деякі ділянки поверхні шкіри, є перспективною з кількох причин:

- по-перше, вона може стати основою для створення ефективних засобів для запобігання та лікування теплового та холодового стресу;
- по - друге, дає уявлення про вплив температури на спортивні

результати людини та пропонує засоби для підвищення результативності тренувань;

- по-третє, існує багато потенційних сфер застосування вакуумного прискореного охолодження в медицині, охороні праці, а також у спорті.

1.3 Огляд патентних документів пристроїв нормалізації температури тіла людини

У ході патентного пошуку було знайдено документи, присвячені методам та пристроям, здатним знижувати температуру тіла людини за рахунок охолодження крові, що циркулює в організмі. Усі представлені пристрої мають різну конструкцію, але подібний принцип дії.

У патенті [6] описується спосіб, що дозволяє регулювати тепловий стан тіла ссавців, зокрема людини. Його практичне здійснення передбачає поміщення частини тіла ссавця (наприклад, кінцівки або її частини) в герметичну камеру, де вона контактує з низькотемпературним середовищем в умовах негативного тиску протягом періоду часу, достатнього для досягнення бажаного зниження температури тіла.

Охолоджуючим середовищем може бути твердий матеріал з регульованою температурою, рідина або газ. Вибір залежить від конкретного пристрою, що використовується на практиці.

Температура середовища може варіюватися, але не настільки, щоб викликати місцеве звуження судин на поверхні ссавця, що охолоджується. Діапазон можливої зміни температури від 0 до 35°C, але найбільш оптимальна температура від 15 до 25°C. Процес охолодження зазвичай триває трохи більше 5 хвилин. Значення негативного тиску перебувають у межах від -20 до -85 мм рт. ст, але зазвичай не перевищують -50...-60 мм рт. ст.

Крім опису методу, в патенті [7] наводяться приклади пристроїв, що

реалізують цей метод на практиці. Один із таких пристроїв представлений на рис. 1.8

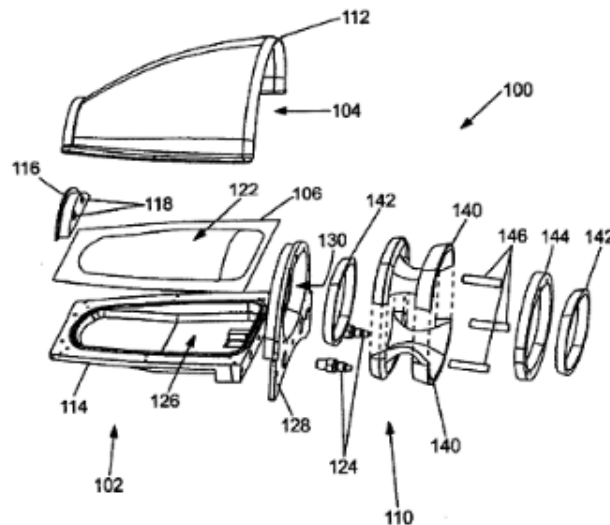


Рисунок 1.8 – Пристрій для регулювання температури тіла людини

Пристрій 100 складається з корпусу 102, що включає камеру негативного тиску 104 і теплообмінник 106 і м'якого ущільнення 108, підтримуваного каркасними елементами 110. Корпус 102 може бути представлений в єдиній конструкції або складатися з окремих деталей - кришки 116, основи і два порти 118. Перший порт може бути використаний для підключення до джерела вакууму, а другий - для вакуумного манометра.

Переважним матеріалом для виготовлення корпусу 102 є пластик.

Якщо використовується роз'ємна конструкція, то кришка 112 і основа 114 можуть бути скріплені один з одним за допомогою болтових з'єднань 120. У такому випадку для герметизації периферії корпусу 102 можна використовувати прокладку або ущільнення.

Камера негативного тиску 104, що знаходиться між теплообмінним елементом 106 та кришкою 112, виконана таким чином, щоб відповідати руці людини будь-якого розміру. Також можливе виконання корпусу такої форми, щоб у нього можна було помістити ногу людини.

Теплообмінна поверхня 122, що служить для передачі або прийому теплового навантаження від користувача, також є частиною камери 104. Користувач може контактувати з теплообмінною поверхнею 122 безпосередньо

або через рукавичку або шкарпетку. Теплообмінний елемент 106 виготовляється з алюмінію або іншого матеріалу, що добре проводить тепло. Для забезпечення температурної різниці він може контактувати з пристроєм Пельтьє, осушуючим пристроєм, що охолоджує, або з джерелом ендотермічної або екзотермічної хімічної реакції.

Однак більш переважно, щоб теплообмінник 106 контактував з потоком перфузійної рідини, що знаходиться під поверхнею теплообміну 122 і надходить через вхідний і через вихідний отвори 124. Охолоджена або нагріта вода може використовуватися для підтримки контактної поверхні елемента за бажаної температури. Перфузійна рідина проходить через серію поворотів у порожнині 126 між теплообмінним елементом 106 і основою 114. Задня частина корпусу 102 і теплообмінного елемента 106 може бути забезпечена пластиною 128, що містить вхідний і вихідний отвори 124 в порожнину для теплообміну 12.

На рисунку не показані пристрої контролю температури і перфузії, необхідні при забезпеченні потоку теплообмінних середовищ з регульованою температурою, а також джерело і регулятор вакууму.

Під час роботи цей пристрій здатний підтримувати тиск у межах 20...25 дюймів водяного стовпа і температуру від 19 до 22°C при охолодженні тіла і від 40 до 45°C при нагріванні.

Патент [7] описує спосіб та пристрій для управління та регулювання температури тіла ссавців, а також алгоритм для створення програмного забезпечення з метою реалізації даного способу на практиці.

Подана система здатна виявити стан вазоконстрикції (звуження) або вазодилатації (розширення) кровоносних судин певної частини тіла та забезпечити підведення до неї тепла (при вазоконстрикції) або його відведення (при вазодилатації).

Передача або відведення тепла здійснюється шляхом контакту будь-якої частини тіла ссавця (зазвичай руки або ноги) з провідником тепла. Швидкість теплопередачі може бути збільшена за рахунок створення негативного тиску навколо частини тіла для розширення просвіту кровоносних судин і збільшення

потоків крові, що проходить по них.

Приблизна структура аналізованої системи наведено на рис. 1.9:

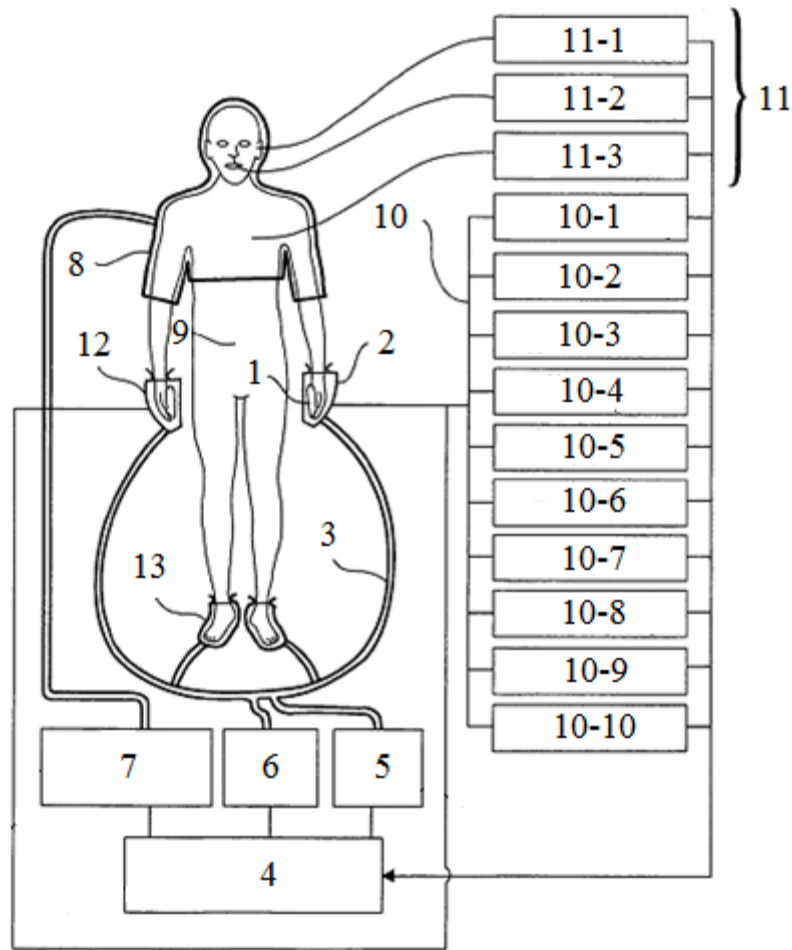


Рисунок 1.9 – Зразкова структура системи керованої передачі тепла через поверхню шкіри ссавців

Основними складовими частинами є: 4 – контролер (пристрій управління) системи; 5 – вакуум – насос; 6 – теплообмінник; 7 - контролер терморегулюючого сенсорного пристрою керування; 8 - терморегулюючий сенсорний пристрій керування; 12 - герметичні корпуси для рук, що складаються з самого корпусу 2 і провідника 1, який, у свою чергу, служить для взаємодії рук і ніг людини 9 з теплообмінним середовищем для їхнього нагрівання або охолодження; 13 – герметичний корпус для ніг; 3 - гідравлічні та (або) електричні з'єднання; 10 – давачі стану кровотоку (10-1 – лазерне доплерівське вимірювання кровотоку; 10-2 – біоімпедансне вимірювання кровотоку; 10-3 – давач кровотоку з поглинанням світла; 10-4 – давач теплового

поток; 10-5 – давач температури інтерфейсу; 10-6 – давач температури шкіри; 10-7 – давач тиску; 10-8 – розпізнавання об'єму частини тіла; 10-9 – давач передачі енергії; 10-10 – ЕКГ); 11 – давачі температури тіла (11-1 – барабанний давач температури; 11-2 – давач температури стравоходу; 11-3 – давач температури тіла).

Основним керуючим пристроєм системи є контролер 4. Він обмінюється сигналами з усіма основними компонентами, що забезпечують роботу системи: теплообмінником 6, джерелом вакууму 5, контролером терморегулюючого сенсорного пристрою керування 7, резервуаром для зберігання теплоносія (на малюнку не показаний) та з кожним датчиком з наборів 10 та 11.

Теплообмінник 6, здатний нагрівати або охолоджувати теплообмінне середовище і джерело тиску 5, що створює розрідження в герметичному корпусі 2 з'єднуються з провідником 1 і герметичним корпусом 2 через гідравлічне і (або) електричне з'єднання 3, що проводять теплоносій і тиск окремо або в комбінації. Як теплоносій може використовуватися рідина (вода, олія тощо), або газ або повітря. Також можливе напівпровідникове або пряме електричне нагрівання.

Контролер терморегулюючого сенсорного пристрою керування 7 управляє терморегулюючим сенсорним пристроєм керування 8.

Пристрій управління 8 здатне створювати, наприклад, легку гіпотермію для управління терморегуляційною реакцією ссавця 9 шляхом на чутливі терморегуляційні механізми мозку (або тіла). Відповідні пристрої управління 8 можуть являти собою пристрої для передачі температурних і вологих подразників до частин тіла в наступних комбінаціях: вся поверхня шкіри; голова, плечі, груди, спина, тулуб та руки; голова, плечі, груди, спина та руки; голова, плечі, груди та спина; плечі, груди, спина та руки; плечі, груди, спина та тулуб; груди, спина, тулуб та ноги; тулуб і ноги.

Група давачів 10, розташованих усередині або пов'язаних з провідником 1, шляхом зворотного зв'язку передають контролеру 4 характеристики, пов'язані з вазоконстрикцією або вазодилатацією, наприклад, відносного стану

кровотоку, що вказує на вазоконстрикцію або вазодилатацію частини тіла, поміщеної в корпус 2.

Датчики температури тіла 11, розташовані на поверхні або всередині тіла ссавця 9, також шляхом зворотного зв'язку забезпечують контролер системи даних 4 про температуру тіла.

Взаємодія між частиною тіла ссавця 9 та теплообмінним середовищем для нагрівання або охолодження частини тіла забезпечує провідник 1, що знаходиться всередині корпусу 2.

Пари герметичних корпусів для рук 12 (рис. 1.10 а) та для ніг 13 (рис. 1.10 б) виконують однакові функції - забезпечують фізичну поверхню теплообміну між долонею руки 2 - 9 і провідником 2 - 1 і між підошвою ноги 3 - 9 і провідником 3 - 1; забезпечують необхідну температуру та (або) вологість, що впливають на руку 2 - 9 та ногу 3 - 9; дозволяють здійснювати моніторинг та (або) керування вазоконстрикцією або вазодилатацією за допомогою різних датчиків, пов'язаних з контролером системи.

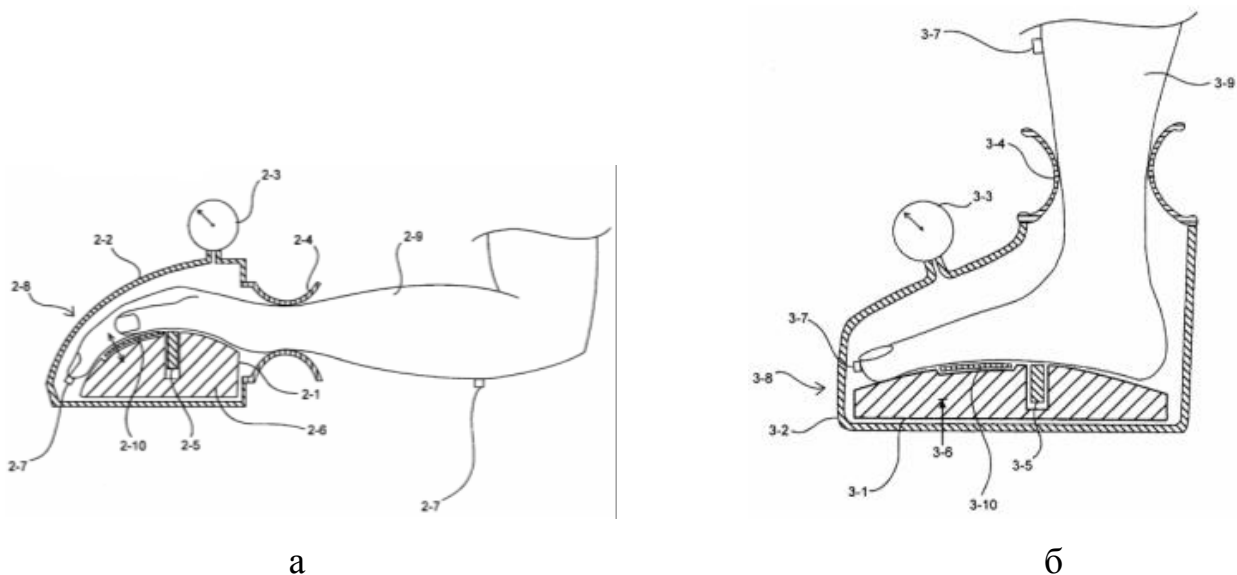


Рисунок 1.10 – Герметичні корпуси для рук та ніг

Конструкції корпусів також аналогічні. Їх основними складовими елементами служать: провідники 2 - 1 і 3 - 1 відповідно, які є теплообмінною поверхнею і можуть бути виготовлені з будь-якого матеріалу, що володіє високою теплопровідністю (наприклад, металу: алюмінію, нержавіючої сталі

або титану), і мають форму, що забезпечує максимально можливу площа контакту між долонею чи підошвою та провідником; ущільнюючі манжети 2 - 4 та 3 - 4; давачі тиску 2 - 3 і 3 - 3, що полегшують підтримку та контроль негативного тиску всередині корпусів 2 - 8 та 3 - 8; давачі теплового потоку та температури 2 - 10 і 3 - 10, розташовані між рукою 2 - 9 або ногою 3 - 9 і провідником 2 - 1 і 3 - 1 відповідно; лазерні доплерівські давачі або давачі поглинання потоком крові світла 2 - 5 і 3 - 5, службовці для вимірювання кровотоку в руці 2 - 9 та нозі 3 - 9 і розташовані всередині провідників 2 - 1 і 3 - 1 відповідно або поблизу них; датчики передачі теплової енергії 2 - 6 і 3 - 6, розташовані всередині провідників 2 - 1 і 3 - 1 для вимірювання передачі теплової енергії між рукою 2 - 9 і провідником 2 - 1 і ногою 3 - 9 і провідником 3 - 1. Герметичні корпуси для рук і ніг 2 - 8 і 3 - 8 також можуть містити давачі температури шкіри, що служать для вимірювання різниці температур між ділянками руки та ноги 2 - 9 і 3 - 9 (наприклад, зміна температури від передпліччя до кінчиків пальців (2 - 9) або від гомілки до кінчиків пальців (3 - 9), а також датчики біоімпедансу (електричного опору) 2 - 7 і 3 - 7 для моніторингу кровотоку в руці 2 - 9 та нозі 3 - 9 відповідно.

Патент [8] описує пристрій, що дозволяє відводити теплову енергію від людини через його долоні (рис. 1.11).



Рисунок 1.11 – Пристрій для відведення теплової енергії через долоні

Даний винахід орієнтований на прискорення природного відведення

тепла під час та після фізичних вправ. Воно сприяє охолодженню поверхні долоні, тим самим охолоджуючи кров, що проходить судинами долоні та підвищуючи ефективність природного процесу охолодження організму.

Пристрій складається з корпусу, всередині якого знаходиться холодоагент і кріпильні засоби, що фіксують його на долоні. Розміри корпусу з холодагентом, що міститься в ньому, повинні якомога точніше відповідати габаритам долоні для досягнення максимально можливої площі контакту пристрою з долонею як при відкритій, так і при закритій долоні.

Холодоагентом може служити речовина, здатна зберігати холодну або прохолодну температуру протягом тривалого часу, а також залишатися пластичною в замерзлому стані. Таким є гель, що містить воду та натрієву сіль зшитої поліакрилової кислоти.

Патент [9] описує пристрій для охолодження організму людини, призначений для носіння зап'ястя (рис. 1.11).

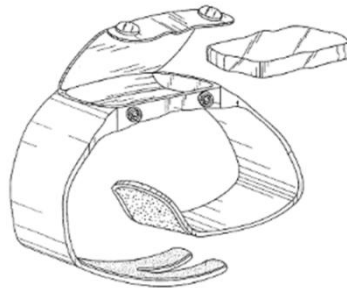


Рисунок 1.12 – Пристрій для охолодження організму людини для носіння на зап'ясті

Винахід являє собою неглибокий відсік, який міститься охолоджуючий блок. Верхня ступка відсіку забезпечена елементами кріплення. До бокових сторін відсіку прикріплюються ремені для фіксації влаштування руки людини таким чином, щоб нижня панель відсіку контактувала з внутрішньою стороною зап'ястя.

Охолоджуючим блоком може бути, наприклад, пакет з гелем, здатним зберігати низьку температуру протягом досить тривалого періоду після того, як він був охолоджений або заморожений.

Патент [10] описує пристрій для охолодження, виконаний у вигляді браслета (рис. 1.13).



Рисунок 1.13 – Пристрій для охолодження у вигляді браслета

Даний винахід являє собою браслет з ємністю для холодоагенту, виконаний з матеріалу, що розтягується. На зовнішній стороні виробу розташована невелика ділянка стрічки типу «гачок – петля» для кріплення знімного годинникового механізму. Холодоагентом може бути будь-яка замерзаюча рідина, наприклад, вода. Під час замерзання та розморожування всередині ємності холодоагент утримує спеціальна заглушка.

Після заморожування браслет зберігатиме холодну температуру протягом кількох годин, поки весь лід не розтане, після чого його потрібно буде повторно заморозити.

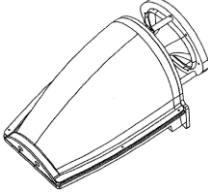
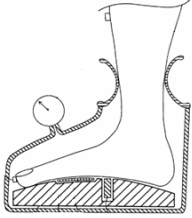

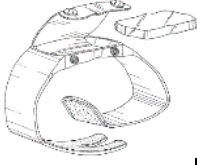
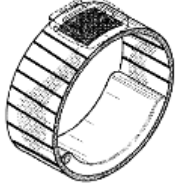
При використанні браслет повинен розташовуватися так, щоб ємність з холодоагентом контактувала з внутрішньою стороною зап'ястя користувача біля долоні. У цьому положенні використання браслета матиме максимальну ефективність завдяки безпосередній близькості до судин, що проходять через зап'ясток.

Детальний аналіз патентів [6] - [10] за семи критеріями, наведеними в табл. 1.1, а також загальний аналіз результатів патентного пошуку, дозволили зробити такі висновки:

- всі знайдені документи зареєстровані за кордоном, а саме в США, що свідчить про слабкий розвиток досліджень у цьому напрямі у нашій країні;
- всі розглянуті об'єкти можна розділити на дві групи: комплексні системи, здатні впливати на різні частини тіла і надавати не тільки

охолоджувальну, а й зігріваючу дію та компактні пристрої, що закріплюються на певній частині тіла і здатні лише здійснювати місцевий охолоджувати вплив.

Таблиця 1.1 – Порівняння методів та пристроїв для регулювання температури тіла людини, описаних у патентних документах

Критерии сравнения	Патент США №6656208	Патент США №7947068	Патент США №8641745	Патент США №5766235	Патент США №6772445
					
1. Нагрів / охолодження	+ / +	+ / +	- / +	- / +	- / +
2. Наявність з'єднувальних проводів/шлангів	+	+	-	-	-
3. Необхідність заміни теплообмінного середовища	залежить від виду використовуваного теплоносія	залежить від виду використовуваного теплоносія	+	+	+
4. Портативність	-	-	+	+	+
5. Автономність	не вказано	не вказано	+	+	+
6. Вплив на різні частини тіла людини	+	+	-	-	-
7. Наявність датчиків та КВП	+	+	-	-	-

Переваги та недоліки представників обох груп представлені у табл. 1.2.

Таблиця 1.2 – Аналіз результатів патентного пошуку

Група	Переваги	Недоліки
1. Комплексні системи	1. Більш широкий функціонал: здатні не тільки знижувати, а й підвищувати температуру тіла людини	1. Складність конструкції, що ускладнює практичну реалізацію та експлуатацію
	2. Можливо вплив на різні частини тіла (зазвичай - долоні та підошви)	2. Наявність сполучних проводів та шлангів негативно позначається на надійності та ергономічності

	3. Наявність датчиків та контрольно-вимірювальних приладів дозволяє контролювати параметри процесу охолодження або нагрівання та керувати ними	3. Складність конструкції та велика кількість функціональних частин негативно позначаються на портативності
2. Портативні пристрої	1. Маленькі розміри та невелика вага	1. Призначені для впливу лише на певну частину тіла
	2. Відсутність потреби в джерелі живлення дозволяє використовувати їх автономно.	2. Тривалість використання обмежена необхідністю заміни або повторного заморожування холодоагенту через певні проміжки часу.
	3. Відсутність з'єднувальних проводів та шлангів	

На основі даних, представлених у таблиці 1.2, можна зробити висновок про те, що обидві групи пристроїв мають свої переваги та недоліки.

1.4 Постановка задачі на магістерську роботу

Сьогодні в нашій країні прийнята і діє нормативна база, що регламентує вимоги до параметрів мікроклімату, організації праці та заходів профілактики несприятливого впливу метеорологічних умов виробничих приміщень на людей, які там працюють.

Але вимоги запропоновані нормативними документами не завжди вдається дотримуватися через різні чинники, зокрема зумовлених технологією виробничого процесу чи економічною недоцільністю. У зв'язку з цим особливо актуальними стають дослідження, спрямовані на вивчення механізмів реакції організму на підвищення температури навколишнього середовища та, як наслідок, температури тіла, а також пошук способів регулювання температури тіла та нормалізації теплового стану людини, яка перебуває в умовах підвищених температур.

Однак аналіз наукових досліджень, патентний пошук та огляд комерційно реалізованих пристроїв свідчать про вкрай слабкий розвиток даного напрямку досліджень у нашій країні, тоді як за кордоном (зокрема, у США) вивченню та пошуку вирішення проблем, пов'язаних з гіпертермією, приділяється більш пильна увага .

З основних результатів, досягнутих зарубіжними вченими, слід виділити такі:

- відкриття нового терморегулюючого механізму ссавців і зокрема людини;
- розробка технології, що ґрунтується на новоствореному механізмі і дозволяє інтенсифікувати теплообмін організму людини із зовнішнім середовищем;
- розробка та створення різних пристроїв, що працюють з використанням цієї технології та здатні регулювати температуру тіла людини.

Таким чином, для нашої країни подібні напрямки досліджень є новими та досить перспективними, а їх результати можуть бути потрібні не лише в галузі промислової теплоенергетики, а й в інших сферах діяльності, пов'язаних із перебуванням людини в умовах підвищених температур довкілля.

Тому в ході виконання магістерської роботи для розроблення пристрою для нормалізації температури людського організму в умовах підвищених температур потрібно виконати наступні задачі:

- вибір оптимального варіанта локалізації охолодження організму людини, способу охолодження, взаємодії пристрою з людиною, а також конструкції пристрою;
- розроблення структурної схеми пристрою нормалізації температури людського організму в умовах підвищення температур;
- розроблення конструкції герметичних корпусів для рук розробленого пристрою;
- здійснення метрологічного аналізу розробленого теплотехнічного пристрою.

2 РОЗРОБЛЕННЯ КОНСТРУКЦІЇ ПРИСТРОЮ ДЛЯ НОРМАЛІЗАЦІЇ ТЕМПЕРАТУРИ ЛЮДСЬКОГО ОРГАНІЗМУ

Одним із шляхів нормалізації теплового стану організму людини в момент знаходження його в умовах підвищених температур довкілля може стати використання теплотехнічного пристрою, здатного знижувати температуру тіла, охолоджуючи організм зсередини.

2.1 Вибір місця локалізації впливу пристрою на організмі людини

При виборі місця (локалізації) впливу пристрою на організм було прийнято рішення орієнтуватися на біологічні механізми функціонування організму людини з метою мінімізувати втручання в природні процеси і одночасно наскільки можна максимально їх задіяти.

В основу принципу дії пристрою, що розробляється, була покладена технологія посиленого вакуумом відведення тепла від організму людини, орієнтована на судинний терморегуляторний механізм.

Даний механізм з'явився в людини і вищих тварин у процесі еволюції для підтримки температури тіла на постійному рівні незалежно від температури навколишнього середовища, оскільки нормальне функціонування організму можливе лише у вузькому діапазоні значень температури тіла.

Як уже говорилося в попередньому розділі, судинний терморегуляторний механізм включає густу судинну мережу, розташовану близько до поверхні шкіри, і спеціальні судинні структури, звані артеріовенозними анастомозами (АВА) [11], які являють собою пряме з'єднання артерії і вени, здатне пропускати потоки крові у вену, мінаючи капілярну мережу (рис. 2.1) [12].

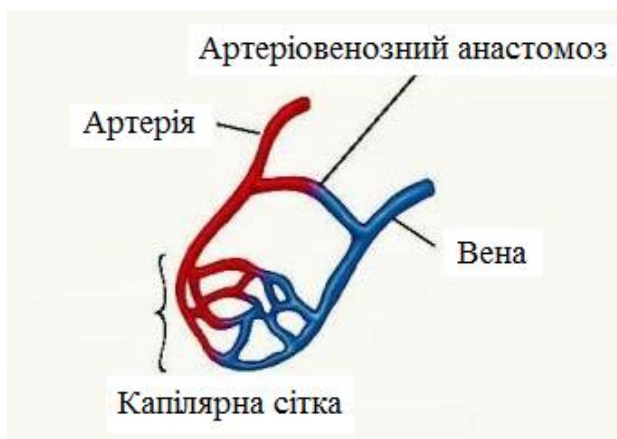


Рисунок 2.1 – Артеріовенозний анастомоз

Такий механізм дозволяє регулювати тепловіддачу від тіла людини за рахунок зміни інтенсивності кровотоку в судинах шкіри, оскільки ширина просвіту АВА регулюється гладким м'язом, і вони здатні мінімізувати втрату тепла в холодних умовах і максимізувати її в спекотному середовищі [13, 14]. В умовах холоду кровопотік у мікросудинах шкіри різко знижується, кров іде через анастомоз (рис. 2.2 а). При підвищенні температури тіла відбувається перерозподіл потоків крові, і великі обсяги гарячої крові від головного мозку і м'язів, що інтенсивно працюють, спрямовуються до зовнішніх покривів тіла для посилення тепловіддачі. В результаті кровопотік у шкірних судинах посилюється, цим збільшуючи тепловіддачу (рис. 2.2 б) [14].

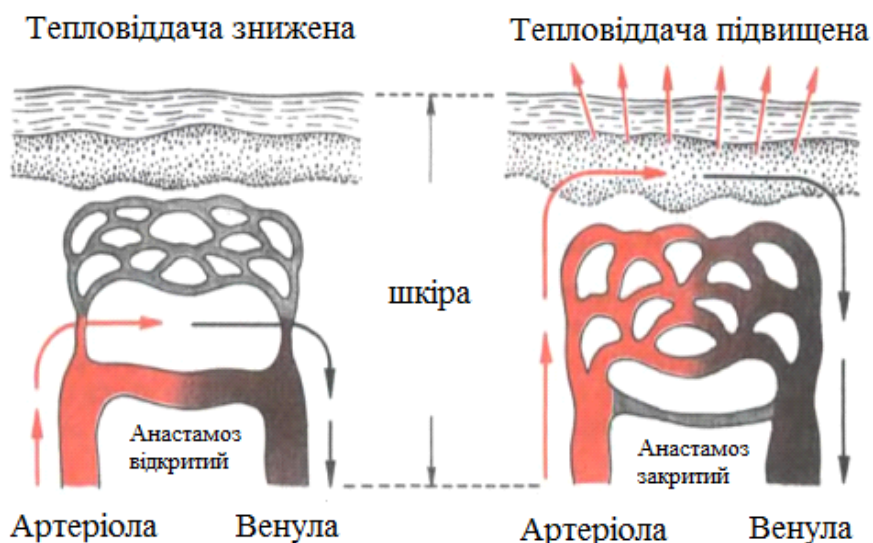


Рисунок 2.2 – Механізми тепловіддачі за різних температур зовнішнього середовища

Найбільш інтенсивно тепловіддача від тіла людини відбувається на ділянках поверхні шкіри, не покритих волоссям – це долоні, підошви та деякі ділянки обличчя. Це підтверджують результати експериментів, проведених Х. Крейгом Хеллером та Деннісом Греном [4].

Тому як варіанти локалізації впливу розроблюваного пристрою розглядалися саме долоні та підошви. Але так як експлуатувати пристрій планується у виробничих умовах, для зручності робітників було вирішено з усіх можливих зон впливу пристрою на людину (долоні, підошви та обличчя) вибрати долоню, оскільки він є найбільш зручним та практичним.

2.2 Розроблення конструкції пристрою нормалізації температури організму людини

Основними критеріями вибору конструктивного рішення пристрою [15] стали:

- принцип дії, заснований на технології посиленого вакуумом теплообміну;
- компенсація недоліків розглянутих раніше пристроїв аналогічного призначення, виявлених за підсумками проведеного у попередньому розділі;
- умови, в яких планується експлуатувати пристрій - зручність при використанні у виробничих приміщеннях;
- мінімальне втручання у природні процеси функціонування організму людини;
- максимальне використання фізіологічних процесів у роботі пристрою.

Таким чином, ставиться завдання з розробки пристрою, здатного видобувати надлишкове тепло з організму людини, і бути компактним, простим у виготовленні, портативним, зручним у використанні, простим в управлінні, і в той же час недорогим.

Відповідність обраного конструктивного рішення пристрою заявленим критеріям наведено в табл. 2.1.

Таблиця 2.1 – Відповідність конструктивного рішення пристрою заявленим критеріям

№ п/п	Критерій	Конструктивне рішення
1	Відповідність принципу дії:	Наявність двох основних функціональних систем: 1) система охолодження; 2) система створення та підтримки легкого вакууму всередині корпусу пристрою
2	Компенсація недоліків пристроїв - аналогів	1. Відсутність холодоагенту 2. Компактність (моноблочне виконання) 3. Простота конструкції (всього три функціональні системи: охолоджувальна, вакуумна та керуюча)
3	Облік передбачуваних умов експлуатації	1. Компактність 2. Моноблочне виконання
4	Мінімальне втручання у функціонування організму	Діапазони температури та розрідження, що створюються всередині корпусу пристрою, підбрані таким чином, що вони не завдають шкоди організму людини, не порушують фізіологічні процеси та не викликають дискомфортних відчуттів.
5	Максимальне використання фізіологічних процесів	Принцип дії пристрою ґрунтується на судинному механізмі терморегуляції, закладеному в людині природою.

Спосіб взаємодії пристрою з людиною полягає в наступному: людина поміщає кисть руки всередину корпусу, де долоня охолоджується і внаслідок чого кров, що циркулює по кровоносних судинах долоні, також охолоджується і, повертаючись до ядра тіла, охолоджує організм зсередини до комфортного стану. Для запобігання звуженню просвіту судин під дією охолодження всередині корпусу підтримується невеликий вакуум.

Таким чином, функціонування пристрою ґрунтується на природних процесах, що відбуваються в організмі людини, і тим самим у процесі використання не завдасть йому шкоди.

2.2.1 Розроблення структурної схеми пристрою нормалізації температури людського організму

Розроблена система здатна виявити стан вазодилатації (розширення) кровоносних судин певної частини тіла (долоні) та забезпечити відведення тепла для нормалізації температури тіла шляхом внутрішніх процесів теплообміну.

Передача або відведення тепла здійснюється шляхом контакту кисті руки з провідником тепла. Швидкість теплопередачі може бути збільшена за рахунок створення негативного тиску навколо частини тіла для розширення просвіту кровоносних судин і збільшення потоку крові, що проходить по них.

Структурна схема розроблюваної системи наведена на рис. 2.3:

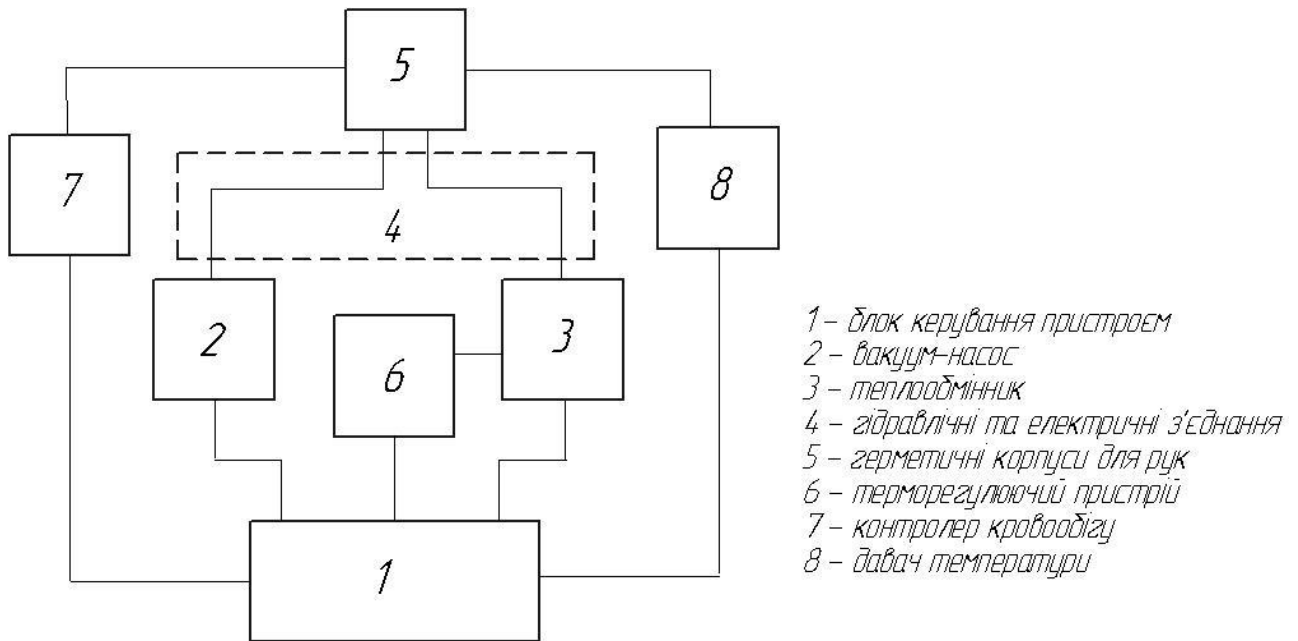


Рисунок 2.3 – Структурна схема пристрою передачі тепла через поверхню долоні людини

Основними складовими частинами є: 1 – блок керування пристроєм (контролер системи контролю); 2 – вакуум – насос, що включає у собі датчик вакууму; 3 – теплообмінник; 6 - терморегулюючий пристрій керування роботою теплообмінника 3; 7 – датчик температури тіла; 5 - герметичні корпуси для рук, що складаються з самого корпусу і провідника, який, у свою чергу, служить для взаємодії рук з теплообмінним середовищем для їхнього охолодження; 4 - гідравлічні та (або) електричні з'єднання; 8 – датчик стану кровотоку.

Основним керуючим пристроєм системи є контролер 4. Він обмінюється сигналами з усіма основними компонентами, що забезпечують роботу системи: теплообмінником 3, джерелом вакууму 2, контролером терморегулюючого сенсорного пристрою керування 6, та з кожним датчиком контрольованих параметрів організму (температури тіла, стану кровотоку) та вакууму в корпусі для рук.

Теплообмінник 3, здатний охолоджувати теплообмінне середовище і джерело тиску 2, що створює розрідження в герметичному корпусі 5, і з'єднується з провідником і герметичним корпусом 5 через гідравлічне і

електричне з'єднання 4, що проводять холодоносій і тиск окремо або в комбінації. Як холодоносій використовується рідина (вода, олія тощо).

Терморегулюючий блок керування 6 здатний створювати, наприклад, легку гіпотермію для управління терморегуляційною реакцією людини шляхом впливу на чутливі терморегуляційні механізми тіла. Він являє собою пристрій для передачі температурних подразників до контрольованих частин тіла, тобто кистів рук.

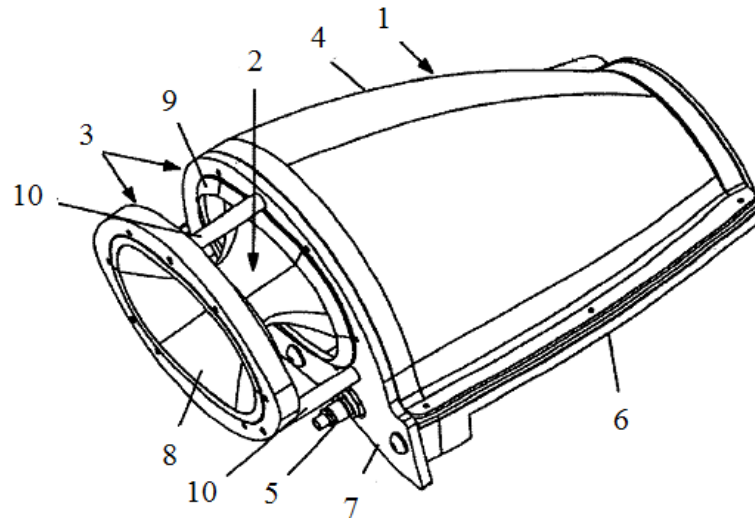
Давач температури тіла 7, розташований на поверхні тіла людини шляхом зворотного зв'язку інформує контролер системи регуляції 1 про температуру тіла.

2.2.2 Розроблення конструкції герметичних корпусів для рук

Пари герметичних корпусів для рук забезпечують фізичну поверхню теплообміну між долонею руки провідником; забезпечують необхідну температуру та вологість, що впливають на руку; дозволяють здійснювати моніторинг та керування вазодилатацією за допомогою різних давачів, пов'язаних з контролером системи.

Герметичний корпус для рук складається з самого корпусу 1, що включає камеру негативного тиску і теплообмінника та м'якого ущільнювача 2, підтримуваного каркасними елементами 3. Переважним матеріалом для виготовлення корпусу 1 є пластик.

Камера негативного тиску, що представляє собою простір між теплообмінним елементом та кришкою 4, виконана таким чином, щоб відповідати руці людини будь-якого розміру.



1- корпус, 2 – ущільнювач, 3 каркасні елементи, 4 – кришка, 5 – вхідний і вихідний отвір, 6 – основа, 7 – пластина, 8 – ущільнювальна стрічка, 9 – кільце, 10 – опори.

Рисунок 2.4 – Герметичний корпус для рук

Теплообмінна поверхня, що служить для прийому теплового навантаження від користувача, також є частиною камери негативного тиску. Користувач може контактувати з теплообмінною поверхнею безпосередньо. Теплообмінний елемент виготовляється з алюмінію або іншого матеріалу, що добре проводить тепло. Для забезпечення температурної різниці він може контактувати з пристроєм Пельтьє, висушувальним пристроєм, що охолоджує, або з джерелом ендотермічної хімічної реакції (хімічна або ядерна реакція, яка супроводжується поглинанням тепла).

Однак, щоб теплообмінник контактував з потоком перфузійної рідини, що знаходиться під поверхнею теплообміну і надходить через вхідний і через вихідний отвори 5. Охолоджена вода використовується для підтримки контактної поверхні елемента необхідної температури. Перфузійна рідина проходить через серію поворотів у порожнині між теплообмінним елементом і основою 6. Задня частина корпусу 1 і теплообмінного елемента може бути забезпечена пластиною 7, що містить вхідний і вихідний отвори 5 в порожнину для теплообміну.

Ущільнення 2 переважно утворюється рукавом, виготовленим шляхом

зшивання двох шматків стрічкового матеріалу 8 разом, Щоб закріпити стрічку рукава 8 на місці для ущільнення 2, її загинають на кільця 9 на кожному кінці, як показано на рисунку. Потім кільце з боку порожнини та стрічка захоплюються в отвір пластини 7. Протилежна сторона ущільнювальної стрічки 8 затиснута між зовнішнім кільцем 9 і фіксуючим елементом каркасу 3. Опори 10 з'єднують каркасні елементи та визначають дожину ущільнювача. У задній частині корпусу, у кришці конструктивно передбачено два порти: перший порт використовується для підключення до джерела вакууму, а другий - для давача температури.

На рисунку не показані пристрої контролю температури і перфузії, необхідні при забезпеченні потоку теплообмінних середовищ з регульованою температурою, а також джерело і регулятор вакууму.

Під час роботи цей пристрій здатний підтримувати тиск у межах 510...635 міліметрів ртутного стовпа і температуру від 19 до 22°C при охолодженні тіла.

2.3 Апаратна реалізація розробленого пристрою для нормалізації температури людського організму

Насос моделі Pentax DP 40V

Для циркуляції холодоносія від теплообмінника до герметичних корпусів для рук, що реалізовує процес відведення тепла та підтримки невеликого вакууму, пропонується використати вакуум-насос моделі Pentax DP80 (рис. 2.5). Його основні технічні характеристики є наступними:

- потужність – 800 Вт;
- фаза – одна фаза, 50 Гц;
- швидкість потоку – 50~200 л/хв.;
- розміри – 176 мм × 296 мм;
- вага – 8,5 кг

- корпус насоса – поліпропілен;
- ущільнювач з подвійною манжетою;
- кінець вала насоса зі сталі з керамічною втулкою;
- сито попереднього фільтра – \varnothing макс. = 4 мм;
- температура навколишнього середовища 0-80 °С;
- мотор – 2-полюсний асинхронний двигун 1~ 230 В-50 Гц з

термозахистом.



Рисунок 2.5 – Зовнішній вигляд насос моделі Pentax DP80

Термістор NTC MF5B-103F-3950

Для вимірювання температури рук та охолоджуючого робочого середовища було обрано тонкі плівкові термістори NTC MF5B-103F-3950 (рис. 2.6), технічні характеристики яких наведені нижче:

- номінальний опір при 25°C – 10 кОм;
- допустиме відхилення – +/- 1%;
- діапазон робочих температур – від -30 +125°C
- тип – NTC

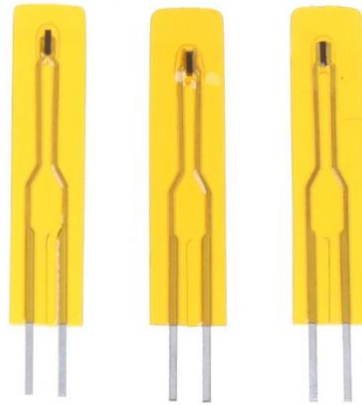


Рисунок 2.6 – Зовнішній вигляд плівкових термісторів NTC

NTC термістори, також відомі як термістори з негативним температурним коефіцієнтом, є напівпровідниковими керамічними компонентами, що виготовлені з оксидів перехідних металів. Їхня ключова особливість полягає в тому, що опір цих термісторів змінюється залежно від температури. Тобто, при фіксованій потужності вимірювання, опір термістора зменшується зі зростанням температури. Ця властивість робить NTC термістори корисними для різних застосувань.

Переваги NTC термісторів MF 5В:

- Тонкоплівкова з односпрямованими виводами: забезпечує швидкий час відгуку та високу чутливість.
- Висока стабільність і надійність: гарантують довговічність та точність вимірювань.
- Відмінна ізоляція: робить їх безпечними та стійкими до електричних перешкод.
- Висока точність опору: забезпечує точні вимірювання температури.
- Маленький розмір, легка вага та міцна конструкція: роблять їх зручними для монтажу в електронних пристроях.

Модуль пульсоксиметр МАХ30102

Для дослідження швидкості кровотоку людського організму запропоновано використовувати модуль пульсоксиметр МАХ30102 (рис. 2.7)

що дозволяє створити реалізувати вимірювання пульсу і вмісту кисню в крові.

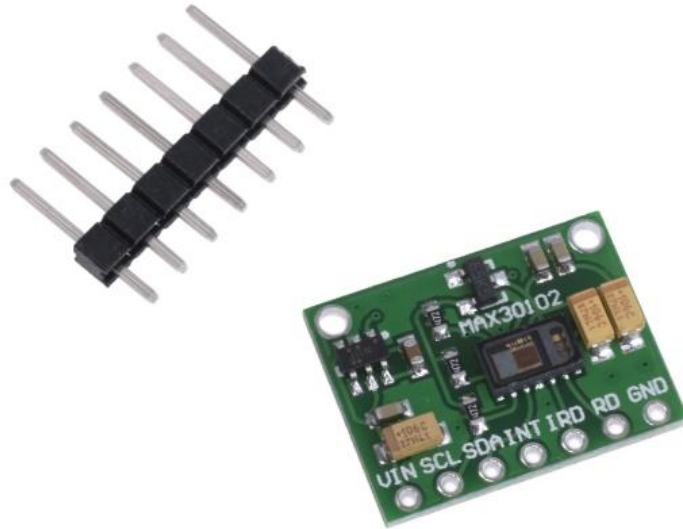


Рисунок 2.7 – Зовнішній вигляд насос моделі Pentax DP80

Технічні характеристики даного модуля є наступними:

- інтерфейс – I2C;
- струм в режимі сну – до 10 μ A;
- струм в активному режимі – 1,2 mA;
- струмом керування світло діодами і тривалістю імпульсів – (0 ... 50mA);
- напруга живлення – 3,3 В.

3 МЕТРОЛОГІЧНИЙ АНАЛІЗ ПРИСТРОЮ ДЛЯ НОРМАЛІЗАЦІЇ ТЕМПЕРАТУРИ ЛЮДСЬКОГО ОРГАНІЗМУ

3.1 Основні характеристики похибок вимірювань

Точність вимірювання це оцінка відповідності результату спостережень істинним значенням величини, що підлягає вимірюванню та якісною характеристикою процесу вимірювання. Наближення результату вимірювання до значення, що вважається істинним, свідчить про вищу точність вимірювання та навпаки [16]. Дуже часто точність вимірювання представляє собою суто якісну характеристику і не виражається числовим значенням.

Основними джерелами виникнення неточностей та похибок, що відрізняються за характером походження, своїми властивостями та ступенем впливу на результуючі значення процесу вимірювання є наступні [17]:

- недосконалість засобів вимірювальної техніки, що були використані в процесі вимірювання, так званий інструментальний фактор;
- вплив навколишнього середовища на параметри об'єкта та технічні засоби вимірювань;
- взаємовплив між засобом вимірювання та об'єктом контролю;
- невідповідність моделі величини, яка підлягає вимірюванню, справжній властивості об'єкта,;
- недосконалість алгоритму розрахунку та обчислень при обробці вихідних результатів спостережень;
- математичні спрощення, так званий математичний фактор;
- неточності, допущені в процесі калібрування;
- часова залежність вимірювальної величини та параметрів ЗВТ;
- невисока кваліфікація оператора, що здійснює процес вимірювання.

Процедура вимірювання собою представляє сукупність певних етапів [18, 19]: вибір моделі об'єкта, що підлягає вимірюванню, вибір методу самого

вимірювання, вибір технічного засобу вимірювання, а також проведення самого експерименту для отримання результатів спостережень та вимірювань. Практично на усіх етапах вимірювань виникає невідповідність між реальними та ідеальними умовами, що приводить до виникнення різниці між результатом вимірювання фізичної величини та його істинним значенням.

Для кількісної оцінки якості вимірювання застосовують похибку результату вимірювання (похибку вимірювання), яка є відхиленням результату вимірювання x від істинного (дійсного) значення X_i (X_0) вимірюваної величини [20]:

$$\Delta = x - X_i = x - X_0. \quad (3.1)$$

Істинне значення фізичної величини – це значення фізичної величини, яке ідеально відображає певну властивість об'єкту. Визначити істинне значення величини вимірюванням неможливо через обмежені властивості ЗВТ. Тому то відмічена неможливість визначення істинного значення є наслідком недосконалості відображення при вимірюваннях та є причиною неминучої похибки вимірювання. Для визначення похибки вимірювань істинне значення фізичної величини замінюють дійсним значенням величини [20].

Дійсне значення фізичної величини – це значення фізичної величини, яке знайдене експериментальним шляхом і настільки наближене до істинного значення, що може використовуватись замість істинного значення. Вимірювання виконують не ідеальними засобами, їх взаємодія з об'єктом може привести до небажаної зміни розміру вимірюваної величини. Експериментатор може допускати певні неточності при проведенні вимірювального експерименту та при обчисленні результатів, а також умови, в яких відбуваються вимірювання, змінюються і негативно впливають на об'єкт вимірювання, при цьому можуть змінюватись, як розмір вимірюваної величини, так і засоби вимірювальної техніки [20].

Похибки вимірювань класифікують за п'ятьма основними класифікаційними ознаками [17, 20]:

- за способом вираження;

- за причинами чи місцями виникнення;
- за характером зміни вимірюваної величини;
- за режимом виникнення;
- за характером поведінки у часі.

На рисунку 3.1 наведена класифікація похибок вимірювання. У загальному випадку похибка результату вимірювання містить систематичну й випадкові складові та навіть коли була введена поправка – це значення величини, що алгебраїчно додається до результату вимірювання з метою вилучення систематичної похибки. Пояснити це, по-перше, можна тим, що значення факторів не залишаються у процесі вимірювання постійними, а, по-друге, тим, що на результат вимірювання впливають фактори, дія яких у експерименті не передбачалася, або ж виникли фактори, дію яких неможливо було врахувати [17, 20, 21].

Внаслідок дії зазначених факторів виникають різні види похибок, а саме [17, 20, 21]:

- абсолютна похибка вимірювання – це різниця між результатом вимірювання та істинним (дійсним) значенням вимірюваної величини;
- відносна похибка вимірювання – це відношення абсолютної похибки вимірювання до дійсного значення вимірюваної величини;
- систематична похибка – це складова похибки, що залишається сталою або прогнозовано змінюється у ряді вимірювань однієї й тієї ж величини;
- випадкова похибка – це складова похибки, що не прогнозовано (випадково) змінюється у ряді вимірювань однієї й тієї ж величини;
- інструментальні похибки, що зумовлені недосконалістю ЗВТ та залежністю їх властивостей від впливу зовнішніх умов. Така похибка присутня завжди, так як вимірювання неможливе без вимірювальних засобів;
- під час вимірювань різні за кваліфікацією виконавці вимірювань порізноmu визначають покази аналогових приладів, при цьому похибка може сягати до половини поділки, а то і більше. Така похибка має назву особиста.

Слід відзначити, що під час застосування цифрових ЗВТ така похибка не виникає;

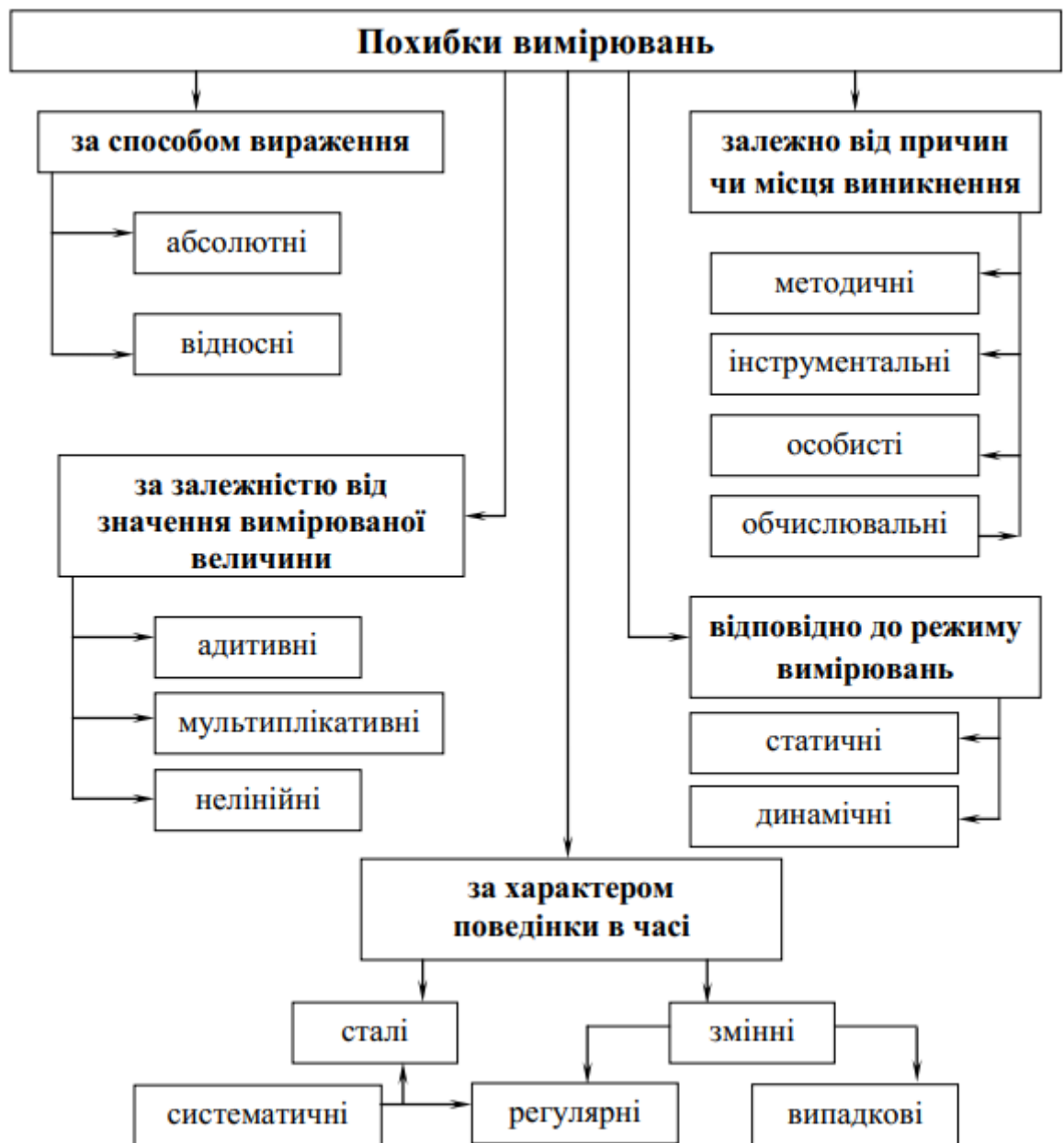


Рисунок 3.1 – Класифікація похибок вимірювань

- методичні похибки зумовлені методом вимірювання та вимірювального перетворення. Такі похибки пов'язані з невідповідними моделями вимірюваних об'єктів та їх величин, а виникають вони при взаємодії засобів вимірювальної техніки та об'єктів. На вибір моделі вимірюваної величини впливає мета вимірювання, яка встановлює потрібну точність вимірювання;

- причинами виникнення обчислювальної похибки можуть стати ефекти заокруглення та обчислювальні проблеми розв'язування вимірювальної задачі. Так як при проведенні вимірювань для отримання результату опрацьовують первинні результати спостережень за відповідними виразами, алгоритмами та залежностями, тому виконують певні обчислення. В залежності від складності вимірювальної задачі обчислення здійснюють за допомогою обчислювальних засобів різної складності: від олівця та паперу до калькулятора та обчислювальних комплексів. При обчисленні виконують заокруглення чисел, так й виникає похибка від заокруглень. Сам алгоритм розв'язування вимірювальної задачі є нестійким, так як при невеликих похибках у вихідних даних (тисячні чи сотні частки відсотка) результат розрахунку може містити похибку, яка дорівнює одиниці чи десяткам відсотків і навіть більше;

- статичні похибки – це похибки, яка виникають під час статичних вимірювань, у яких вимірювана величина упродовж вимірювального експерименту не змінюється, а також у засобах вимірювальної техніки, що використовуються при вимірюваннях, в яких закінчилися перехідні процеси при поданні на їх вхід вимірюваної величини;

- динамічні похибки – це похибки, які виникають під час динамічних вимірювань, в яких вимірювана величина під час вимірювального експерименту може змінюватися, або якщо у застосовуваних ЗВТ ще не закінчилися перехідні процеси при поданні на їх вхід вимірюваної величини;

- адитивні похибки – це абсолютні похибки, які не залежать від значення вимірюваної величини, та які ніби то алгебраїчно додаються (від англ. add – додавати) до вимірюваної величини;

- мультиплікативні похибки – це абсолютні похибки, які лінійно зростають чи зменшуються при збільшенні значення вимірюваної величини, а саме, бб є пропорційними до добутку (від англ. multiplication – множення) певного коефіцієнту і значення вимірюваної величини;

- нелінійні похибки – це абсолютні похибки, які нелінійно залежать від значення вимірюваної величини;

- сталі (систематичні) похибки – це похибки, які упродовж здійснення вимірювального експерименту не змінюють свого значення, хоча воно може залишатися невідомим;

- змінні похибки, які поділяються на прогресуючі, регулярні та випадкові:

- прогресуючі похибки – це похибки, які упродовж здійснення вимірювального експерименту практично лінійно змінюють своє значення та мають назву дрейфи;

- регулярні похибки – це похибки, які під час виконання вимірювального експерименту змінюються регулярно, наприклад, періодично, і закон їх часової зміни може бути дослідженим, визначеним, і такі похибки можуть бути враховані;

- випадкові похибки – це похибки, що змінюються в часі нерегулярно, непередбачувано, а їх майбутні значення можна прогнозувати лише з певною часткою ймовірності.

Розрізняють надмірні похибки й промахи.

Промахи – це результати вимірювання, які мають надмірні похибки. Причиною промахів є несправність вимірювальних засобів, неправильні дії оператора, стрибкоподібні зміни напруги живлення.

Надмірні похибки – це похибки вимірювання, що суттєво перебільшують очікувані похибки. При оцінюванні результатів вимірювань промахи вилучаються із ряду багаторазових спостережень як аномальні результати вимірювань.

3.2 Обробка результатів вимірів

Результат вимірювання, яке відображає значення шуканої величини, що було визначене при використанні технічних засобів вимірювання, отримують в ході опрацювання результатів спостережень.

- Визначають складову похибки, що носить систематичний характер та вилучають промахи із результатів спостережень. Систематичну складову вилучають шляхом внесення поправки $\Delta\Pi$. Значення поправки співпадає з абсолютною систематичною похибкою Δ , що береться з протилежним знаком [16, 17]:

$$\Delta\Pi = -\Delta. \quad (3.2)$$

Врахувавши поправку, результат вимірювання набуває наступного значення [16, 17]:

$$X = X_{\text{д}} + \Delta\Pi. \quad (3.3)$$

- Визначають складову похибки, що носить випадковий характер, значення якої можна зменшити шляхом здійснення багаторазових вимірювань контрольованої величини за однакових умов з подальшим опрацюванням результатів спостережень методами математичної статистики. Оскільки ймовірність появи як негативних так і позитивних випадкових похибок рівна, то при великій кількості результатів спостережень – результат вимірювань визначають як середнє арифметичне значення X_{CP} для усіх результатів спостережень $X_1, X_2, X_3 \dots X_N$, згідно виразу [16, 20]:

$$X_{\text{CP}} = \frac{X_1 + X_2 + \dots + X_N}{N} = \frac{1}{N} \cdot \sum_{i=1}^N X_i, \quad (3.4)$$

де N – кількість вимірів.

Середнє значення вимірюваної величини X_{CP} відповідає його математичному очікуванню M_X .

Розкид значень вимірюваної величини біля її середнього значення в кожній точці вимірювання характеризується дисперсією випадкової величини D_X або середньоквадратичним відхиленням σ_X , що визначаються за такими формулами [16, 20]:

$$D_X = \frac{1}{N-1} \cdot \sum_{i=1}^N (X_i - X_{\text{CP}})^2, \\ \sigma_X = \sqrt{D_X}. \quad (3.5)$$

У цьому максимальна випадкова похибка дорівнює $\pm 3 \sigma_x$:

З урахуванням систематичної та випадкової складових похибки межі можливих значень вимірюваної величини визначаються такими виразами:

$$X = X_{CP} \pm (\Delta + 2 \sigma_x) - \text{з ймовірністю } 95,0\%. \quad (3.6)$$

$$X = X_{CP} \pm (\Delta + 3 \sigma_x) - \text{з ймовірністю } 99,7\%. \quad (3.7)$$

При обробці результатів непрямих вимірів, якщо шукана вимірювана величина X дорівнює добутку кількох величин, виміряних прямим методом [20, 21]:

$$X = A^K \cdot B^L \cdot C^M,$$

де K, L, M – постійні числа;

A, B, C – величини, що вимірюються, то гранична відносна похибка непрямого вимірювання визначається наступним виразом:

$$\delta X = |K \cdot \delta A| + |L \cdot \delta B| + |M \cdot \delta C| + \dots \quad (3.8)$$

При обробці непрямих вимірювань, якщо вимірювана величина X дорівнює сумі (різниці) декількох однорідних величин $X = X_1 \pm X_2 \pm \dots$, гранична відносна похибка визначається виразом [20, 21]:

$$\delta X = \frac{|X_1 \cdot \delta_1| + |X_2 \cdot \delta_2| + \dots + |X_N \cdot \delta_N|}{N}, \quad (3.9)$$

де N – кількість вимірюваних величин.

В результаті обробки результатів спостережень набувають числове значення вимірюваної шуканої величини. Отримане значення похибки виміру дозволяє оцінити числові значення, які є достовірними.

3.3 Розрахунок похибки розробленого пристрою для нормалізації температури людського організму

Проаналізувавши структурну схему розробленого пристрою для нормалізації температури людського організму та впливові фактори

навколишнього середовища було розроблено схему нагромадження інструментальної похибки пристрою, яка подана на рис. 3.2:

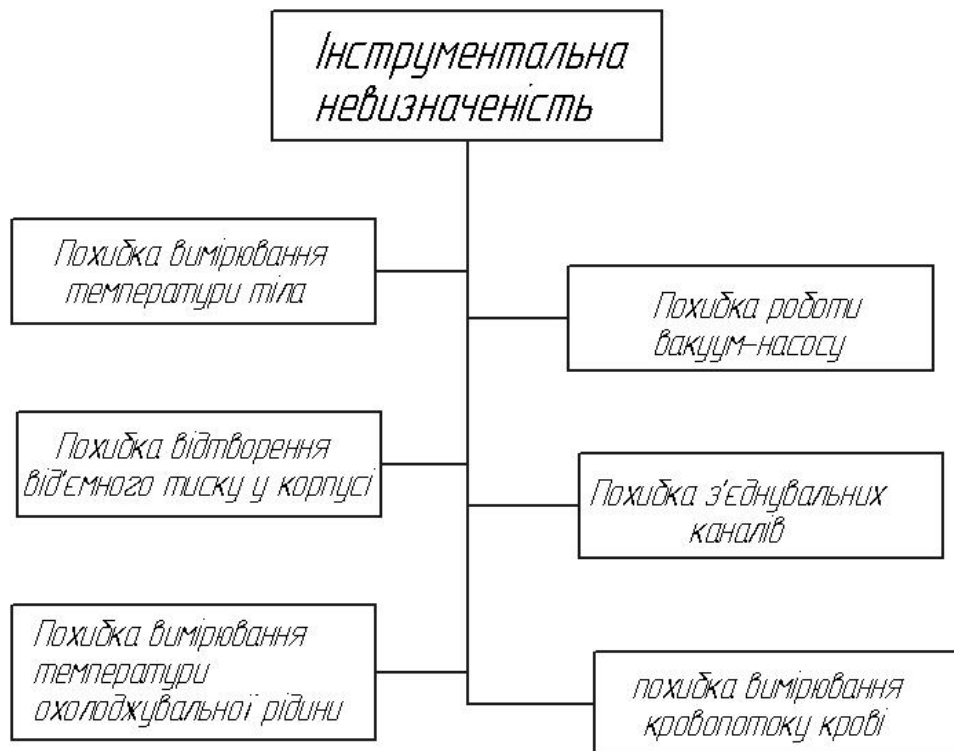


Рисунок 3.2 – Схема нагромадження інструментальної похибки пристрою

Похибка вимірювання температури тіла зумовлена впливом температури охолоджуючого елемента, безпосередньо з яким контактує рука людини, а також і похибкою самого давача температури і становить $\Delta_T = \pm 0,3^\circ\text{C}$.

Похибка роботи вакуум-насосу зумовлена неточністю відтворення від'ємного тиску у корпусі для рук і становить $\Delta_H = \pm 0,1^\circ\text{C}$.

Похибка підтримання заданого від'ємного тиску для інтенсифікації тепловіддачі з поверхні долоні зумовлена неповною герметичністю корпусу для рук, адже конструктивно даний корпус не є повністю герметично замкнутим середовищем і передбачено отвір з ущільнювачем для розміщення рук. Дана складова зумовлює похибку $\Delta_P = \pm 0,2^\circ\text{C}$.

Похибка з'єднувальних каналів пристрою для охолоджувальної рідини, що рухається від теплообмінника до корпусу для рук і в зворотному напрямку

зумовлена впливом високої температури виробничого приміщення. Величина даної похибки становить $\Delta_{\kappa} = \pm 0,5^{\circ}\text{C}$.

Похибка вимірювання температури охолоджувальної рідини в теплообміннику зумовлена нерівномірністю розподілу теплової енергії рідини, що зумовлено нерівномірністю процесу теплопередачі між охолоджуючою рідиною та холодильником. Даний фактор приводить до похибки вимірювання температури, що становить $\Delta_{pid} = \pm 0,2^{\circ}\text{C}$.

Похибка вимірювання кровотоку крові зумовлена роботою давача крові, який на основі частоти серцевих скорочень дозволяє аналізувати параметри людського організму та коригувати контрольовані параметри пристрої для досягнення оптимальної температури людського тіла та високої продуктивності праці. Неточність контролю кровотоку приводить до відхилення температури, що задається пристроєм в межах $\Delta_{nk} = \pm 0,1^{\circ}\text{C}$.

Сумарну інструментальну похибку розробленого пристрою визначаємо за формулою [19, 20]:

$$\Delta_I = \sqrt{\Delta_T^2 + \Delta_n^2 + \Delta_P^2 + \Delta_{\kappa}^2 + \Delta_{pid}^2 + \Delta_{nk}^2}, \quad (3.10)$$

$$\Delta_I = \sqrt{0,3^2 + 0,1^2 + 0,2^2 + 0,5^2 + 0,1^2} = 0,6633^{\circ}\text{C}.$$

Відносна похибка розробленого пристрою:

$$\sigma_I = \frac{\Delta_I}{T_H}. \quad (3.11)$$

де T_H - нормоване значення температури.

Як нормоване значення температури взято середньостатистичну температуру тіла людини за нормальних умов навколишнього середовища та задовільного стану здоров'я.

$$\sigma_I = \frac{0.6633^{\circ}\text{C}}{36.6^{\circ}\text{C}} \cdot 100\% = 1.8\%.$$

ВИСНОВКИ

В процесі виконання магістерської роботи на тему «Розроблення пристрою для нормалізації температури людського організму в умовах підвищених температур» було реалізовано наступні пункти:

- проведено аналітичне дослідження існуючого на даний момент наукового доробку та рівня розвитку техніки з питання щодо способів впливу на організм людини з метою зниження її температури;

- здійснено вибір оптимального місця локалізації охолодження організму людини, способу охолодження, взаємодії пристрою з людиною, а також конструкції пристрою;

- розроблено структурну схему теплотехнічного пристрою для нормалізації температури людського організму в умовах підвищених температур;

- розроблено конструкцію герметичного корпусу для рук теплотехнічного пристрою;

- здійснено метрологічний аналіз розробленого теплотехнічного пристрою та розроблено схему нагромадження його інструментальної похибки, здійснено розрахунок похибки відтворення пристроєм температури охолодження, яка становить 1,8 %.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ НА ДЖЕРЕЛА

1. ГОСТ 12.1.005-88. Система стандартів безпеки праці. Загальні санітарно – гігієнічні вимоги до повітря робочої зони. - Введ. 01.01.1989. – Москва: Стандартінформ, 2005. – 49 с.
2. СанПіН 2.2.1289-03. Гігієнічні вимоги до аероіонного складу повітря виробничих і громадських будівель. Пост. № 64 від 22.04.03.
3. СП 2.2.1.1312-03. Гігієнічні вимоги до проектування будуються або реконструюються промислових підприємств. Пост. № 88 від 30.04.03.
4. Grahn, D.A. Cao V.H., Heller H.C. Heat extraction through the palm of one hand improves aerobic exercise endurance in a hot environment. *Journal of Applied Physiology*. 2005. P. 972 - 978.
5. Heller H.C., Grahn D.A. Enhancing Thermal Exchange in Humans and Practical Applications. *Disruptive science and technology*. 2012. №1. - P. 11 - 19.
6. Pat. 6656208 United States, Int. Cl.7A61H 33/00. Methods and devices for extracting thermal energy from the body core of a mammal / Dennis A. Grahn (Stanford, CA, US), H. Craig Heller (Stanford, CA, US); assignee The Board of Trustees of the Leland Stanford Junior University (Palo Alto, CA, US). - Appl. No. 09/839,590; filed: Apr. 20, 2001; pub. Dec. 2, 2003.
7. Pat. 7947068 United States, Int. Cl.7A61F 7/00. Controlled heat transfer with mammalian bodies / Dennis A. Grahn (Palo Alto, CA, US), H. Craig Heller (Stanford, CA, US); assignee The Board of Trustees of the Leland Stanford Junior University (Palo Alto, CA, US). - Appl. No. 11/486,429; filed: Jul. 12, 2006; pub. May 24, 2011.
8. Pat. 8641745 United States, Int. Cl.7A61F 7/02, A61F 7/10. Device and method for extracting heat from the palm of a hand / Brett W. Warner (Austin, TX, US), Anna Ercius Warner (Austin, TX, US); assignee Cool Palms LLC (Austin, TX, US). - Appl. No. 12/843,433; filed: Jul. 26, 2010; pub. Feb. 4, 2014.
9. Pat. 5766235 United States, Int. Cl.7A61F 7/00. Apparatus for providing cooling to a human body / Thomas J. Kostopoulos (Wellington, Chicago, US). - Appl. No. 799,309; filed: Feb. 18, 1997; pub. Jun. 16, 1998.

10. Pat. 6772445 United States, Int. Cl.7A41D 20/00. Cooling bracelet / Benjamin Yeager (Long Beach, CA, US). - Appl. No. 09/683,378; filed: Dec. 19, 2001; pub. Aug. 10, 2004.

11. Українська радянська енциклопедія : у 12 т. / гол. ред. М. П. Бажан; редкол.: О. К. Антонов та ін. 2-ге вид. К. : Головна редакція УРЕ, 1974–1985.

12. Анатомія людини: Посібник / Під. ред. заслуженого діяча науки і техніки України, доктора медичних наук, професора Б.В.Шутки. Івано-Франківськ, 2004.

13. Анатомія людини у запитаннях і відповідях (у двох томах): Посібник / За ред. заслуженого діяча науки і техніки України, доктора медичних наук, професора Я.І.Федонюка. Тернопіль: Укрмедкнига, 2002, 2004.

14. Свиридов О.І. Анатомія людини. Київ: Вища школа, 2000. 399с.

15. Кісіль І. С. Конструювання вимірювальних приладів: навчальний посібник для студентів вищих навчальних закладів. Івано-Франківськ: видавництво "Факел", 2004.- 328с.

16. Метрологія і технологічні вимірювання у нафтовій та газовій промисловості / під ред. С. А. Чеховського. Івано-Франківськ: ІФНТУНГ, 2010. 534 с.

17. Кісіль І.С. Метрологія, точність і надійність результатів та засобів вимірювань: навчальний посібник для студентів вищих навчальних закладів. Івано-Франківськ: видавництво «Факел», 2002. 400 с.

18. Захаров І. П., В. Д. Кукуш Теорія невизначеності у вимірюваннях. Харків: Консун, 2002. 256 с.

19. Поджаренко В. О., Васілевський О. М., Кучерук В. Ю. Опрацювання результатів вимірювань на основі концепції невизначеності: Навч. посібник. Вінниця: ВНТУ, 2008. 126 с.

20. Дорожовець М. М. Опрацювання результатів вимірювань: Навч. посібник. Львів: «Видавництво НУ «Львівська політехніка»», 2007. 624 с.

21. Новицкий П.В., Зограф І.А. Оцінка похибки результатів вимірювань. Л.: Електроатомвидав, 1991. 302 с.