

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ОДЕСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ ЕКОЛОГІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

Факультет Магістерської підготовки

Кафедра Інформатики

МАГІСТЕРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на тему: Система управління інфрачервоною камерою
пелоїдотерапії з біологічним зворотним зв'язком (зчитування
первинної інформації)

Виконав студент 2 курсу групи
МІС-18 спеціальності 122
Комп'ютерні науки
Ягольницький Микита Сергійович

Керівник д.т.н., проф.
Мещеряков Володимир Іванович

Рецензент д.х.н., проф.
Кругляк Юрій Олексійович

Стр. 1 календарного плана

Стр 2 колендарного плана

РЕФЕРАТ

Кваліфікаційна магістерська робота: 83 с., 6 табл., 1 дод., 25 джерел.

ПЕЛОЇДОТЕРАПІЯ, ІНФРАЧЕРНОВЕ ВИПРОМІНЮВАННЯ, ОПІР ШКІРНОГО ПОКРОВУ, ЧАСТОТА СЕРЦЕВИХ СКОРОЧЕНЬ, ЧАСТОТА ДИХАННЯ, ARDUINO, ФІЛЬТРЦІЯ ПЕРВИННИХ СИГНАЛІВ, ПРОГРАМНА РЕАЛІЗАЦІЯ.

Мета роботи – модернізація інфрачервоної пелоїдної камери для лікування шляхом зчитування важливих фізіологічних показників через шкіряний покрив тіла людини.

Об'єкт роботи – інфрачервона пелоїдна камера.

Метод дослідження – моделювання програм в середовищі Arduino

Перший розділ присвячений інформативним ознакам організму при дії ІЧ випромінювання. В цьому розділі розглядається фізіологічна реакція організму та опір шкіри на інфрачервоний вплив, а також інформаційна значимість ЧСС та частота дихання.

У другому розділі розглядаються модель провідності шкіряного покриву людини, модель визначення ЧСС по поглинанню ІЧ випромінювання та модель визначення частоти дихання.

Третій розділ присвячений роботі з Arduino, а також розробці кодів та моделювання у ньому.

Результати проведених моделювань показали, що данні моделі для модернізації пелоїдної інфрачервоної камери роблять роботу цієї системи простіше та ефективніше. Також слід зазначити, що збірка даних модефікацій дешева та проста у зборці.

Розглянуті модефікації і виявлені її можливості працюють та можуть бути впроваджені в систему пелоїдної камери для стрес тесту та подальшого застосування.

ABSTRACT

Master's degree work: 83 pages, 6 tables, 1 supplement, 25 sources.

PELOIDOTHERAPY, INFRARED RADIATION, SKIN RESISTANCE, HEART BEATING FREQUENCY, BREATHING FREQUENCY, ARDUINO, FILTERS.

The purpose of the work is to modernize the infrared peloid chamber for treatment by reading important physiological parameters through the skin of the human body.

The object of work is an infrared peloid camera.

Research Method - Modeling programs in an Arduino environment.

The first section is devoted to the informative features of the body during the action of IR radiation. This section discusses the physiological response of the body and skin resistance to infrared, as well as the informational significance of heart rate and respiratory rate.

The second section discusses the conductivity model of the human skin, the model for determining the heart rate for absorption of IR radiation, and the model for determining the respiratory rate.

The third section is about working with Arduino, as well as code development and modeling.

The results of the simulations showed that the current models for the modernization of the peloid infrared camera make this system easier and more efficient. It should also be noted that the collection of modification data is cheap and easy to assemble.

The modifications discussed and its identified features work and can be implemented into the peloid system for stress test and further use.

ЗМІСТ

Скорочення та умовні позначки.....	7
Вступ.....	8
1 Інформативні ознаки організму при дії на ГЧ випромінювання.....	10
1.1 Фізіологічна реакція організму на інфрачервоне вплив.....	17
1.2 Опір шкіряного покриву як інформативна ознака.....	20
1.3 Інформаційна значимість частоти серцевих скорочень.....	26
1.4 Частота дихання як індикатор терморегуляції організму.....	29
2 Модель провідності шкіряного покриву людини.....	31
2.1 Вплив електромагнітних хвиль на шкіру людини.....	32
2.2 Модель опору шкіри людини для змінного струму.....	34
2.3 Модель опору шкіри людини для постійного струму.....	37
2.4 Модель визначення ЧСС по поглинанню ГЧ випромінювання.....	42
2.5 Модель визначення частоти дихання.....	46
3 Апаратно-програмні можливості отримання первинної інформації.....	49
3.1 Реалізація первинних засобів зчитування даних на базі ARDUINO..	52
3.2 Програмна реалізація фільтрації первинних сигналів.....	55
3.3 Програмна реалізація протоколу передачі інформації.....	61
3.4 Результати тестових та експериментальних досліджень.....	65
Висновки.....	72
Перелік джерел посилання.....	73
Додаток А Коди для зчитування та обробки фізіологічних показників людини.....	76
A.1 Код фільтрування значень.....	76
A.2 Код для вимірювання пульсу.....	77
A.3 Код для вимірювання опору шкіри.....	78
A.4 Код вимірювання ЧСС.....	81

СКОРОЧЕННЯ ТА УМОВНІ ПОЗНАКИ

ІЧ – інфрачервоний.

НДІ – науково-дослідний інститут.

ЧСС – частота серцевих скорочень.

ЕСW – позаклітинна вода.

ІСW – клітинна вода.

ІHR – показник частоти серцевих скорочень.

ВСТУП

Лікувальні грязі (пелоїди) – природні колоїдальні органомінеральні освіти (мулові, торф'яні, сопкові і інші), які надають на організм людини лікувальну дію завдяки своїй пластичності, високій теплоємності і повільній тепловіддачі, вмісту біологічно активних речовин (солей, газів, вітамінів, ферментів, гормонів та інших) і живих мікроорганізмів.

Приклад такого бруду в Україні – Куяльницький лиман, який є народним надбанням, а його бруд за своїми лікувальними властивостями визнаний еталонним. Бруд лиману характеризується запахом сірководню, чорним з блиском і темно-сірим кольором, структура мулів – дрібнозернистий.

Для проведення процедур грязелікування речовина підігрівають до температури 37-46 °С. Переважно застосовуються аплікаційні методики нанесення лікувальних грязей. Аплікації бувають місцеві або загальні, коли бруд наноситься на все тіло, крім області серця.

Проблеми грязелікування завжди були актуальні, як в епоху їх початкового застосування, так і останнім часом, у зв'язку з широкими можливостями сучасних методів дослідження. Причиною невичерпного інтересу до лікувальних грязей служить їх висока ефективність при багатьох захворюваннях і постійно відкриваються нові можливості використання.

Здавалося б, властивості лікувальної грязі за багато десятиліть застосування вивчені досконально, відомі їх фізико-хімічні властивості і біологічна дія. Однак, будучи живою, постійно регенеруючою біосистемою, лікувальна грязь відкриває все нові можливості використання.

На організм людини бруд надає потужну різнобічну біологічну дію, незрівняну ні з одним з існуючих медичних препаратів. Широко рекламовані креми та мазі, як наповнювачі, містять різні жири і глинисті речовини, які при впливі на шкіру забивають протоки потових і сальних залоз, порушують обмін речовин в епідермісі.

При вмілому зверненні з брудом її можна застосовувати практично при будь-яких захворюваннях, з дуже широкими показаннями незалежно від стадії перебігу захворювання.

Тому, метою дипломного проекту є модернізація інфрачервоної пелюїдної камери для лікування шляхом зчитування важливих фізіологічних показників через шкіряний покрив тіла людини.

Для досягнення цієї мети, необхідно вирішити основні завдання:

- розробити код зчитування індивідуальної інформації з кожного покриву;
- розглянути коди зчитування пульсу і ЧСС людини для пелюїдної інфрачервоної камери.

1 ІНФОРМАТИВНІ ОЗНАКИ ОРГАНІЗМУ ПРИ ДІЇ НА ІЧ ВИПРОМІНЮВАННЯ

Інфрачервоне випромінювання – один з видів випромінювань, які з'явилися в природі, обумовлені в основному техногенним напрямом розвитку нашого життя. На жаль, вирішальними факторами в утворенні репутації різних випромінювань зіграло їх вплив на здоров'я. Науці невідомі які-небудь негативні наслідки впливу інфрачервоного випромінювання на організм людини. Інфрачервоне випромінювання або теплове випромінювання – це вид поширення тепла, яке ми відчуваємо від гарячої грубки, сонця або від батареї центрального опалення. Воно не має нічого спільного ні з ультрафіолетовим випромінюванням, ні з рентгенівським. Зараз інфрачервоне випромінювання знайшло дуже широке поширення в медицині (хірургія, стоматологія, фізіопроцедури), що говорить не тільки про його нешкідливості, але і про корисну дію на організм. Інфрачервоне випромінювання – це вид енергії, який нагріває предмети безпосередньо без нагрівання повітря між джерелом випромінювання і об'єктом.

Технологія освіти інфрачервоних променів здається досить складною, але основи впливу її на організм досить прості. Інфрачервоні промені глибоко проникають в організм, м'язи і тканини. Внаслідок цього досягаються три основних ефекту – це підвищення температури тіла, прискорення серцебиття і виведення шкідливих речовин з організму.

Перший ефект – підвищення внутрішньої температури тіла. Протягом 15-30 хвилинного зовнішнього впливу температура шкіри зростає до 40 ° С і внутрішня температура тіла зростає до близько 38 ° С. Це підвищення температури створює стан штучного спека, яка стимулює імунну систему,

внаслідок чого виробляються лейкоцити, антитіла і інтерферон (антивірусний білок) [1]¹⁾.

Другий ефект полягає в тому, що серцево-судинна система починає працювати більш активно – кров швидше поширюється по організму, доставляючи необхідні поживні речовини і кисень до органів, виводячи токсини і відходи.

Третій ефект від інфрачервоного випромінювання складається в процесі детоксикації організму. Крім ефектів потіння і прискорення кровообігу, які описані вище, за допомогою яких виводяться токсини, вважається, що інфрачервоне випромінювання здатне нейтралізувати токсини в жирових клітинах і тканинах. Інфрачервона технологія – це одна з кращих форм виведення токсинів з організму, яка при постійному використанні очищає жирові клітини і змушує організм працювати на оптимальному рівні.

Дуже часто ІЧ-випромінювачі застосовуються не тільки на виробництві, а й у побуті, вони економічні і нешкідливі. Інфрачервоне випромінювання буває короткохвильовим ($\lambda =$ від 0,74 до 2,5 мкм – температура нагрівального елемента більше 800°C), середньохвильового (середньохвильові: $\lambda =$ від 2,5 до 50 мкм (температура елемента до 600°C) і довгохвильовим (довгохвильові: $\lambda =$ від 50 до 2000 мкм (температура елемента менше 300°C) [1]¹⁾. Короткохвильове та середньохвильове випромінювання характеризується високою інтенсивністю теплового потоку, великою агресивністю. Короткохвильове інфрачервоне випромінювання, на відміну від довгохвильового інфрачервоного випромінювання, може викликати почервоніння шкіри в місці пролучення. Причина цього в тому, що капілярні судини розширюються, посилюється кровообіг, незабаром на місці опромінення може з'явитися опік. Так само, при попаданні короткохвильових інфрачервоних променів на органи зору, може виникнути катаракта. Важливі моменти, яких необхідно дотримуватися при використанні короткохвильових

¹⁾ [1] Леконт Ж. Инфракрасное излучение. Москва: физико-математическая литература, 1958. 582 с.

випромінювачів – це відстань від обігрівача до людини і час перебування людини під обігрівачем [2]¹⁾.

Довгі хвилі найбільш глибоко проникають в організм, викликаючи його максимальний прогрів. Саме на цій властивості заснований ефект теплового лікування, широко використовується в фізіотерапевтичних кабінетах. Важлива характеристика інфрачервоного випромінювання – довжина хвилі (частота) випромінювання. На думку співробітників НДІ медицини праці при Академії наук Росії, інфрачервоне випромінювання позитивно діє на організм, якщо довжина його хвилі не перевищує довжини хвилі, що виділяється самою людиною. Тому можна отримати явище, що називається «резонансним поглинанням», при якому зовнішня енергія буде активно поглинатися тілом: інтенсивність випромінювання людського тіла в інфрачервоному спектрі знаходиться в діапазоні від 70 до 200 мкм, максимальне випромінювання в діапазоні від 90 до 115 мкм [1]²⁾.

Використання ІЧ-випромінювання особливо сприятливо впливає на імунну систему дітей, на здоров'я людей похилого віку та осіб з ослабленим здоров'ям. ІЧ промені ефективно усувають запалення, при простудних захворюваннях пригнічується розмноження хвороботворних бактерій не тільки в організмі людини, але і в навколишній атмосфері. ІЧ-випромінювання має хороший косметичний ефект – поліпшується циркуляція крові в шкірному покриві, внаслідок чого поліпшується колір обличчя, розгладжуються зморшки, шкіра виглядає молодшою. Застосування ІЧ-опалення сприяє оздоровленню ряду захворювань шкіри (псоріаз, алергія, нейродерміт та ін.), загоєнню ран, порізів. При іонізації повітряного простору ІЧ випромінюванням, таке захворювання, як алергія на пил, йде на спад. Довгохвильове ІЧ-випромінювання абсолютно безпечно, надає м'яку оздоровчий вплив на організм здорових людей.

¹⁾ [2] Дерибере М. Практические применения инфракрасных лучей. Москва: ГЭИ, 1959. 443 с.

²⁾ [1] Леконт Ж. Инфракрасное излучение. Москва: физико-математическая литература, 1958. 582 с.

Теплообмін – процес перенесення теплоти від одного тіла до іншого. Теплообмін завжди відбувається по напрямку: від тіл з більш високою температурою до тіл з нижчою. Теплообмін може здійснюватися трьома способами: теплопровідністю, конвекцією і інфрачервоним випромінюванням. Теплопровідність – передача внутрішньої енергії від однієї частини тіла до іншої або від одного тіла до іншого при їх безпосередньому контакті. Конвекція – теплопередача, здійснювана шляхом перенесення енергії потоками газу (повітря) або рідини. Інфрачервоне випромінювання – електромагнітне випромінювання, що випускається за рахунок внутрішньої енергії тілом, що знаходиться при певній температурі. Всі нагріті в тій чи іншій мірі тіла, випромінюють інфрачервоні промені. І організм людини, не є винятком. Чим вище температура тіла, тим більше енергії передає воно шляхом випромінювання. При цьому енергія частково поглинається цими тілами, а частково відбивається.

На відміну від рентгенівських, ультрафіолетових або НВЧ інфрачервоні промені абсолютно безпечні для організму людини в діапазоні випромінювання тіла самої людини.

Діапазон випромінювання тіла людини від 6 до 20 мкм. Тому будь-яке зовнішнє випромінювання з такими довжинами хвиль наш організм сприймає, як своє власне і інтенсивно поглинає його. Організм отримує при цьому поліпшення мікроциркуляції крові, підвищується швидкість окислювально-відновних процесів. Людина відчуває поліпшення самопочуття, знімається втома [2]¹⁾.

Найвідоміший природний джерело інфрачервоних променів на нашій Землі – це Сонце. Сонце знаходиться на відстані багатьох мільйонів кілометрів (близько 150 млн. км) і, оскільки його орбіта має форму еліпса, відстань до Землі змінне. Однак, це не заважає Сонцю передавати енергію через все це величезний простір, практично не витрачаючи енергію, не

¹⁾ [2] Дерибере М. Практические применения инфракрасных лучей. Москва: ГЭИ, 1959. 443 с.

нагріваючи простір. Замість цього нагрівається безпосередньо Земля, на яку потрапляють сонячні промені, і вже земля та інші нагріті Сонцем предмети нагрівають повітря.

А найвідоміший штучний джерело довгохвильових інфрачервоних променів – це російська піч, тепло від якої обігрівало весь будинок. І як м'яке природне тепло приємно зігриває промезшее «до кісток» тіло, практично вливаючись в нього.

Інфрачервоні хвилі в діапазоні далекого випромінювання проходять через повітря, майже не нагріваючи його, проникають в тіло людини, на клітинний рівень і запускають там ферментативну реакцію. Спочатку інфрачервоне випромінювання почали застосовувати в США в клініках для обігріву недоношених новонароджених дітей, що підтверджує безпеку впливу інфрачервоної енергії на людину. І, саме цими хвилями опромінює мати плід в період від зачаття і до самого народження.

Позитивний вплив довгохвильового випромінювання на живий організм підтверджують новітні дослідження в галузі біотехнологій [3]¹⁾.

Людина постійно потребує підживлення теплом. У разі нестачі довгохвильового тепла організм послаблюється, людина відчуває погіршення самопочуття, починає хворіти. Впливає це і на швидке старіння. Наприклад, укладені в глибоке підземелля, люди старіють набагато швидше, через недостатнє отримання довгохвильового тепла.

Дальні інфрачервоні промені називають променями життя (біогенетичними променями), так як вони зіграли ключову роль в розвитку життя на нашій планеті.

Інфрачервоне (теплове) випромінювання від нагрітих предметів сприймається шкірою людини як відчуття тепла. При цьому довжина випромінюваної хвилі, залежить від температури нагрівання: чим вище температура, тим коротше довжина хвилі і вище інтенсивність випромінювання.

¹⁾ [3] Козелкин В.В., Усольцев И.Ф. Основы инфракрасной техники: учебн. пособ. Изд. 2-е, перераб. и доп. Москва: Машиностроение, 1967. 336 с.

При низьких температурах випромінювання нагрітого твердого тіла майже цілком розташоване в інфрачервоної області, і таке тіло здається темним. При підвищенні температури випромінювані тілом хвилі зміщуються в видиму область спектра, і тіло спочатку здається темно-червоним, потім червоним, жовтим і, нарешті, при високих температурах – білим [4]¹⁾.

Довгохвильові обігрівачі мають найменшу температуру випромінюючої поверхні, тому виділяють хвилі переважно в частині довгохвильового спектра. При такій температурі поверхні вони не світяться, їх називають темними. Середньохвильові обігрівачі мають температуру поверхні вище і їх зазвичай називають сірими, а короткохвильові, з максимальною температурою – білими або світлими. Короткохвильове інфрачервоне випромінювання є найбільш активним, оскільки володіє найбільшою енергією фотонів, здатних проникати в тканини організму і інтенсивно поглинатися водою, що міститься в тканинах. Інфрачервоні промені роблять на організм людини в основному тепловий вплив, під впливом якого в організмі відбуваються теплові зрушення, зменшується кисневе насичення крові, знижується венозний тиск, сповільнюється кровотік і, як наслідок, настає порушення діяльності серцево-судинної і нервової систем. Перебувати під впливом короткохвильового інфрачервоного випромінювання тривалий час не рекомендується, так як це може принести шкоду здоров'ю людини.

Ми визначилися з однією характеристикою інфрачервоного випромінювання – це довжина хвилі. Друга, не менш важлива – інтенсивність випромінювання, яку можна визначити як енергію, що випромінюється з одиниці площі в одиницю часу (ккал / (м² · год) або Вт / м²) [3]²⁾.

Вплив інфрачервоного випромінювання може бути загальним і локальним. При довгохвильовому випромінюванні підвищується температура поверхні тіла, а при короткохвильовому – змінюється температура легенів,

¹⁾ [4] Соловьев С.М. Инфракрасная фотография. Москва: Искусство, 1960. 216 с.

²⁾ [3] Козелкин В.В., Усольцев И.Ф. Основы инфракрасной техники: учебн. пособ. Изд. 2-е, перераб. и доп. Москва: Машиностроение, 1967. 336 с.

головного мозку, нирок і деяких інших органів людини. Значна зміна загальної температури тіла (1,5-2 °С) відбувається при опроміненні інфрачервоними променями великої інтенсивності. Впливаючи на мозкову тканину, короткохвильове випромінювання викликає "сонячний удар". Людина при цьому відчуває головний біль, запаморочення, почастищення пульсу і дихання, потемніння в очах, порушення координації рухів, можлива втрата свідомості. При інтенсивному опроміненні голови йт набряк оболонок і тканин мозку, виявляються симптоми менінгіту та енцефаліту. Так само, при попаданні короткохвильових інфрачервоних променів на органи зору, може виникнути катаракта.

Тому і не можна тривалий час перебувати під впливом короткохвильового обігрівача. Важливо знаходитися на певній відстані від таких обігрівачів і не тривалий час.

Приємно погрітися біля багаття в холодну пору, але не варто засовувати в нього руки. Нагадаємо, що перераховані вище наслідки від недотримання правил використання короткохвильового ІЧ обігрівача, не слід ототожнювати з впливом довгохвильового ІЧ обігрівача.

Науці невідомі які-небудь негативні впливи довгохвильового інфрачервоного випромінювання на організм людини. Навпаки, зараз довгохвильове інфрачервоне випромінювання знайшло широке поширення в медицині, що говорить не тільки про його нешкідливість, але і про корисну дію на організм.

Продукція, що використовує інфрачервоне випромінювання в його довгохвильовому діапазоні здатна надавати терапевтичний вплив на стрес і втому, дратівливість, простудні та ін. Захворювання. А приємне м'яке тепло ми сприймаємо як свою рідну, природне тепло [1]¹⁾.

¹⁾ [1] Леконт Ж. Инфракрасное излучение. Москва: физико-математическая литература, 1958. 582 с.

1.1 Фізіологічна реакція організму на інфрачервоний вплив

Регулюванням потовиділення принципово можливо вводити в організм цілющі речовини – з'являється принципово новий динамічний підхід до фізіотерапії, нові методики лікування, наприклад, детоксикація організму при отруєнні гербіцидами і добривами в сільському господарстві, аерозолями при аваріях на хімічних виробництвах тощо. Очевидно, що обсяги речовини, необхідних для таких процедур на порядки менше, ніж для стандартних процедур при прийомі ванн.

Для інфрачервоного випромінювання, що проходить крізь живі тканини, властиво сильне розсіювання. Блажен інфрачервоне випромінювання (приблизно до $\lambda = 1,4$ мкм) пропускається епідермісом, в основному поглинається кров'ю в шарах дерми і підшкірної клітковини на глибині 2,5-4 см [4]¹⁾. На пропускання променів даного діапазону великий вплив мають спектральні характеристики води і крові. Для них характерно найбільше відображення шкірного покриву. Це пояснюється сильним розсіюванням променевої енергії в глибоких шарах шкіри. Дослідження функції розсіювання дозволило встановити відповідність її закону Ламберта у всьому дослідженому діапазоні довжин хвиль. Середньохвильове інфрачервоне випромінювання ($\lambda > 1,5-2$ мкм) повністю поглинається міститься в тканинах водою в епідермісі, внаслідок чого шкіра для нього не прозора. В діапазоні 3-6 мкм спостерігаються сильні смуги поглинання С-Н, N-H і О-Н зв'язків в органічних речовинах, що входять до складу шкіри. Коефіцієнт відображення шкірного покриву довгохвильового випромінювання 2-20 мкм приймають рівним 4,6% [3]²⁾.

Інфрачервоне випромінювання викликає в основному тепловий ефект, проникаючи на різну глибину живої тканини, об'ємно нагріваючи шари. Теп-

¹⁾ [4] Соловьев С.М. Инфракрасная фотография. Москва: Искусство, 1960. 216 с.

²⁾ [3] Козелкин В.В., Усольцев И.Ф. Основы инфракрасной техники: учебн. пособ. Изд. 2-е, перераб. и доп. Москва: Машиностроение, 1967. 336 с.

лова дія інфрачервоного випромінювання залежить від довжини хвилі і спектральної проникаючої здатності ділянок шкіри, визначаючи теплові градієнти у внутрішніх шарах живої тканини. При однаковій щільності потужності випромінювання, але різної довжини хвилі реакція організму може бути різною. Поява перепаду температури призводить до переповнення кровоносних судин кров'ю і посилення обміну речовин. Посилена циркуляція крові, підвищена проникність судинної стінки ведуть до вступу в кров з тканин значної кількості рідини і супроводжуються збільшенням тепловіддачі шляхом потовиділення і випаровування. ІЧ-випромінювання надають висушують і потогінну дію. Поглинаючись тканинами організму, квант енергії інфрачервоного випромінювання трансформується в теплову енергію. При цьому виникає судинна реакція як результат безпосередньої дії тепла і збудження терморцепторів, імпульси від яких надходять в терморегуляційні центри і викликають теплорегуляційні реакції. Судинна реакція зявляється двома фазами. Спочатку настає короткочасна, незначно виражена фаза спазму, яка потім змінюється фазою активної гіперемії (активного тонічного розширення судин). В результаті активної гіперемії підвищується місцева васкуляризація тканин, у багато разів зростає кількість крові, що постачає тканини.

Додатковими реакціями організму на інфрачервоне випромінювання є прискорення обмінних, біохімічних процесів, окислювальних реакцій, що підвищують життєдіяльність тканин, короткохвильове випромінювання може викликати також слабкий фотохімічний ефект. Розширення судин, активізація імунобіологічних процесів, розсмоктування і видалення продуктів метаболізму, підвищення проникності судин обумовлює протизапальну дію і надає лікувальний ефект при хронічних і підгострих запальних процесах [5]¹⁾.

Завданням досліджень є забезпечення управління потовиділенням шляхом впливу інфрачервоного випромінювання на шкірний покрив людини,

¹⁾ [5] Лебедев П.Д. Сушка инфракрасными лучами. Москва: ГЭИ, 1955. 232 с.

тому необхідно знати залежність пропускання, відбиття і поглинання епітеліального шару в залежності від довжини хвилі випромінювання. Дослідження оптичних властивостей шкіри людини ведуться, як правило, на зрізах, відсічених ділянках шкіри, що не дає повної відповіді про проходження променистого потоку крізь шкірний покрив людини при великій різноманітності умов всіляких станів живого організму.

В результаті поглинання інфрачервоних променів шкірою і підлеглими м'якими тканинами в них виникає тепло. Таке тепловий вплив впершу чергу викликає розвиток активної гіперемії, інтенсивність і глибина якої залежать від часу і ступеня опромінення.

Поліпшення крово-лимфообращення сприяє посиленню харчування тканин, розмноження і регенерації тканин. Збільшення кількості лейкоцитів у цих ділянках сприяє розсмоктуванню патологічних продуктів.

Сукупність нервово-рефлекторних впливів, що змінюють умови циркуляції крові, покращуючи обмінні процеси і процеси розсмоктування патологічних продуктів, обумовлюють широке застосування цих променів при різних захворюваннях. Під впливом світла в оптимальних дозах з появою еритеми збільшується хвилинний обсяг серця, посилюється легенева вентиляція при одночасному уреженні частоти дихальних рухів. Світло благотворно впливає на функцію органів травлення, стимулюється білковий, вуглеводний і вітамінно-мінеральний обміни. З підвищенням температури опромінюється ділянки в тканинах посилюються фізико-хімічні процеси, відбувається подразнення рецепторів тканин і інтерорецепторів судинної мережі, порушуються фізіологічні реакції загального та місцевого характеру, підвищується електропровідність і еластичні властивості тканин [2]¹⁾.

Інфрачервоні промені проникають в тканини організму глибше, ніж інші види світлової енергії, що викликає прогрівання всієї товщі шкіри і частково підшкірних тканин. Більш глибокі структури прямому прогріванню не

¹⁾ [2] Дерибере М. Практические применения инфракрасных лучей. Москва: ГЭИ, 1959. 443 с.

піддавалося. Область терапевтичного застосування інфрачервоного випромінювання досить широка: негнійний хронічні і підгострі запальні місцеві процеси, в тому числі внутрішніх органів, деякі захворювання опорно-рухового апарату, центральної і периферичної нервової системи, периферичних судин, очей, вуха, шкіри, залишкові явища після опіків і відморожень.

Лікувальний ефект інфрачервоного опромінення визначається механізмом його фізіологічної дії – він прискорює зворотний розвиток запальних процесів, підвищує тканинну регенерацію, місцеву опірність і противоінфекційну захист. Порушення правил проведення процедур може призвести до небезпечного перегріву тканин і виникнення термічних опіків, а також до перевантаження кровообігу, небезпечної при серцево-судинних захворюваннях.

Абсолютними протипоказаннями є пухлини (доброякісні або злоякісні) або підозра на їх наявність, активні форми туберкульозу, кровотеча, недостатність кровообігу [5]¹⁾.

1.2 Опір шкіряного покриву як інформативна ознака

Тіло людини є провідником електричного струму з різним електричним опором. Найбільший опір електричному струму надає шкіра, тому опір тіла людини визначається, головним чином, опором шкіри.

Електричний опір тіла людини складається з опору шкіри і опору внутрішніх тканин. Шкіра, вірніше її верхній шар, званий епідермісом, має товщину до 0,2 мм і складається в основному з мертвих ороговілих клітин, має більший опір, яке і визначає загальний опір тіла людини. Опір внутрішніх тканин людини незначно і становить 300-500 Ом. При сухій чистій і непошкодженій шкірі опір тіла людини коливається в межах від 2 тис. До 2 млн Ом. При зволоженні і забрудненні шкіри, а також при

¹⁾ [5] Лебедев П.Д. Сушка инфракрасными лучами. Москва: ГЭИ, 1955. 232 с.

пошкодженні шкіри (під контактами) опір тіла значно знижується – від 5 до 500 Ом, тобто доходить до значення, рівного опору внутрішніх тканин тіла [6]²⁾.

Потовиділення обумовлено діяльністю потових залоз, що знаходяться в нижньому (внутрішньому) шарі шкіри. У людини близько 500 потових залоз на 1 см² шкіри.

Зі збільшенням струму і часу його проходження опір тіла людини падає, так як при цьому посилюється місцевий нагрів шкіри, що призводить до розширення її судин, до посилення постачання цієї ділянки кров'ю і збільшення потовиділення.

Шкіра складається з двох основних шарів: зовнішнього – епідермісу і внутрішнього – дерми. Епідерміс, в свою чергу, має кілька шарів, з яких найтовший верхній шар називається роговим. Роговий шар включає в себе кілька десятків рядів мертвих ороговілих клітин, що мають вигляд лусочок, щільно прилеглих одна до одної. Кожна така чешуйка є щільною роговою оболонкою, як би сплюснуту маленьку подушечку, що містить невелику кількість повітря. Роговий шар позбавлений кровоносних судин і нервів і тому є шаром неживої тканини. Товщина його на різних ділянках тіла різна і коливається в межах 0,05-0,2 мм. Найбільшою товщини він досягає в місцях, піддаються постійним механічним впливам, впершу чергу на підшвах і долонях, де, потовщені, він може утворювати мозолі.

Інші шари епідермісу, що лежать під роговим шаром і освічені в основному з живих клітин, можна умовно об'єднати в один так званий паростковий шар. У підставі цього шару безперервно відбуваються розподіл і розвиток нових живих клітин, а вгорі – зроговіння і відмирання клітин, які при цьому змінюють свою форму, ущільнюються, просочуються особливим білковим речовиною і стають клітинами рогового шару, заповнюючи постійно злущуються з поверхні шкіри мертві клітини. внутрішній шар шкіри (дерма)–

²⁾ [6] Вайль Ю.С., Варановский Я.М. Инфракрасные лучи в клинической диагностике и медико-биологических исследованиях. Ленинград: Медицина. Ленингр. отд-ние, 1969. 239 с.

складається з міцних волокон сполучної і еластичної тканини, що переплітаються між собою і утворюють густу міцну сітку, яка і є основою всієї шкіри. Між цими волокнами знаходяться кровоносні і лімфатичні судини, нервові закінчення і коріння волосся. Тут же розташовані потові і сальні залози, вивідні протоки яких виходять на поверхню шкіри, пронизуючи епідерміс. Дерма є живою тканиною; електричний опір її незначно: воно в багато разів менше опору рогового шару [4]¹⁾.

Роговий шар володіє високою механічною міцністю, погано проводить тепло і електрику і є як би захисною оболонкою, що покриває все тіло людини. У сухому і незабрудненому стані роговий шар можна розглядати як діелектрик, так як його об'ємне питомий опір досягає 105 -106 Ом м, а опір нижнього шару шкіри становить всього 300-500 Ом. Сумарний опір тіла людини (зовнішнє плюс внутрішнє) при сухій, чистій і непошкодженій шкірі (вимірний при напрузі 15-20 В) коливається від 3 до 100 кОм і більше [2]²⁾.

Внутрішній опір тіла вважається активним. Його величина залежить від довжини і поперечного розміру ділянки тіла, по якому проходить струм. Зовнішнє опір тіла можна представити у вигляді двох паралельно включених опорів: активного і ємнісного. У практиці зазвичай нехтують ємнісним опором, яке незначно, і вважають опір тіла людини чисто активним і незмінним. У дійсних умовах опір тіла людини не є постійною величиною. Воно залежить від ряду факторів, у тому числі від стану шкіри, стану навколишнього середовища, параметрів електричного кола.

Таким чином, робота сирими руками або в умовах, що викликають зволоження будь-якого з ділянок шкіри створює передумови для важкого результату в разі потрапляння людини під напругу. Пошкодження рогового шару (порізи, подряпини, садна та ін.) Знижують опір тіла до 500-700 Ом, що збільшує небезпеку ураження людини струмом. Такий же вплив надає зволоження шкіри водою або потом.

¹⁾ [4] Соловьев С.М. Инфракрасная фотография. Москва: Искусство, 1960. 216 с.

²⁾ [2] Дерибере М. Практические применения инфракрасных лучей. Москва: ГЭИ, 1959. 443 с.

Таким чином, робота з електроустановками вологими руками або в умовах, що викликають зволоження шкіри, а також при підвищеній температурі, що викликає посилене потовиділення, посилює небезпеку ураження людини струмом. Забруднення шкіри шкідливими речовинами, добре проводять електричний струм (пил, окалина та ін.), призводять до зниження її опору.

Зволоження шкіри знижує її опір навіть у тому випадку, якщо волога володіє великим питомим опором. Так, зволоження сухих рук сильно підсоленою водою знижує опір тіла на 30-50%, а дистильованою водою – на 15-35%. Пояснюється це тим, що волога, по – 7 полегла на шкіру, розчиняє на її поверхні мінеральні речовини і жирні кислоти, виведені з організму разом з потом і шкірним салом, і стає більш електропровідної.

При тривалому зволоженні шкіри роговий шар її розпушується, насичується вологою, в результаті чого його опір майже повністю втрачається.

Опір шкіри, а, отже, і тіла в цілому різко зменшується при пошкодженні її рогового шару, наявності вологи на її поверхні, інтенсивному потовиділенні і забрудненні.

З ростом напруги, прикладеного до тіла людини, опір шкіри зменшується в десятки разів, наближаючись до опору внутрішніх тканин (300-500 Ом). Це пояснюється електричним пробоем рогового шару шкіри при напрузі близько 50 В і вище, тобто збільшенням струму, що проходить через шкіру.

Зі збільшенням частоти струму опір тіла буде зменшуватися, і при 10-20 кГц зовнішній шар шкіри практично втрачає опір електричному струму.

До електротехнічним характеристикам тіла людини слід віднести його опір, а також залежність цього опору від факторів навколишнього середовища, роду і частоти впливає струму, тривалості прикладення напруги, схеми проходження струму через тіло людини [5]¹⁾.

¹⁾ [5] Лебедев П.Д. Сушка инфракрасными лучами. Москва: ГЭИ, 1955. 232 с.

Перераховані параметри досліджуються методом амперметра-вольтметра, причому людина (його тіло) є елементом експериментальної установки.

На характеристики тіла людини впливають форма електрода, зусилля натискання на нього і ряд інших чинників.

Опір тіла людини, виміряний при напрузі 2,4-4,0 В змінного синусоїдального струму частотою 50 Гц по шляху рука-рука, становить 40-200 кОм. Вважається, що це опір складається з трьох послідовно включених опорів: двох однакових опорів зовнішнього шару шкіри (епідермісу), які в сукупності складають так зване зовнішнє опір тіла людини, і одного званого внутрішнім опором тіла, яке включає опір внутрішнього шару (дерми) і внутрішніх тканин тіла [3]¹⁾.

Опір епідермісу складається з активного RH ємнісного CH опорів, включених паралельно. Ємнісний опір обумовлено тим, що в місці дотику електрода до тіла людини утворюється як би конденсатор, обкладками якого є електрод і добре проводять ток тканини тіла людини, що лежать під зовнішнім шаром шкіри, а діелектриком, що розділяє обкладки – цей шар (епідерміс).

Ємнісний опір обумовлено тим, що в місці дотику електрода до тіла людини утворюється конденсатор, обкладками якого є електрод і добре проводять струм тканини тіла людини, що лежать під зовнішнім шаром шкіри, а діелектриком – цей шар (епідерміс). Вважається, що ϵ це плоский конденсатор, ємність якого залежить від площі електрода S , m^2 , товщини епідермісу d , m , і його електричної проникності, яка в свою чергу залежить від багатьох факторів: частоти прикладеної напруги, температури шкіри, наявності в шкірі вологи і ін. При струмі $f = 50$ Гц значення знаходяться в межах 100-200 Φ / m [4]²⁾.

¹⁾ [3] Козелкин В.В., Усольцев И.Ф. Основы инфракрасной техники: учебн. пособ. Изд. 2-е, перераб. и доп. Москва: Машиностроение, 1967. 336 с.

²⁾ [4] Соловьев С.М. Инфракрасная фотография. Москва: Искусство, 1960. 216 с.

Таким чином, на результат електропоразки впливає ряд факторів: величина прикладеної напруги, місце для вкладання, рід протікає через тіло людини струму, частота струму (для змінного струму), полярність (для постійного струму), фактори неелектричних характеру: температура, тиск, вологість, індивідуальні особливості людини і умови його роботи. Всі ці фактори досліджувати в одній лабораторній роботі не представляється можливим. При сталості прикладеної напруги на результат електропоразки впливатиме насамперед опір тіла людини, яке, в свою чергу, залежить від частоти прикладеної напруги, стану людини (шкіри) і площі торкання. Ці залежності і будуть досліджені в даній лабораторній роботі.

Для визначення змін в стані людини необхідно виміряти його пульс і кров'яний тиск. Множення значень цих параметрів лежать в основі способу, що характеризує стан людини при навантаженні.

Пошкодження рогового шару (порізи, подряпини, садна та ін.) Знижують опір тіла до 500-700 Ом, що збільшує небезпеку ураження людини струмом. Такий же вплив надає зволоження шкіри водою або потом [6]¹⁾.

Таким чином, робота з електроустановками вологими руками або в умовах, що викликають зволоження шкіри, а також при підвищеній температурі, що викликає посилене потовиділення, посилює небезпеку ураження людини струмом. Забруднення шкіри шкідливими речовинами, добре проводять електричний струм (пил, окалина та ін.), Призводять до зниження її опору.

Зволоження шкіри знижує її опір навіть у тому випадку, якщо волога володіємо великим питомим опором. Так, зволоження сухих рук сильно підсоленою водою знижує опір тіла на 30-50%, а дистильованою водою – на 15-35%. Пояснюється це тим, що волога, по - 7 полегла на шкіру, розчиняє на

¹⁾ [6] Вайль Ю.С., Варановский Я.М. Инфракрасные лучи в клинической диагностике и медико-биологических исследованиях. Ленинград: Медицина. Ленингр. отд-ние, 1969. 239 с.

її поверхні мінеральні речовини і жирні кислоти, виведені з організму разом з потом і шкірним салом, і стає більш електропровідної [5]²⁾.

При тривалому зволоженні шкіри роговий шар її розпушується, насичується вологою, в результаті чого його опір майже повністю втрачається.

Опір шкіри, а, отже, і тіла в цілому різко зменшується при пошкодженні її рогового шару, наявності вологи на її поверхні, інтенсивному потовиділенні і забрудненні.

З ростом напруги, прикладеного до тіла людини, опір шкіри зменшується в десятки разів, наближаючись до опору внутрішніх тканин (300-500 Ом). Це пояснюється електричним пробоем рогового шару шкіри при напрузі близько 50 В і вище, тобто збільшенням струму, що проходить через шкіру.

Зі збільшенням частоти струму опір тіла буде зменшуватися, і при 10-20 кГц зовнішній шар шкіри практично втрачає опір електричному струму. До електротехнічних характеристик тіла людини слід віднести його опір, а також залежність цього опору від факторів навколишнього середовища, роду і частоти впливає струму, тривалості прикладення напруги, схеми проходження струму через тіло людини [4]¹⁾.

Перераховані параметри досліджуються методом амперметра-вольтметра, причому людина (його тіло) є елементом експериментальної установки.

На характеристики тіла людини впливають форма електрода, зусилля натискання на нього і ряд інших чинників.

Опір тіла людини, виміряний при напрузі 2,4-4,0 В змінного синусоїдального струму частотою 50 Гц по шляху рука-рука, становить 40-200 кОм. Вважається, що це опір складається з трьох послідовно включених опорів: двох однакових опорів зовнішнього шару шкіри (епідермісу), які в

²⁾ [5] Лебедев П.Д. Сушка инфракрасными лучами. Москва: ГЭИ, 1955. 232 с.

¹⁾ [4] Соловьев С.М. Инфракрасная фотография. Москва: Искусство, 1960. 216 с.

сукупності складають так зване зовнішнє опір тіла людини, і одного званого внутрішнім опором тіла, яке включає опір внутрішнього шару (дерми) і внутрішніх тканин тіла [3]²⁾.

1.3 Інформаційна значимість частоти серцевих скорочень

Методика визначення передавальної функції людини для частоти серцевих скорочень (ЧСС) і провідності шкіри полягає у визначенні показників частоти пульсу пульсоксиметром і вимірі опору шкіри при вході і виході випробуваного в прогріту камеру пелоїдотерапія. Перед входом в камеру випробовувані витримуються протягом часу встановлення стабільних показань ЧСС. Фіксується час входу в камеру пелоїдотерапія і зміни показників частоти і опору з періодом, відповідним теоремі

Котельникова, до їх стабілізації. Витримуються стабільні показники ЧСС і провідності протягом приблизно 100 періодів вимірювань. Фіксується час виходу з камери пелоїдотерапія і вимірюються показники до стабілізації ЧСС і опору шкіри. За отриманими результатами визначаються час запізнювання, постійні часу при нагріванні і охолодженні, діапазони змін.

Реакція людини на трапецієподібно інфрачервоне вплив – визначення реакції на плавну зміну потужності випромінювання інфрачервоних випромінювачів до встановив значення ЧСС і провідності шкіри при нагріванні і охолодженні [7]¹⁾.

Випробовувані входять в охолоджену камеру пелоїдотерапія, і витримується час до стабілізації ЧСС. З фіксацією часу включаються всі інфрачервоні керамічні випромінювачі, визначається ЧСС і провідність до стабілізації показників. Потім з фіксацією часу вимикаються керамічні випромінювачі, визначається зміна ЧСС і провідність до охолодження

²⁾ [3] Козелкин В.В., Усольцев И.Ф. Основы инфракрасной техники: учебн. пособ. Изд. 2-е, перераб. и доп. Москва: Машиностроение, 1967. 336 с.

¹⁾ [7] Циркин Г.М., Шперлинг М.М. К вопросу о применении ЭЭГ- и ЭМГ-биоуправления для преодоления патологического двигательного стереотипа. Бюллетень СО РАМН. 2004. № 3. С. 132–133.

випромінювачів і стабілізації частоти серцевих скорочень. Нагрівання випромінювачів визначають по температурі поверхні кераміки термоелектричним датчиком.

Реакція людини на перепади потужності випромінювання – визначення реакції людини на дозовані потужності інфрачервоного опромінення.

Випробовувані поміщаються в непрогріту камеру пелоїдотерапія і витримуються протягом часу до стабілізації ЧСС і опору шкіри. Чи включається 1/3 випромінювачів і витримується час до стабілізації показників на даному рівні потужності. Експеримент повторюється для послідовно для 2/3 і 3/3 потужності випромінювачів. Вимикається група випромінювачів до 2/3 потужності і витримується час до стабілізації показників.

Експеримент повторюється для зниження потужності випромінювання до 1/3 і виключенні всіх випромінювачів до стабілізації ЧСС і опору шкіри. Дані дозволяють судити про реакцію організму на нагрів і охолодження при однакових значеннях потужності випромінювання [8]¹⁾.

Реакція людини на затухаючий гармонійний процес зміни потужності випромінювання – визначення відображення частотою серцевих скорочень і провідність шкіри зміни потужності інфрачервоного опромінення в діапазоні управління.

За датчиком опору шкіри визначається рівень потужності випромінювання, що відповідає середині активної області спектра датчика опору. Забезпечується можливість регулювання потужності швидкодіючих випромінювачів відносно цього рівня в діапазоні приблизно чверті загальної потужності випромінювання. Встановлюється даний рівень випромінювання і витримується до стабілізації показань датчика опору шкіри і ЧСС. Для імітації сходиться процесу використовується 8 ламп, які забезпечують непарна кількість рівнів потужності, наприклад, 9. Після включення

¹⁾ [8] Мосолов С.Н., Бирюкова Е.В., Тимофеев И.В. Применение А-Θ-Тренинга биологической обратной связи при тревожных расстройствах, резистентных к психофармакотерапии (открытое рандомизированное контролируемое исследование). Обзорение психиатрии и медицинской психологии им. В.М. Бехтерева. 2010. №1. С. 15–20.

інерційних керамічних випромінювачів і 4/8 лампових випромінювачів повинна бути забезпечена середина активної області датчика опору. Випробовувані поміщаються в камеру пелоїдотерапія, і вимірюється ЧСС і опір шкіри до встановлення стаціонарних значень.

Перерозподіл потоків крові в організмі може відбуватися практично без підвищення частоти серцевих скорочень, якщо теплові потоки незначні або локальні. При підвищенні теплових навантажень підвищується швидкість кровотоку за рахунок збільшення частоти серцевих скорочень. Вимірювання швидкості кровотоку у великих судинах здійснюється доплерівськими методами на ультразвукових апаратах, що практично виключає можливість їх використання в якості оперативних засобів отримання первинних ознак для управління випромінюванням. Використання пульсоксиметрів дозволяє оперативно отримувати інформацію про частоту серцевих скорочень, однак цей показник характеризує лише можливість перекачування крові серцево-судинною системою, а не тільки пов'язаний з цим відбір теплового потоку з поверхні шкіри [9]¹⁾.

1.4 Частота дихання як індикатор терморегуляції організму

Здатність до терморегуляції – найважливіший гомеостатический механізм, він багато в чому визначає межі розселення і виживання тварин даного виду в різних кліматичних умовах.

Терморегуляція – фізіологічна функція, спрямована на забезпечення оптимальної для даного виду температури глибоких областей тіла незважаючи на коливання температури навколишнього середовища.

Сталість температури тіла називається ізотерм. Для підтримки цього стану необхідно, щоб освіту теплоти і втрата (віддача) були однакові. Терморегуляція у птахів і ссавців настільки ефективна, що коливання темпе-

¹⁾ [9] Пятакович Ф.А., Сурушкин М.А. Мультипараметрическая одноканальная система управления в игровом модуле «Хотх» с биологической обратной связью. Фундаментальные исследования. 2011. №4. С. 139–144.

ратури тіла протягом усього життя цих тварин не перевищують декількох градусів.

При перевищенні комфортного рівня температури навколишнього повітря і виникає небезпека перегріву тіла і, особливо, мозку реагують термічні рецептори (термосенсиори) медіальної преоптичної області гіпоталамуса, активуються особливі відділи симпатичної нервової системи, що забезпечують реакцію розташованих в шкірі холинергічних нервових волокон. Виділення ацетилхоліну призводить до розширення периферичних кровоносних судин і збільшення тепловіддачі за рахунок підвищення температури поверхні тіла і посилення теплоізлучення. При дії ацетилхоліну зростає потовиділення, що призводить до істотного зниження температури тіла за рахунок випаровування. Розвивається теплова задишка – дихання стає частим і поверхневим, що призводить до інтенсивного випаровування вологи у верхніх дихальних шляхах. Одночасно знижується тонус скелетної мускулатури і, отже, зменшується теплопродукція.

При перевищенні комфортного рівня температури навколишнього повітря виникає небезпека перегріву тіла і, особливо, мозком реагують термічні рецептори (термосенсором) медіальної преоптичної області гіпоталамуса, активуються особливі відділи симпатичної нервової системи, що забезпечують реакцію розташованих в шкірі холінегічних нервових волокон. Виділення ацетилхоліну виробляти до розширення периферичних кровоносних судин і збільшення тепловіддачі за рахунок підвищення температури поверхні тіла і посилення тепловипромінювання. При дії ацетилхоліну растет потовиділення, що виробляється до істотного зниження температури тіла за рахунок випаровуваності. Розвивається теплова задишка – дихання стає частина, що виробляє до інтенсивного випаровуваності волога у верхніх дихальних шляхах. Одночасно зніжується тонус скелетної мускулатури, отже, зменшується теплопродукція.

Терморегуляція контролюється корою великих півкуль, що дозволяє оцінити загальну температурну ситуацію і визначити поведінкову реакцію, спрямовану або на уникнення екстремальних температур [10]¹⁾.

¹⁾ [10] Костюк П.Г. Физиология центральной нервной системы: учебн. Пособ. Киев: Выща шк., 1977. 320 с.

2 МОДЕЛЬ ПРОВІДНОСТІ ШКІРЯНОГО ПОКРИВУ ЛЮДИНИ

При збільшенні напруги, а, отже, при зростанні струму опір тіла знижується швидше, що пояснюється, мабуть, більш інтенсивним впливом на шкіру струму більшого значення.

На опір тіла впливає площа контактів, а також місце торкання, так як у одного і того ж людини опір шкіри неоднаково на різних ділянках тіла. Найменшим опором володіє шкіра особи, шиї, рук на ділянці вище долонь і, особливо, на стороні, зверненій до тулуба, пахвових западинах, тильної сторони кисті. Шкіра долонь і підшов має опір у багато разів перевищує опір шкіри інших ділянок тіла.

Різниця в значеннях опору шкіри на різних ділянках тіла пояснюється рядом факторів, в тому числі: різною товщиною рогового шару шкіри, нерівномірним розподілом потових залоз на поверхні тіла, неоднаковою ступенем наповнення кров'ю судин шкіри.

Збільшення струму, що проходить через тіло людини, супроводжується посиленням місцевого нагріву шкіри та дратівної дії на тканини. Це, в свою чергу, викликає рефлекторно, тобто через центральну нервову систему, швидку реакцію організму у вигляді розширення судин шкіри, а, отже, посилення постачання її кров'ю і підвищення потовиділення, що і призводить до зниження електричного опору шкіри в цьому місці. Підвищення напруги, прикладеного до тіла людини U_{np} , викликає зменшення в десятки разів його повного опору Z_h , яке в межі наближається до найменшого значення опору підшкірних тканин тіла (приблизно 500 Ом). Численні дослідження підтверджують характер цієї залежності, хоча значення опорів, отримані при вимірах різними авторами, зазвичай сильно розрізняються. Пояснюється це, головним чином, різними умовами дослідів, а також індивідуальними особливостями піддослідних.

Тривалість протікання струму помітно впливає на опір шкіри, а, отже, на Z_h в цілому, внаслідок посилення з плином часу кровопостачання ділянок шкіри під електродами, потовиділення тощо.

Досліди свідчать, що при невеликих величинах напруги (від 20 до 30 В) за 1-2 хв опір знижується зазвичай на 10-40% (в середньому – на 25%).

При дії електричного струму на організм людини через 2-3 хвилини відбувається пробій рогового шару при напрузі 40 В і частоті прикладеної напруги 50 Гц і 60 В. Пробій рогового шару супроводжується різким збільшенням струму і посиленням відчуттів в місці пробою. Уражена ділянка (електрометкі діаметром 0,5-1 мм) заживає протягом двох-трьох тижнів [11]¹⁾.

2.1 Вплив електромагнітних хвиль на шкіру людини

Вплив електромагнітних хвиль на шкіру людини представляється у вигляді шаруватої структури, що має п'ять шарів: роговий, епідерміс, дерма, гіподерми і м'язи (табл. 2.1)

Використана в теорії орієнтаційної поляризації дає залежність комплексної діелектричної проникності від частоти впливає електромагнітних хвиль, з урахуванням постійної часу релаксації в наступному вигляді [12]²⁾:

$$\dot{\epsilon}(\omega) = \epsilon_{\infty} \epsilon_0 + \frac{(\epsilon_s - \epsilon_{\infty}) \epsilon_0}{1 + j\omega\tau}, \quad (2.1)$$

де ϵ_{∞} – відносна діелектрична проникність при нескінченній частоті;

ϵ_s – статична відносна діелектрична проникність;

¹⁾ [11] Скрипкин Ю.К. Кожные и венерические болезни: учебник. Москва: ГЭОТАР-Медиа, 2001. 544 с.

²⁾ [12] Кузнецов А.Н. Биопизика электромагнитных воздействий: основы дозиметрии. Москва: Энергоатомиздат, 1994. 255 с.

$\varepsilon_0 = 10^{-9}/(36\pi)$ Ф/м – електрична постійна.

Таблиця 2.1 – Параметри шкіри людини

Шар шкіри	Товщина, мм	ε_s	ε_∞	τ , пс
Роговий шар	0,05	60,0	3,0	10,0
Епідерміс	1,5	58,0	3,0	9,4
Дерма	4,0	45,0	4,0	8,0
Гіподерма	10,0	14,7	2,6	7,9
М'язи	∞	50,0	4,0	10,6

У табл. 2.1 наведені параметри шкірного покриву, отримані з і використані нами для розрахунків.

Для знаходження розподілу поглиненої потужності в кожному шарі шкіри людини нам необхідно знати залежність відносної провідності від частоти електромагнітних хвиль – $\sigma(\omega)$. Вона дорівнює [12]¹⁾:

$$\sigma(\omega) = -\omega \cdot \text{Im}(\dot{\varepsilon}(\omega)) = \frac{(\varepsilon_s - \varepsilon_\infty)\varepsilon_0\omega^2\tau}{1 + (\omega\tau)^2}, \quad (2.2)$$

Модуль відносної діелектричної проникності і питома провідність кожного шару істотно залежать від частоти, і кожен з них по-різному реагує на ЕМВ. Як приклад, в табл. 2.2 наведені значення параметрів на частоті 3 ГГц.

Таблиця 2.2 – Параметри шкіри людини на частоті 3 ГГц

Шар шкіри	$ \dot{\varepsilon}_r $	σ , См/м
1	2	3
Роговий шар	58,96	1,73

¹⁾ [12] Кузнецов А.Н. Биофизика электромагнитных воздействий: основы дозиметрии. Москва: Энергоатомиздат, 1994. 255 с.

Епідерміс	57,11	1,58
-----------	-------	------

Продовження таблиці 2.2

1	2	3
Дерма	44,50	1,01
Гіподерма	14,55	0,29
М'язи	49,04	1,47

2.2 Модель опору шкіри людини для змінного струму

Мембрани збудливих тканин (наприклад, нервових і м'язових клітин) будуть найбільш ефективно пропускати струм в клітини при зміні прикладеної напруги. Шкіра в деякій мірі схожа тим, що при зміні напруги пропускає більше тока. Отже, при змінному струмі відбувається постійна зміна напруги з 60 циклами зміни напруги, що відбуваються в секунду. При змінному струмі, якщо рівень струму досить високий, при контакті буде відчуття удару струмом. Якщо струму досить, клітки скелетних м'язів будуть стимулюватися так швидко, як тільки зможуть. Ця швидкість нижче, ніж 60 разів в секунду. Це призведе до скорочення тетанических м'язів, що призведе до втрати довільного контролю м'язових рухів. Клітини серцевого м'яза будуть отримувати 60 стимуляцій в секунду. Якщо амплітуда струму достатня, виникне фібриляція шлуночків. Серце найбільш чутливо до такої стимуляції під час «уразливого періоду» серцевого циклу, який відбувається протягом більшої частини зубця, т.т. тіло має опір току. Більше 99% опірності організму до електричного струму знаходиться на шкірі. Опір вимірюється у Омасі. У мозолястою сухої руки може бути більше 100000 Ом через товстого зовнішнього шару мертвих клітин в роговому шарі. Внутрішній опір тіла становить близько 300 Ом і пов'язане з вологими, щодо солоними тканинами під шкірою. Опір шкіри можна ефективніше обійти, якщо є пробою шкіри від високої напруги, розрізу, глибокого стирання, або при зануренні у воді. Шкіра діє як електричний пристрій, таке як конденсатор, у тому сенсі, що

вона дозволяє текти більшого току, якщо напруга швидко змінюється. Швидко змінюється напруга буде прикладатися до долоні і пальців руки, коли він тримає металевий інструмент, який раптово стосується джерела напруги. Цей тип контакту дасть набагато більшу амплітуду струму в тілі, ніж це могло б статися в іншому випадку. На противагу цьому, при постійному струмі виникає відчуття удару струмом тільки тоді, коли ланцюг замикається або замикається, якщо напруга не є відносно високим. Навіть якщо поточна амплітуда велика, це може не відбутися протягом уразливого періоду серцевого циклу. При змінному струмі тривалість шоку, що перевищує 1 серцевий цикл, безумовно дасть стимуляцію протягом уразливого періоду. Приклад впливу різної сили струму на людину наведений у табл. 2.3 [13]¹⁾.

Таблиця 2.3 – Модель передбачуваного впливу змінного струму частотою 60 Гц *

Величина струму	Вплив на людину
1 мА	Ледь помітний
16 мА	Максимальний струм, який може засвоїти середня людина і «відпустити»
20 мА	Параліч дихальних м'язів
100 мА	Поріг шлуночкової фібриляції
2 А	Зупинення серця і пошкодження внутрішніх органів
15/20 А	Загальний запобіжник розмикає ланцюг

Отже, з табл. 2.3 можна побачити, що контакт з струмом 20 мА може бути смертельним. Як орієнтир, звичайний побутовий вимикач може бути розрахований на 15, 20 і 30 А.

Застосування моделі до людського телу. Приєрм полегшує розуміння перебігу струму в організмі людини. Людина, яка отримує удар струмом, буде мати (як мінімум) 2 точки контакту з джерелом напруги, одним з яких мо-

¹⁾ [13] Николаев Д.В., Смирнов А.В., бобринская И.Г. Биоимпедансный анализ состава тела человека: монография. Москва: Наука, 2009. 392 с.

же бути заземлення. Якщо будь-яка з'єднання вимкнено, струм не буде текти. Аналогія також пояснює, як потік струму може проходити через безліч паралельних шляхів, таких як нерви, м'язи і кістки передпліччя. Величина струму в кожному автомобільному приладі або типі тканини залежить від опору кожного компонента [13]¹⁾.

Рис. 2.1 приймає модель крок вперед. Він показує акумулятор і фари на велосипеді. Є іржаві з'єднання як на позитивній, так і на негативній клеммах акумулятора. Загальний опір, через, яке повинно проштовхуватися напруга, дорівнює 2 іржавим з'єднанням на додаток до опору фар. Більший опір призводить до меншого струму. Іржаве з'єднання аналогічно опору шкіри, а фара аналогічно опору внутрішнього тіла. Загальний опір тіла одно внутрішньому опору тіла плюс 2 опору шкіри.

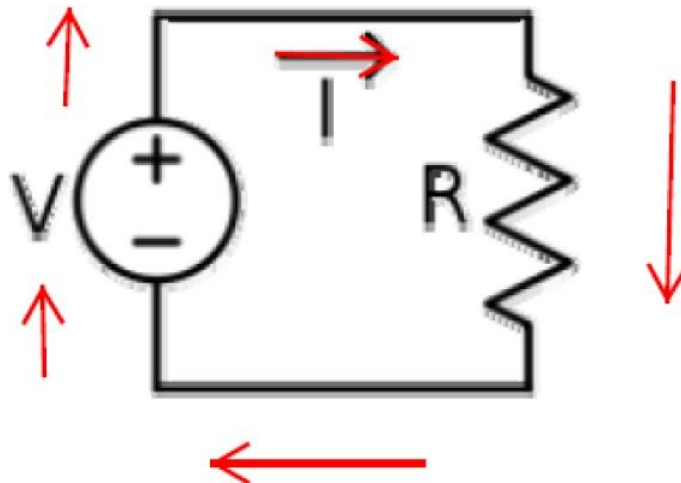


Рисунок 2.1 – Напруга змушує струм (I) протікати через даний опір. Такий круговий шлях струму називається ланцюгом

Змінний струм постійно стимулює нерви і м'язи, що призводить до тетанічних (сталого) скорочення, яке триває до тих пір, поки контакт триває. Якщо це призводить до того, що суб'єкт стискає провідник, то в результаті

¹⁾ [13] Николаев Д.В., Смирнов А.В., бобринская И.Г. Биоимпедансный анализ состава тела человека: монография. Москва: Наука, 2009. 392 с.

триває проходження електричного струму через людини і знижений контактний опір [11]¹⁾.

При змінному струмі виникає відчуття поразки електричним струмом, поки контакт встановлений. Навпаки, з постійним струмом виникає тільки відчуття шоку, коли ланцюг замикається або замикається. Поки контакт підтримується, відчуття шоку немає. При середньоквадратичному значенні напруги менше 300 мА не виникає явища відпускання, тому що рука не затиснута мимоволі. Почуття тепла відчувається під час проходження струму через руку. Створення або розрив ланцюга призводить до хворобливих неприємних ударам. Вище 300 мА відпустити може бути неможливо. Граничне значення для фібриляції шлуночків при ударах постійного струму тривалістю більше 2 секунд становить 150 мА в порівнянні з 50 мА при ударах 60 Гц; для шоків коротше 0,2 с порогове значення таке ж, як для шоків 60 Гц, тобто приблизно 500 мА [13]²⁾.

2.3 Модель опору шкіри людини для постійного струму

Постійний струм – електричний струм, що не змінюється за часом і за напрямком. За напрямком струму беруть напрямок руху позитивно заряджених частинок. Якщо струм утворений рухом негативно заряджених частинок, напрямком його вважають протилежним напрямку руху частинок.

Збільшення струму, що проходить через тіло людини, супроводжується посиленням місцевого нагріву шкіри та дратівної дії на тканини. Це в свою чергу викликає рефлекторно, тобто, через центральну нервову систему, швидку реакцію організму у вигляді розширення судин шкіри, а отже, посилення постачання її кров'ю і підвищення потовиділення, що і призводить до зниження електричного опору шкіри в цьому місці (табл. 2.4).

¹⁾ [11] Скрипкин Ю.К. Кожные и венерические болезни: учебник. Москва: ГЭОТАР-Медиа, 2001. 544 с.

²⁾ [13] Николаев Д.В., Смирнов А.В., бобринская И.Г. Биоимпедансный анализ состава тела человека: монография. Москва: Наука, 2009. 392 с.

Таблиця 2.4 – Визначення опору при змінному струмі

Час дії	с	0,2	0,5	0,7	1	1-30	Більше 30
Величина струму	мА	250	100	75	65	6	1
Опір чоловіка	Ом	700	1000	1065	1150	3000	6000
Напруга	В	175	100	80	75	18	6

Підвищення напруги, прикладеного до тіла людини, викликає зменшення повного опору тіла людини в основному за рахунок зменшення опору шкіри і пояснюється зростанням струму, що проходить через шкіру, і пробовом рогового шару шкіри під впливом прикладеної напруги.

Пробій рогового шару шкіри можливий, якщо напруженість виникла в ньому електричного поля перевищить його пробивну напруженість, рівну, як показують досліди, $E \approx 500-2000 \text{ В / мм}$. Неважко визначити напругу, яка, будучи прикладена до тіла людини викликає пробій рогового шару, тобто пробивна напруга $U_{пр}, \text{ В}$ [14]¹⁾.

Зі збільшенням сили струму чітко проявляються три якісно відмінні матчі-відповіді – реакції організму: відчуття, судорожне скорочення м'язів (неотпусканіє для змінного і больовий ефект для постійного струму) і фібриляція серця. Електричні струми, що викликають відповідну реакцію організму людини, отримали назви відчутних, неотпускаючих і фібриляційних, а їх мінімальні значення прийнято називати граничними.

Відчутний струм – це такий струм, який викликає при проходженні через людину відчутні подразнення. Людина починає відчувати вплив проходить через нього змінного струму частотою 50 Гц значенням 0,5-1,5 мА і постійного струму значенням 5-7 мА (табл. 2.5) [15]²⁾.

¹⁾ [14] Сороко С.И., Трубачев В.В. Нейрофизиологические и психофизиологические основы адаптивного биоуправления. Санкт-Петербург: Политехника-сервис, 2010. 607 с.

²⁾ [15] Котов Ю.Б. Новые математические подходы к задачам медицинской диагностики. Москва: Едиториал УРСС, 2004. 328 с.

Таблиця 2.5 – Характеристика впливу на людину електричного струму різної сили

Сила струму, мА	Змінний стум 50-60Гц	Постійний струм
0,6-1,5	Легке тремтіння пальців рук	Не відчувається
2-3	Сильне тремтіння пальців рук	Не відчувається
5-7	Судоми в руках	Зуд. Відчуття нагрівання
8-10	Руки насилу, але ще можна відірвати від електродів. Сильні болі в руках, особливо в кистях і пальцях	Посилення нагрівання
20-25	Руки паралізуються негайно, відірвати їх від електродів неможливо. Дуже сильні болі. Утруднюється дихання	Ще більше посилення нагрівання, незначне скорочення м'язів рук
50-80	Параліч дихання. Початок тріпотіння шлуночків серця	Сильне відчуття нагрівання. Скорочення м'язів рук. Судоми. Утруднення дихання
90-100	Параліч дихання і серця при впливі більше 0,1 с.	Параліч дихання

Людина відчуває вплив змінного струму промислової частоти силою 0,6-1,5 мА і постійного струму силою 5-7 мА. Ці струми не становлять серйозної небезпеки для організму людини, а так як при їх впливі можливо самостійне звільнення людини, то допустимо їх тривалий перебіг через тіло людини. Для електричних мереж з частотою живлячої напруги 50 Гц в якості першого критерію електробезпеки прийнятий струм $I = 0,6$ мА – пороговий відчутний струм, ймовірність сприйняття якого становить не більше $P = 0,005$.

У тих випадках, коли нищівну силу змінного струму стає настільки сильним, що людина не в змозі звільнитися від контакту, виникає можливість тривалого протікання струму через тіло людини. Такі струми отримали назву неотпускаючих, тривала дія їх може привести до утруднення і порушення дихання. Чисельні значення сили неминучий струму не однакові для різних людей і знаходяться в межах від 6 до 20 мА.

В якості другого критерію електробезпеки прийнятий струм $I = 6$ мА – при протіканні якого через тіло людини ймовірність відпускання становить $P = 0,995$.

Вплив постійного струму не призводить до неотпускаючих ефекту, а викликає сильні больові відчуття, які у різних людей наступають при силі струму 15-80 мА [14]¹⁾.

При протіканні струму в декілька десятих доль ампера виникає небезпека порушення роботи серця. Може виникнути фібриляція серця, т.т. безладні, некоординовані скорочення волокон серцевого м'яза. При цьому серце не в змозі здійснювати кровообіг. Фібриляція триває, як правило, кілька хвилин, після чого слід повна зупинка серця. Процес фібриляції серця незворотній, і струм, що викликав його, є смертельним. Як показують експериментальні дослідження, проведені на тваринах, порогові фібрилляційні струми залежать від маси організму, тривалості протікання струму і його шляху. В якості третьої критерію – нефібрилляційного прийняті струми, величина яких залежить від тривалості впливу.

Внутрішній опір тіла вважається чисто активним, хоча, строго кажучи, воно також має ємнісний складової. Внутрішній опір R_v практично не залежить від площі електродів, частоти струму, а також від значення прикладеної напруги. Приклад наведений на рис. 2.2.

¹⁾ [14] Сороко С.И., Трубачев В.В. Нейрофизиологические и психофизиологические основы адаптивного биоуправления. Санкт-Петербург: Политехника-сервис, 2010. 607 с.

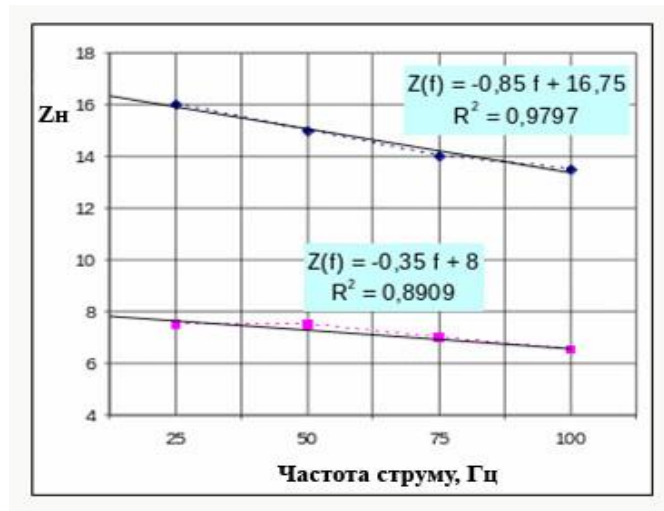


Рисунок 2.2 – Варіант визначення опору зовнішнього шару шкіри Z_n людини постійному струму методом лінійної екстраполяції.

Достовірність апроксимації лінійними рівняннями досить висока – близько 0,9. Проте, характер відхилення результатів вимірювань від лінії регресії показує, що апроксимація в кожному конкретному випадку може бути більш точною, якщо використовувати нелінійну функцію. Приклад такої апроксимації наведено на рис.2.3 і рис 2.4 [16]¹⁾.

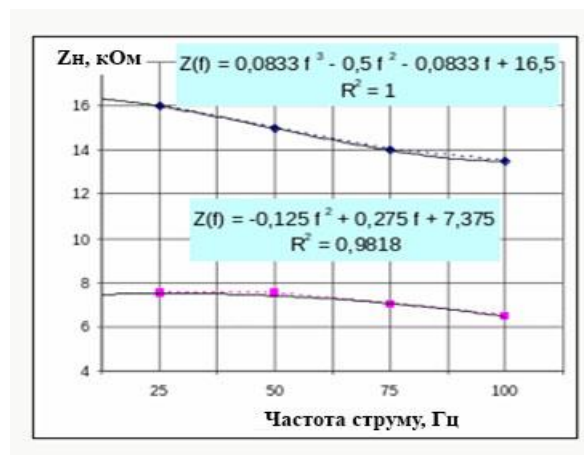


Рисунок 2.3 – Варіант визначення опору зовнішнього шару шкіри Z_n людини постійному струму методом нелінійної екстраполяції

¹⁾ [16] Чернавский Д.С. Синергетика и информация (динамическая теория информации): учебн. пособ. Изд. 2-е. Москва: УРСС, 2004. 288 с.

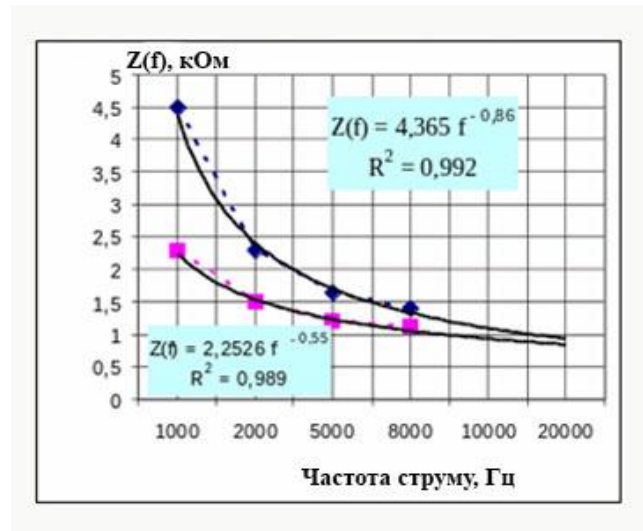


Рисунок 2.4 – Варіант визначення внутрішнього електричного опору гв людини

2.4 Модель визначення ЧСС по поглинанню ІЧ випромінювання

При взаємодії інфрачервоного випромінювання з поверхнею шкіри частина оптичного випромінювання відбивається, частина розсіюється і поглинається. Фотобіологічні реакції виникають при поглинанні електромагнітної енергії, яка зростає зі зменшенням довжини хвилі. Різні шари шкіри по-різному поглинають випромінювання довжини хвилі. Глибина проникнення зростає при переході від ультрафіолетового до помаранчевого від 0,7-0,8 до 2,5 мм, а для червоного становить 20-30 мм. У ближньому інфрачервоному діапазоні на довжині хвилі 950 нм проникаюча здатність досягає максимуму і становить 60-70 мм, в середньому і далекому інфрачервоному діапазонах різко знижується до 0,5-0,1 мм [17]¹⁾. Короткохвильове інфрачервоне випромінювання переважно для внутрішнього прогріву суглобів, хребта, масажних маніпуляцій, довгохвильове – для загального прогріву поверхні тіла. Процес взаємодії випромінювання різних спектральних діапазонів відрізняються істотно. довгохвильове – передача

¹⁾ [17] Федюкин Г.В. Справочная книга по светотехнике. Изд. 3-е, перераб. и доп. Москва: Знак, 2006. 972 с: ил.

поверхневої теплової хвилі теплопровідністю, короткохвильове – об'ємне поглинання енергії теплового потоку. При покритті пелоїди ділянки тіла глибинне проникнення випромінювання через пелоид неможливо.

Те, що відбувається при поглинанні енергії ІЧ випромінювання освіту тепла призводить до локального підвищення температури опромінюваних шкірних покривів на 1-2 °С і викликає місцеві теплорегуляційні реакції поверхневої судинної мережі. Очевидно, що і відбір тепла за рахунок перенесення крові буде більш ефективний при об'ємному поглинанні, оскільки мережа приповерхневих кровоносних судин також є об'ємне утворення. Судинна реакція виражається в короткочасному спазмі судин (до 30 сек), а потім збільшенні локального кровотоку і зростанні об'єму циркулюючої в тканинах крові.

Важливим параметром впливу є час прихованої реакції на подразник – проміжок часу від моменту роздратування до реакції на нього [18]¹⁾.

Перерозподіл потоків крові в організмі може відбуватися практично без підвищення частоти серцевих скорочень, якщо теплові потоки незначні або локальні. При підвищенні теплових навантажень підвищується швидкість кровотоку за рахунок збільшення частоти серцевих скорочень. Вимірювання швидкості кровотоку у великих судинах здійснюється доплерівськими методами на ультразвукових апаратах, що практично виключає можливість їх використання в якості оперативних засобів отримання первинних ознак для управління випромінюванням. Використання пульсоксиметрів дозволяє оперативно отримувати інформацію про частоту серцевих скорочень, однак цей показник характеризує лише можливість перекачування крові серцево-судинною системою, а не тільки пов'язаний з цим відбір теплового потоку з поверхні шкіри. Потовиділення є активним, керованим центральною нервовою системою, ефективним.

¹⁾ [18] Патологическая физиология: в 2 т. / гл. ред. В.В.Новицкого. Санкт-Петербург: ЭЛБИ-СПб, 2007. Т. 2. 768 с.

З наведеного якісного аналізу випливає, що частота серцевих скорочень є значущим ознакою реакції організму на зовнішнє інфрачервоне вплив. Реакція судинної системи на відбір зовнішнього теплового потоку кровоносною системою і початок роботи системи скидання тепла випаровуванням становить приблизно 10 секунд, що можна прийняти за попередній показник реакції на стрибкоподібне тепловий вплив. Другою значущою ознакою реакції на щільність потужності інфрачервоного випромінювання можна визнати потовиділення, яке видається провідністю ділянки шкіри.

Чим вище температура навколишнього середовища, тим менше стає різниця між температурою навколишнього середовища і температурою шкірного покриву або захисного одягу.

При температурах навколишнього середовища вище температури тіла паркан тепла здійснюється з природного середовища.

Піднімається температура тіла, яка включає в роботу терморегулювальний центр.

В результаті збільшується частота серцевих скорочень (HR) (частота серцевих скорочень збільшується, приблизно, на п'ять ударів в хвилину на кожен відсоток втрати води в людському організмі) і підвищується температура тіла всередині організму [17]¹⁾.

Якщо при цьому продовжувати роботу, то поступово підвищиться температура тіла, яка може рости, приблизно, до 40 °С; при цій температурі може виникнути хвороба терморегуляції.

Розрахунок розподілу води в позаклітинному (ECW) і внутрішньоклітинному (ICW) просторі до і після 2-годинної силового навантаження по зневодненню організму при 30 °С кімнатної температури [18]²⁾.

Отже, температура організму зсередини продовжує зростати.

¹⁾ [17] Федюкин Г.В. Справочная книга по светотехнике. Изд. 3-е, перераб. и доп. Москва: Знак, 2006. 972 с: ил.

²⁾ [18] Патологическая физиология: в 2 т. / гл. ред. В.В.Новицкого. Санкт-Петербург: ЭЛБИ-СПб, 2007. Т. 2. 768 с.

Поступове скорочення кровообігу в шкірному покриві призводить до все більш значного підвищення температури, і це, в свою чергу, веде до скорочення і навіть припинення потовиділення і більш різкого підвищення температури тіла, що викликає судинну недостатність і може призвести до смерті або непоправного збитку для мозку.

Однак, як показують праці кількох дослідників, щоб змусити людину потіти, потрібна вища температура тіла для стимуляції потових залоз, а це призводить до того, що чутливість потових-ділительних залоз, в кінці кінців, стає обмеженою.

Зменшення кровообігу в шкірному покриві і функціонування потовидільної залози впливають на терморегуляцію і теплові втрати таким чином, що температура тіла підвищується більше, ніж в повністю гидратирован-ном стані.

З несприятливими наслідками термічного перегріву стикаються тільки там і тоді, де температура тіла піднімається вище звичайних значень, а рівень потовиділення високий.

У цьому випадку певна фізична навантаження (наприклад, їзда на велосипедному ергометрі) призведе до такої ж навантаженні на кровоносну систему, тобто викличе одну і ту ж частоту серцевих скорочень і підвищить температуру тіла на одну і ту ж величину – незалежно від віку і статі.

При виконанні певної роботи (потужність якої вимірюється, наприклад, у ВАТ) людина з більш низькою аеробного здатністю отримає вищу частоту серцевих скорочень і матиме підвищену температуру тіла, і, в порівнянні з тим, у кого вищий рівень максимального споживання кисню – V_{Chmax} , йому буде важче справлятися з додатковим навантаженням спекотної зовнішнього середовища [15]¹⁾.

У них спостерігається підвищений рівень потовиділення, а що виникає в зв'язку з цим більш інтенсивне охолодження шкірного покриву обумовлює

¹⁾ [15] Котов Ю.Б. Новые математические подходы к задачам медицинской диагностики. Москва: Едиториал УРСС, 2004. 328 с.

більш низьку температуру тіла і призводить до зниження частоти серцевих скорочень при роботі в одних і тих же умовах.

Тепловий перегрів призводить до збільшення частоти серцевих скорочень і підвищення температури тіла.

Максимальна частота серцевих скорочень і / або температура тіла близько 40 °С є абсолютним фізіологічним межею для роботи в умовах жаркого клімату.

Показник частоти серцевих скорочень (IHR) [16]¹⁾:

$$IHR = 0,4M + (2,5 / clo) (Ta - 36) + 80e^{-0,0047(freq - fmax)}, \quad (2.3)$$

де M – рівень метаболізму (ВАТ);

I4x – кількість механічної роботи (у ВАТ);

clo – одиниця теплоізоляції одягу, температура повітря (°С);

freq ~ повна теплове навантаження на організм людини і навколишнє середовище (у ВАТ);

fmax ~ потужність охолоджуючого потоку випаровування для одягу і навколишнього середовища (у ВАТ).

Як лінійна функція (між температурою тіла в анальному отворі і частотою серцевих скорочень) для серцевих скорочень в діапазоні, приблизно, до 150 ударів в хвилину [18]²⁾.

2.5 Модель визначення частоти дихання

Дихання здійснюється в результаті періодичних змін обсягу грудної порожнини. Збільшення її обсягу забезпечує вдих (інспірації), зменшення – видих (експірації). Фази вдиху і наступного за ним видиху складають ди-

¹⁾ [16] Чернавский Д.С. Синергетика и информация (динамическая теория информации): учебн. пособ. Изд. 2-е. Москва: УРСС, 2004. 288 с.

²⁾ [18] Патологическая физиология: в 2 т. / гл. ред. В.В.Новицкого. Санкт-Петербург: ЭЛБИ-СПб, 2007. Т. 2. 768 с.

хальний цикл. Під час вдиху атмосферне повітря через повітроносні шляхи надходить в легені, при видиху частина повітря залишає їх.

Співвідношення величин легеневих обсягів і ємностей представлено на рис. 2.5.

При дослідженні зовнішнього дихання використовуються наступні показники і їх аббревіатура.

Загальна ємність легенів (ОЕЛ) – об'єм повітря, що знаходиться в легенях після максимально глибокого вдиху (4-9 л).

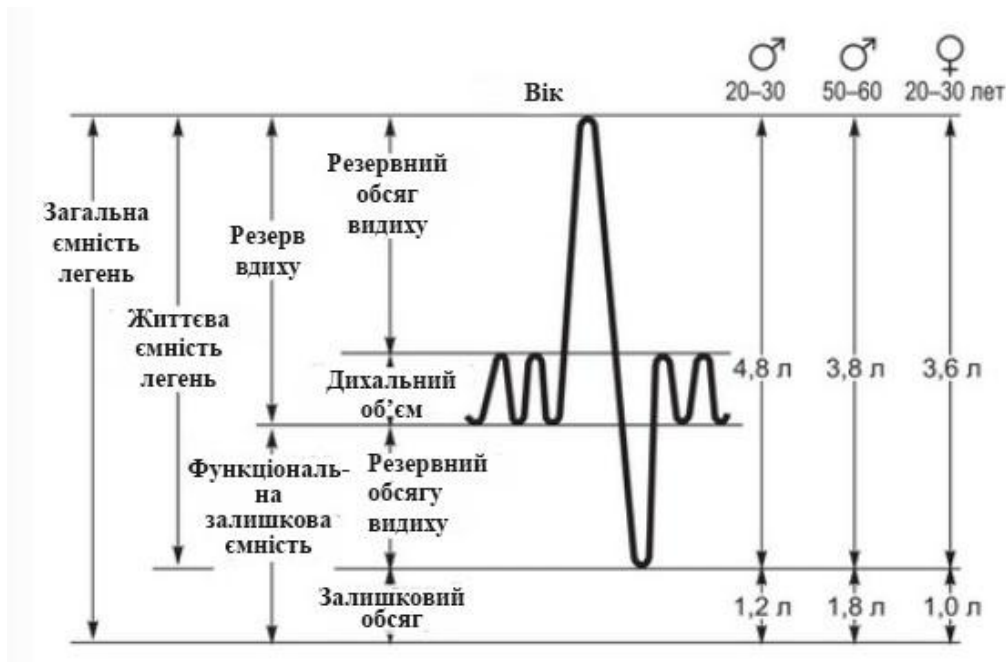


Рисунок 2.5 – Величин легеневих обсягів і ємностей

Для розрахунку частоти дихання вихідні значення концентрації CO_2 коректували відповідно до інструкцій з урахуванням залежності тиску датчика CO_2 показання 1,6% на відхилення кПа від нормального тиску. Швидкість виробництва діоксиду вуглецю. Потім з використанням наступного виразу [16]¹⁾:

¹⁾ [16] Чернавский Д.С. Синергетика и информация (динамическая теория информации): учебн. пособ. Изд. 2-е. Москва: УРСС, 2004. 288 с.

$$R_{CO_2} = \frac{1}{W} \frac{([CO_2]_{t_2} - [CO_2]_{t_1})}{(t_2 - t_1)} \frac{1}{100 \cdot V}, \quad (2.4)$$

де $[CO_2]_{t_2}$ та $[CO_2]_{t_1}$ були концентрації CO_2 для t_2 та t_1 (h) відповідно;

W (кг) був вагою продукту;

V (мл) був вільним об'ємом всередині дихальної камери.

R_{CO_2} дані будли згладженні з використанням методу Савицького-Голя.

O_2 був оцінений зі значень CO_2 абсолютний і диференційний тиск, враховуючи, що зміни в диференціальному тиску були в основному пов'язані з різницею між молями утворився CO_2 і молями O_2 . Інші фактори, такі як парціальний тиск водяної пари (близьке до значення насичення протягом майже всього експерименту) або внесок змін тиску утворюються легких сполук, не враховувалися. Таким чином, концентрація кисню всередині дихальної камери була розрахована з використанням наступного виразу [14]¹⁾:

$$[O_2]_{c,t_2} = [O_2]_{c,t_1} - ([CO_2]_{t_2} - [CO_2]_{t_1}) + \frac{(P_{dif,t_2} - P_{dif,t_1})}{P_{t_2}} \cdot 100, \quad (2.5)$$

де $[O_2]_{c,t_2}$, та $[O_2]_{c,t_1}$ (%) були розраховані концентрації O_2 для певних t_2 та t_1 (s) разів, відповідно;

$[CO_2]_{t_2}$, $[CO_2]_{t_1}$ (%), а також P_{dif,t_2} , та P_{dif,t_1} (мбар) були виміряні CO_2 і перепади тиску для цих часів, відповідно, й було виміряно абсолютний тиск за певний час t_2 .

¹⁾ [14] Сороко С.И., Трубачев В.В. Нейрофизиологические и психофизиологические основы адаптивного биоуправления. Санкт-Петербург: Политехника-сервис, 2010. 607 с.

3 АПАРАТНО-ПРОГРАМНІ МОЖЛИВОСТІ ОТРИМАННЯ ПЕРВИННОЇ ІНФОРМАЦІЇ

В даний час існує безліч варіантів побудови лабораторних систем, що дозволяють здійснювати збір даних, обробку та аналіз сигналів, а також управління зовнішнім обладнанням. Серед таких рішень можна виділити платформи, які об'єднують досить потужні апаратні модулі збору даних і управління з універсальними драйверами і прикладним програмним забезпеченням, що реалізує графічні мови програмування. Такі системи дозволяють ефективно вирішувати багато технічних і дослідницькі завдання, мінімізуючи витрати часу на розробку, так як запропоновані апаратні модулі досить універсальні, а системи графічного програмування вимагають мінімального часу освоєння. Розробнику не потрібно витрачати значні ресурси на вивчення мов програмування і вдосконалення своєї кваліфікації в розробці електронних систем з програмованими компонентами. Найбільш відомим прикладом таких систем є продукція американської компанії National Instruments, яка об'єднує десятки різних модулів збору даних, універсальні драйвера для поширених операційних систем і систем графічного програмування в середовищі LabVIEW (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench), що дозволяє розробляти лабораторні віртуальні прилади.

Однак платою за універсальність і мінімальний час освоєння таких платформ є їх недостатня гнучкість – не вистачає можливостей систем графічного програмування при вирішенні ряду задач і доводиться програмувати апаратні модулі, використовуючи звичайні мови програмування. Це вимагає досить детального вивчення технічних особливостей пристрою використовуваних апаратних модулів збору даних і управління. Крім того, використання таких платформ обмежена високою їх вартістю. Також необхідно враховувати, що створення інтерфейсів користувачами зазвичай є одним з найбільш витратних за часом етапів розробки програмного забезпечення. Найбільш

гнучкі можливості дає створення лабораторних пристроїв на базі дискретних електронних компонент і щодо дрібних мікропроцесорних модулів [19]¹⁾.

Сьогодні широкого поширення набули такі Мікрокомп'ютерні системи з можливістю модернізації за допомогою дискретних елементів, як Parallax Basic Stamp, Handy Board, Raspberry PI, Arduino та інші. Використання таких систем передбачає самостійною розробку програмного забезпечення керуючих мікропроцесорів на мовах програмування високого рівня і мовою асемблера. Однак, така гнучкість і мінімальні витрати на матеріали досягаються значними тимчасовими витратами і вимагають дуже високої інженерної кваліфікації розробників – електронників і програмістів.

На практиці існує два підходи до створення пристрою для збору даних. До першого відноситься підходу з використанням спрощених мікрокомп'ютерних систем, які використовують графічний мову програмування. Другий ґрунтується на застосуванні систем, створених за допомогою дискретних елементів, але вимагають створення програмного забезпечення на високорівневих мовах програмування. Між цими двома основними підходами до створення подібних пристроїв існують проміжні рішення, об'єднують невеликі, недорогі апаратні модулі і програмне забезпечення у вигляді «спрощених» мов програмування, що володіють значно більшою гнучкістю в порівнянні з графічними мовами програмування, але які не потребують детального вивчення особливостей архітектури конкретних сімейств мікропроцесорів. Одним з найбільш вдалих представників такого класу апаратно-програмних платформ, на наш погляд, є платформа Arduino. З огляду на дані підходи в конструюванні апаратних модулів для збору даних можна стверджувати, що платформа Arduino, може бути ефективно використана для вирішення цілого ряду науково-технічних завдань, при цьому істотно знижуючи час і вартість розробки. Платформа Arduino – це проста у використанні відкрита електронна платформа, що включає так звані стартові набори розробника (Starter kit) і

¹⁾ [19] Бастриков М.В., Пономарев О.П. Информационные технологии управления: учебн. пособ. Москва: ЮНИТИ–ДАНА, 2003. 140 с.

відкрите програмне забезпечення. Вона призначена для швидкого створення інтерактивних електронних пристроїв. Arduino будується на базі мікроконтролерів фірми Atmel Corporation і використовується для отримання сигналів від аналогових і цифрових датчиків, управління різними виконавчими пристроями і обміну інформацією з комп'ютером при допомозі різних інтерфейсів [20]¹⁾.

Платформа Arduino спрощує процес роботи з мікроконтролерами і дозволяє при створенні простих проектів обійтися навіть без пайки елементів, використовуючи збірку електромеханічними з'єднувачами на макетних платах. Водночас Arduino має ряд переваг перед іншими пристроями. По-перше, це низька вартість (вартість деяких модулів Arduino нижче 10 доларів США). По-друге, програмне забезпечення для цієї платформи працює під управлінням всіх найбільш поширених операційних систем: Windows, Macintosh OS X і Linux, в той час як більшість інших подібних пристроїв обмежується однією системою (або Windows, або Linux). По-третє, проста і зрозуміла середовище програмування. Разом з тим, проблема полягає в тому, що для її застосування в якості пристрою для збору даних з аналогових і цифрових перетворювачів необхідно створити програмне забезпечення, яке б забезпечило синхронізацію пристрою збору даних з персональним комп'ютером і дозволило відображати і записувати інформацію від первинних перетворювачів.

Існує більше 20 варіантів базових модулів платформи Arduino і не менше десятка плат розширення для них. Існує також величезна кількість розробок як азіатських, так і вітчизняних компаній, що забезпечують сумісність з Arduino. Базові модулі відрізняються габаритами, моделями і кількістю встановлених мікроконтролерів, а також набором встановлених додаткових елементів. До останніх відносяться: стабілізатори напруги харчування, світлодіоди, тактові кнопки, роз'єми цифрових портів і комунікаційні роз'єми

¹⁾ [20] Макарова Н.В., Матвеева Л.А., Бройдо В.Л. Информатика: учебник. Изд.3-е, перераб. Москва: Финансы и статистика, 1997. 768 с: ил.

(USB, COM-порти та інші), компоненти, що забезпечують зарядку Li-Pol акумуляторів та ін.

З пропонованих модулів компанії Arduino нами був обраний модуль Arduino Uno, так як його характеристики і ціна повністю підходять для вирішення нашої задачі, а так само архітектура даного модуля дозволяє нам легко проводити модернізацію нашого пристрою зі збору даних [21]¹⁾.

3.1 Реалізація первинних засобів зчитування даних на базі ARDUINO

Базовий модуль Arduino Uno має 2 попередньо встановлених мікроконтролера: прогресивний ATmega328, що підтримує частоти тактирования до 20 МГц і має 32 Кбайт флеш-пам'яті команд і 2 Кбайт SRAM-пам'яті даних, а також ATmega8U2, апаратно підтримує обмін даними через інтерфейс USB. Для розробників, яким важливо мати великий обсяг пам'яті, кількох цифрових інтерфейсів і велика кількість цифрових ліній введення-виведення, вдалим рішенням може виявитися Arduino Mega ADK с встановленим мікроконтролером ATmega2560, що підтримує режим USB-host. Arduino Mega ADK підтримує до 54 цифрових ліній введення-виведення, до 14 каналів ШІМ, до 16 входів 10-бітного АЦП. Є 4 послідовних порту UART, 5 інтерфейсів SPI, 6 незалежних таймерів. Мікросхема має 256 Кбайт вбудованої флеш-пам'яті, 8 Кбайт SRAM-пам'яті даних, 4 Кбайт EEPROM і працює на швидкості до 16 MIPS. Завдяки тому що весь проект Arduino є відкритим, і його програмні продукти і принципові схеми доступні в мережі Інтернет, багато сторонніх виробники випускають сумісні модулі, істотно розширюють функціонал базової плати [22]²⁾.

¹⁾ [21] Блум Джереми. Изучаем Arduino. Инструменты и методы технического волшебства. Санкт-Петербург: БХВ-Петербург, 2015. 336 с: ил.

²⁾ [22] МакРобертс, М. Начала Arduino. London: CUP, 2010. 459 с.

Відкрите програмне забезпечення, в свою чергу, дозволяє стороннім розробникам створювати додаткові програмні модулі, що підтримують нові або існуючі апаратні елементи.

Платформа Arduino активно розвивається, і в даний час є велике число аналогових і цифрових датчиків, призначених для оцінки найрізноманітніших аналогових величин. До них відносяться датчики магнітного поля, температури, вологості, освітленості, ультразвукові датчики для вимірювання відстані і багато інших.

Для вирішення нашої задачі, а саме синхронізації платформи Arduino з персональним комп'ютером, було розроблено програмне забезпечення з використанням мови програмування Python, який дозволяє отримати дані в зручній формі для подальшої обробки. запропонована програма дозволяє вирішити такі завдання:

- провести синхронізацію приладу зі збору даних з персональним комп'ютером;
- здійснювати потоковий висновок і запис в файл Excel інформації з первинних перетворювачів;
- використовувати даний пристрій з будь-яким програмним забезпеченням персонального комп'ютера.

Нижче наведені фрагменти програмного забезпечення запропонованого пристрою для збору даних з коментарями щодо використання. Даний фрагмент програми, забезпечує пошук в системі всіх послідовних портів.

```
found = False
for i in range (64):
    try:
        ser = serial.Serial (i)
        ser.close ()
        print "Знайдений послідовний порт:", port
        found = True
    except serial.serialutil.SerialException:
        pass
```

```
if not found:
    print "Послідовних портів не виявлено"
```

Наступний фрагмент програми забезпечує забір потоку даних з послідовного порту, формує файл і виводить його на екран комп'ютера, що дозволяє оператору контролювати інформацію, що надходить

```
import serial
ser = serial.Serial ( "COM10")
ser.baudrate = 115200
while True:
    line = ser.readline ()
    print line
```

Повний цикл програми наведено нижче

```
import time, serial
ser = serial.Serial ( "/ dev / ttyUSB0")
ser.baudrate = 9600
filename = "GPS-% 4d-% 02d-% 02d-% 02d-% 02d-% 02d.csv"%
time.localtime () [0: 6]
f = open (filename, 'w')
while True:
    line = ser.readline ()
    f.write (line)
    print line, # кома потрібна!
```

За допомогою написаного програмного забезпечення реалізуються всі поставлені завдання, які були описані вище.

Таким чином, блок схема пропонованого пристрою буде мати такий вигляд рис. 3.1.

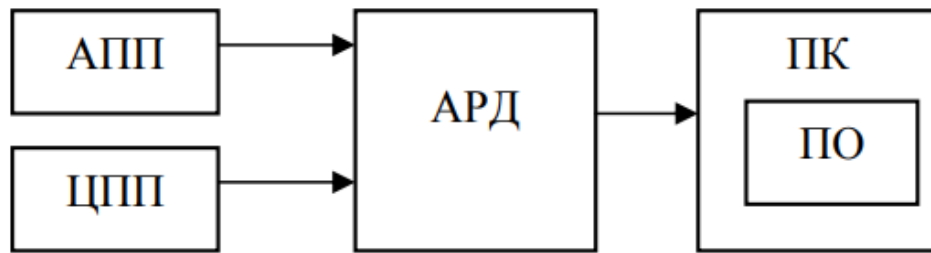


Рисунок 3.1 – Блок схема пристрою збору даних, де: АПП – аналоговий первинний перетворювач, ЦПП – цифровий первинний перетворювач, АРД – платформа Arduino, ПК – персональний комп'ютер, ПО – програмне забезпечення

Універсальність полягає в можливості реєструвати і записувати інформацію, як з аналогового, так і з цифрового перетворювача, при цьому, практично не поступаючись за технічними характеристиками найближчим аналогам, а також може бути використано для реалізації різних вимірів за допомогою різного типу перетворювачів з подальшою обробкою і зберіганням отриманих даних [23]¹⁾.

3.2 Програмна реалізація фільтрації первинних сигналів

Фільтрація сигналу, тобто зміна його спектру, зазвичай робиться з метою збільшення відношення корисного сигналу до шумів і перешкод або підкреслити (посилити) якісь корисні якості сигналу. Наприклад, при вимірюванні сигналів, які надходять від термопар, найчастіше доводиться застосовувати фільтри, що ослабляють мережеві перешкоди.

Будь який аналоговий датчик, з'єднувальні дроти, та й сам аналоговий вхід контролера вносять в результуючий виміряне значення безліч шумів. Вони заважають нам отримати реальне значення параметра з повторюваною точністю (рис. 3.2).

¹⁾ [23] Иго Т., Таранушенко Т. Arduino, датчики и сети для связи устройств: пособ. Изд. 2-е. Санкт-Петербург: БХВ-Петербург, 2015. 544 с: ил.

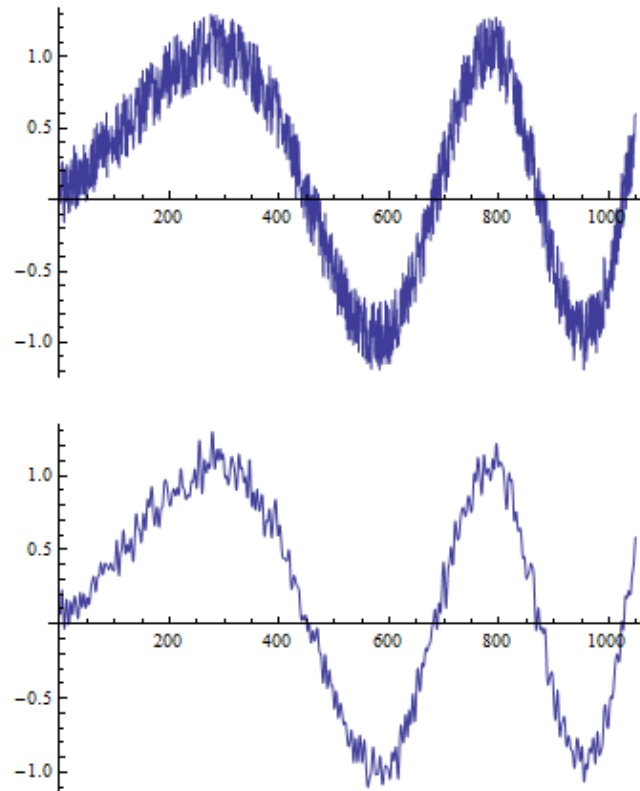


Рисунок 3.2 – Графічне відтворення шумів сигналу

Підключивши датчик до контролера, побачимо постійно скачуть значення фізичної величини. Якщо нам потрібно управляти будь-яким виконавчим механізмом в залежності від величини такого стрибаючого значення, то механізм може вести себе досить неадекватно. Так що будь-який аналоговий сигнал рекомендується згладжувати за допомогою програмного фільтра [22]¹⁾.

Наступна програма для контролера Arduino зчитує аналоговий вхід і виводить в монітор порту нефільтроване значення, і два значення відфільтровані двома різними способами.

```
int sensorPin = A0; // Номер аналогового входу
// Функція зчитує аналоговий вхід задану кількість разів
// І повертає відфільтроване значення
int readMean (int pin, int samples) {
```

¹⁾ [22] Блум Джереми. Изучаем Arduino. Инструменты и методы технического волшебства. Санкт-Петербург: БХВ-Петербург, 2015. 336 с: ил.

```

// Змінна для зберігання суми лічених значень
int sum = 0;
// Читання і складання значень
for (int i = 0; i <samples; i ++) {
    sum = sum + analogRead (pin);
}
// Ділимо суму значень на кількість вимірювань
sum = sum / samples;
// Повертаємо середнє значення
return sum;
}
// Функція зчитує аналоговий вхід задану кількість разів
// І повертає медіанне відфільтроване значення
int readMedian (int pin, int samples) {
    // Масив для зберігання даних
    int raw [samples];
    // Зчитуємо вхід і поміщаємо величину в осередку масиву
    for (int i = 0; i <samples; i ++) {
        raw [i] = analogRead (pin);
    }
    // Сортуємо масив по зростанню значень в осередках
    ...
}

```

Повний зміст коду наведений у додатку А (див. А.1).

Винайдено безліч програмних фільтрів, але ми тут розглядаємо два са-
мих іспльзуємих типу: фільтр за середнім значенням і медіанний фільтр.

Перший – фільтр по середнеізмеренному значенням. Даний алгоритм збирає кілька значень і обчислює по ним середнє значення. Він досить добре прибирає шум, але вимагає великих витрат часу циклу від контролера. Через те, що необхідно зробити кілька вибірок сигналу з аналогового входу. Таким чином збільшується час відповіді при опитуванні вхідного значення головною програмою. Але повільне отримання значення краще ніж скачуть значення.

а) Оголошуємо функцію з двома параметрами: перший містить номер аналогового входу Arduino, куди підключений датчик; а другий задає кількість вибірок.

б) Далі ми циклічно зчитуємо значення аналогового входу і кожен раз додаємо його до змінної sum

```
int sum = 0;
for (int i = 0; i < samples; i++) {
  sum = sum + analogRead (pin);
}
```

в) Далі знаходимо середнє значення. Суму всіх значень вибірок ділимо на кількість вибірок

```
sum = sum / samples;
```

Другий фільтр – медіанний. Алгоритм цього програмного фільтра трохи складніше, але дієвіше. Він не робить математичних обчислень над вибірками. Фільтр заснований на припущенні, що викиди шуму розташовані рівномірно як в позитивну сторону так і в негативну по відношенню до реального значення. Цей алгоритм зчитує ряд значень з аналогового входу контролера Arduino, сортує їх по зростанню і вибирає значення, що стоїть в центрі отриманого списку. У загальному випадку, якщо викиди шуму розташовані рівномірно з двох сторін від реального значення, то отримаємо точну величину.

а) Оголошуємо функцію медіанного фільтра, приймаючи номер аналогового входу і кількість вибірок

```
int readMedian (int pin, int samples) {
```

б) Далі оголошуємо масив для зберігання даних і в циклі заповнюємо цей масив зчитуються з аналогового входу даними

```
int raw [samples];
for (int i = 0; i < samples; i++) {
  raw [i] = analogRead (pin);
}
```

Далі алгоритм робить сортування масиву за значенням. Для цього використовується так званий бульбашковий алгоритм. Він збудує осередку масиву по порядку від менших значень до великих.

І в кінці функції повертаємо значення середньої осередку відсортованого масиву.

```
return raw [samples / 2];
```

Основний цикл програми. В основному циклі програми ми просто циклічно виводимо отримані дані в монітор порту, щоб простежити за змінами вимірюваного параметра в часі. В один рядок програма повинна виводити нефільтроване значення і два фільтрованих різними алгоритмами значення. Таким чином ми зможемо оцінити якість фільтрації різними способами.

```
Serial.print (analogRead (sensorPin));
Serial.print ("");
Serial.print (readMean (sensorPin, 15));
Serial.print ("");
Serial.println (readMedian (sensorPin, 15));
delay (100);
```

Часто в циклічному буфері немає ніякої необхідності, якщо потрібно всього лише згладити сигнал. Таке згладжування можна розглядати як низькочастотну фільтрацію, яка відсікає високочастотні складові сигналу і залишає тільки загальну динаміку. Подібного роду фільтрація часто використовується при роботі, наприклад, з датчиками повороту, чутливими до високочастотним змін, які можуть не цікавити вас, або коли вам досить знати, на який кут повернуто пристрій.

Простий і ефективний спосіб вирішення цього завдання полягає в збереженні деякого змінного середнього по декільком вимірам. Ковзне середнє обчислюється як пропорція між поточним ковзаючим середнім значенням і значенням нового виміру:

Згладжене значення $n = (\text{Коефіцієнт} \times \text{Згладжене значення } -1) + + ((1 - \text{Коефіцієнт}) \times \text{Замер } n)$.

Коефіцієнт – це константа між 0 і 1. Чим вище значення коефіцієнта, тим сильніше ефект згладжування.

Таке визначення виглядає складніше, ніж є насправді, тому представлений наступний код:

```
// sketch_13_02_simple_smoothing
const int samplePin = A1;
const float alpha = 0.9;
void setup ()
{
  Serial.begin (9600);
}
void loop ()
{
  static float smoothedValue = 0,0;
  float newReading = (float) analogRead (samplePin);
  smoothedValue = (alpha * smoothedValue) +
  ((1 - alpha) * newReading);
  Serial.print (newReading); Serial.print ( ",");
  Serial.println (smoothedValue);
  delay (1000);
}
```

Скопіювавши результати згладжування з вікна монітора послідовного порту і вставивши їх в електронну таблицю, можна побудувати графік, щоб побачити, наскільки добре виконується згладжування. На рис. 3.3. показаний результат роботи попереднього скетчу в платі, до аналогового входу A1 якої підключений деякий джерело змінного сигналу.

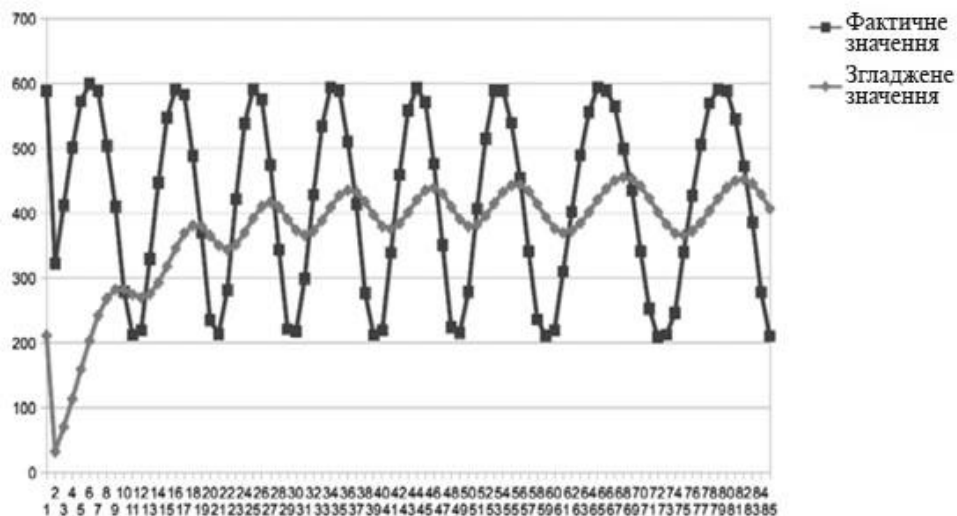


Рисунок 3.3 – Графік зміни згладжених значень

Для виходу на нормальний рівень згладжування потрібен якийсь час. Якщо збільшити значення коефіцієнта, наприклад, до 0,95, згладжування вийде ще більш сильним. Побудова графіків на основі даних, скопійованих з вікна монітора послідовного порту, відмінний спосіб перевірити, наскільки результат згладжування відповідає потребам [24]¹⁾.

3.3 Програмна реалізація протоколу передачі інформації

Існує простий універсальний протокол обміну ModBus, в якому надмірність даних і функцій зведена до мінімуму. Це найпоширеніший протокол для організації малих розподілених систем. У наступних реалізаціях обмін даними між пристроями буде реалізовуватися за цим протоколом.

ModBus – відкритий протокол обміну даними в малих локальних мережах. Як правило, використовується для передачі даних через інтерфейси RS-232, RS-485, RS-422, в мережах TCP / IP, UDP. Завдяки своїй простоті і універсальності ModBus набув широкого поширення і став де факто стандартом в малих розподілених обчислювальних системах. Практично всі сучасні контролери підтримують роботу в мережах ModBus [25]²⁾.

У мережі Modbus є тільки один ведучий, який через встановлені проміжки часу опитує кілька ведених пристроїв, кожне з яких має свою унікальну адресу від 1 до 254, адреса 0 ширококомовний і на нього відповідають всі пристрої, так як провідний в мережі один у нього немає своєї адреси .

У специфікації Modbus визначено два типи даних, один біт і 16 бітове слово. Дані організовані в чотири таблиці з 16 бітної адресацією осередків, адресація в таблицях починається з 0. Для доступу до даних з різних таблиць призначені окремі команди. Приклад наведений у табл. 3.1.

¹⁾ [24] Остерлох Х. TCP/IP. Семейство протоколов передачи данных в сетях компьютеров. Москва: ДиаСофтЮП, 2002. 576 с.

²⁾ [25] Олифер В.Г., Олифер Н.А. Компьютерные сети. Принципы, технологии, протоколы: учебник. Изд. 2-е. Санкт-Петербург: Питер, 2002. 822 с.

Таблиця 3.1 – Специфікації типів даних Modbus

Discrete Inputs	1 біт	тільки читання
Coils	1 біт	читання і запис
Input Registers	16 біт	тільки читання
Holding Registers	16 біт	читання і запис

Для того щоб зв'язати ModeBUS з Arduino нам необхідно реалізувати в контролері ведене Modbus пристрій, скористаємося для цього бібліотекою Modbus-Master-Slave-for-Arduino [25]¹⁾.

Всі функції бібліотеки реалізовані в одному файлі ModbusRtu.h. Для взаємодії з нею, в програмі потрібно створити об'єкт, задавши в його конструкторі Modbus адреса, номер послідовного порту, номер виходу, керуючого передачею

```
modbus slave (ID, 0, 0);
Потім визначити масив регістрів Modbus
uint16_t au16data [11];
```

Після цього, при старті програми налаштувати послідовний порт веденого

```
slave.begin (9600);
```

В основному циклі програми необхідно викликати функцію обробки Modbus повідомлень

```
state = slave.poll (au16data, 11);
```

І після цього можна обробити отримані дані і зберегти необхідні змінні в регістрах Modbus.

¹⁾ [25] Олифер В.Г., Олифер Н.А. Компьютерные сети. Принципы, технологии, протоколы: учебник. Изд. 2-е. Санкт-Петербург: Питер, 2002. 822 с.

```

#include "ModbusRtu.h"

#define ID 1 // адреса веденого
#define btnPin 2 // номер входу, підключений до кнопки
#define stlPin 13 // номер виходу індикатора роботи
// розташований на платі Arduino
#define ledPin 12 // номер виходу світлодіода

// Задаємо відомому адресу, послідовний порт, вихід управ-
// ління TX
Modbus slave (ID, 0, 0);
boolean led;
int8_t state = 0;
unsigned long tempus;

// масив даних modbus
uint16_t au16data [11];

void setup () {
  // налаштовуємо входи і виходи
  io_setup ();
  // налаштовуємо послідовний порт веденого
  slave.begin (9600);
  // запалюємо світлодіод на 100 мс
  tempus = millis () + 100;
  digitalWrite (stlPin, HIGH);
  ...
}

```

Повний зміст коду наведений у додатку А (див. А.2).

Для демонстрації роботи з різними регістрами, в процесі роботи програми дані з регістра з типом coil будуть скопійовані в регістр з типом discrete, а з регістрів з типом holding в регістри з типом input..

Значно полегшує роботу на цьому етапі емулятор Modbus майстер-пристрої. В даному випадку для моделювання фільтрації даних буде використана утиліта EAT-Console яка дозволяє не тільки управляти і опитувати Modbus пристрою, але і відображає дані в графічному вигляді, що дуже зручно при налагодженні роботи з різними датчиками, наприклад датчиками терморегуляції, сопроотивленню і температури (рис. 3.4).

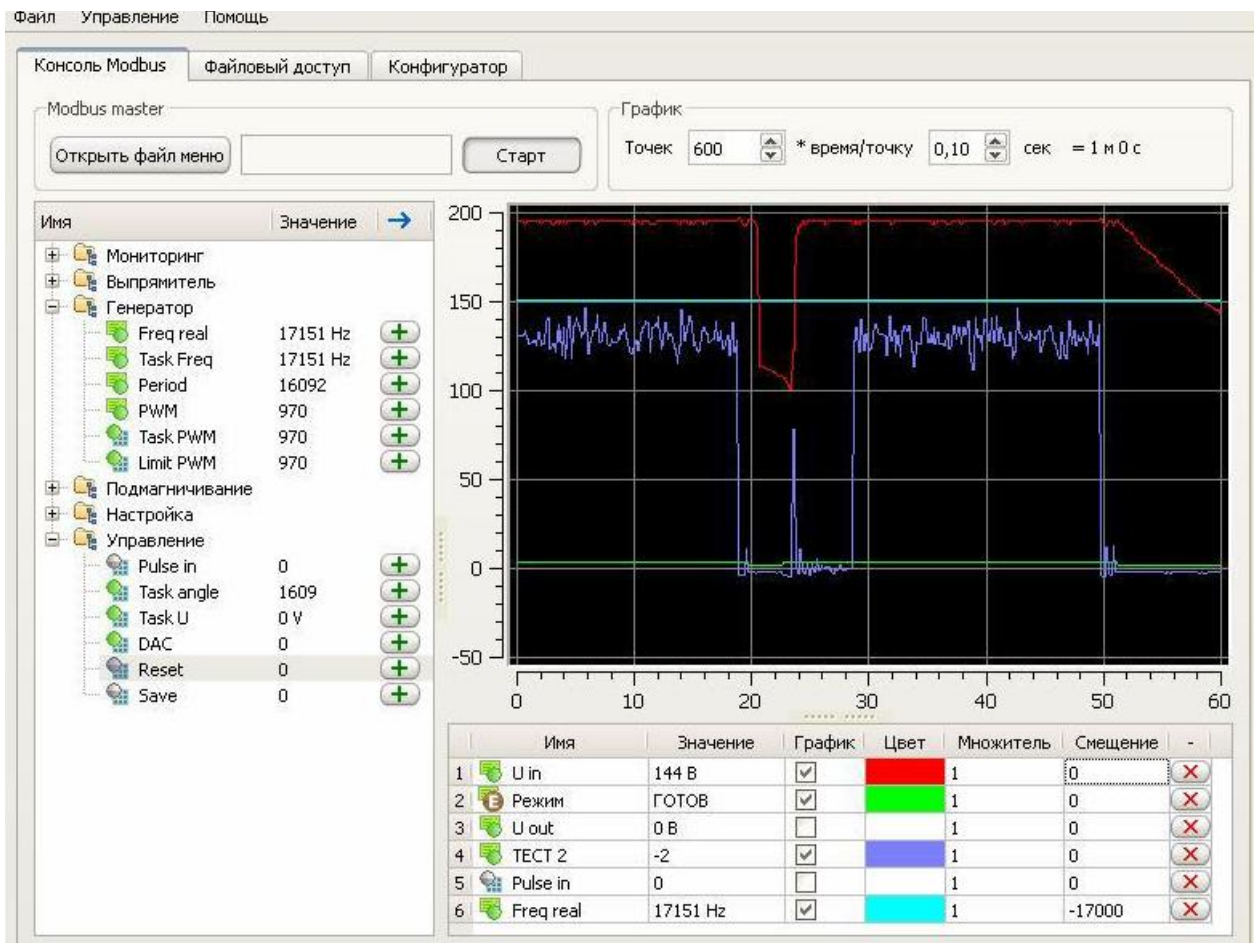


Рисунок 3.4 – Тестування протоколу передачі інформації

Після цього запустіть `C:\arduino\EATConsole\EATConsole.exe`, налаштуйте послідовне з'єднання, виберіть меню `Файл \ Настройки`, в діалоговому вікні виберіть номер порту, скоріше 9600, 8 біт даних, 1 стоповий біт. Коли всі налаштування будуть введені, натисніть кнопку "Встановити", відразу після цього програма почне опитування пристрою і якщо щось пішло не так з'явиться повідомлення – немає зв'язку

Скомпільований приклад займає трохи більше 5Кб пам'яті програм, так що в контролері залишається достатньо місця для додавання необхідного функціоналу.

3.4 Результати тестових та експериментальних досліджень

Першою сходинкою схеми формування сигналу є інструментальний підсилювач вибірки і зберігання. Протягом кожного тактового циклу будівельний блок з перемикається конденсатором переключає свій вихід на кожен з входів вимірювального підсилювача. Ці входи мають невеликі конденсатори з метою підтримки їх значення до тих пір, поки вони не будуть оновлені в наступному тактовому циклі. Протягом частині включення тактового циклу LTC1043CN подає сигнал фотодатчика на один вихід, а протягом частини відключення тактового циклу він передає значення на інший вхід. Це забезпечує базове значення зовнішнього освітлення для вимірювального підсилювача, з яким порівнюється значення світлодіодного освітлення, покращуючи ЗСШ. Важливо правильно розчепити шини харчування вимірювального підсилювача. В тактовий генератор LTC1043 може потрапити багато шуму 2 кГц, Наступним етапом схеми формування сигналу є фільтр верхніх частот з частотою зрізу 0,1 Гц на одному з операційних підсилювачів LT1112. Це діє як блокатор постійного струму, полегшуючи роботу з сигналом в іншій частині шляху проходження сигналу.

Стадія після цього – фільтр нижніх частот Баттерворта 8-го порядку з частотою зрізу 20 Гц. Ця стадія з усуненням коливань 2 кГц в сигналі, який надійшов від світлодіодним модуляції. Висновок 10 LTC1064 встановлений на негативну шину, яка встановлює частоту зрізу фільтра на 1/100 його тактової частоти. Ось чому було важливо правильно встановити тактову частоту раніше, щоб фільтр мав належне відключення.

Останній етап – це простий фільтр низьких частот для другого операційного підсилювача LT1112. З частотою зрізу 100 Гц він позбавляється від невеликої кількості тактового шуму, який виходить від самого LTC1064. На виході цього фільтра у вас буде дуже чистий і чіткий сигнал, по якому ви зможете виміряти частоту серцевих скорочень!

Первісне тестування (рис. 3.5) з цієї схеми було проведено з ± 7.5 В рейками (максимум, який може витримати LTC1043), але для роботи з аналоговим висновком Arduino нам довелося перемкнути його на 5 В рейки. Схема, як і раніше працює добре на цій потужності.

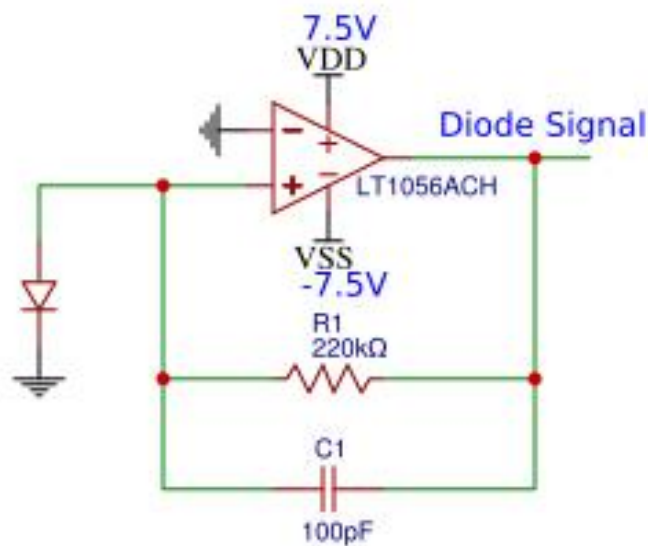


Рисунок 3.5 – Схема вимірювання дихання людини

Принцип роботи дихального контура простий, і ми зберегли цей принцип простоти в нашій конструкції. Ми вимірюємо температуру повітря безпосередньо за ніздрю людини. Коли користувач робить вдих, прохолодне повітря всмоктується в ніс, знижуючи температуру на датчику. Коли користувач видихає, з нього виходить тепле повітря, підвищуючи температуру. Відстежуючи цю температуру, ми можемо визначити частоту дихання користувача.

Щоб отримати свідчення, ми використовуємо термістор в ланцюзі подільника напруги. У міру зміни опору термістора змінюється і вихідна напруга дільника. Цей сигнал фільтрується нижніми частотами, щоб позбутися від шуму. Цей фільтр може мати дуже низьку частоту зрізу, так як частота дихання людини буде порядку однозначного Гц. Контур дихання також вклю-

чав підсилювач зворотного зв'язку і фільтр верхніх частот. Сигнал напруги температури було посилено з коефіцієнтом посилення 100, а потім був використаний фільтр верхніх частот, щоб видалити постійну складову сигналу. Для цієї мети був використаний двополіусний фільтр Sallen Key з частотою 0,1 Гц.

```

    / *
      AnalogReadSerial
      // читає аналоговий вхід на контакт 0, друкує результат
      на послідовному моніторі.
      // прикріпіть центральний штифт потенціометра до штифта
      A0, а зовнішні шпильки - до + 5 В і заземліть.
      // цей приклад код знаходиться у відкритому доступі.
      * /
      // процедура налаштування запускається один раз при натис-
      канні скидання:
      #define INIT -1
      #define BREATH_IN 0
      #define BREATH_OUT 1
      #define DEBUG 0
      #define INPUT_PIN 2
      //числа
      int vals[10];
      int samples=10;
      int state = INIT;
      int baseline = 0;
      int temp;
      float voltage;
      double thermistor;
      unsigned long time, period_respiration, frequency=0;
      boolean first = true;
      float p, ps, f;
      int sensorToTemp(int sensorVal)
      {
        // підрахувати речі
        voltage = convert*sensorVal;
        ...
      }

```

Повний зміст коду наведений у додатку А (див. А.3).

Цей сигнал був вставлений (рис. 3.6) в один з аналогових висновків Arduino. Знову ж таки, через обмеження по напрузі аналогових висновків Arduino, важливо, щоб це працювало з джерелом безперебійного живлення 5В. Це гарантує, що ми не будемо перевищувати оцінки.

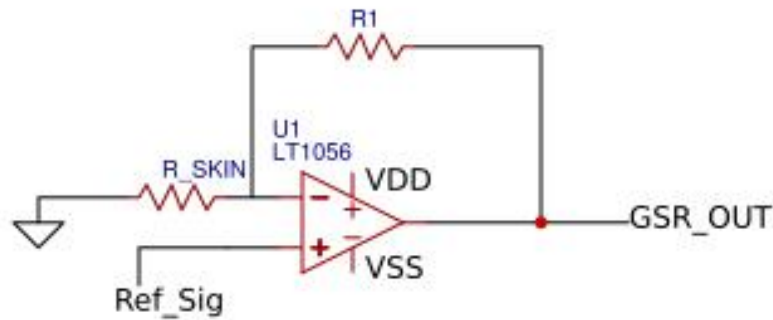


Рисунок 3.6 – Схема вимірювання опору шкіри людини

Гальванічна реакція шкіри – це метод вимірювання електропровідності шкіри. Ця величина варіюється в залежності від вологості від потовиділення на шкірі. Потіння може бути пов'язано з фізіологічним стресом, і, отже, провідність шкіри від GSR може бути використана для виявлення цього стресу.

Для побудови схеми GSR потрібні такі компоненти:

- Операційні підсилювачі LT1056;
- ГСР веде;
- пасивні компоненти;
- Батарея 9V DC;
- регулятор LM7805;
- перемички;
- макетировать.

Основний дизайн схеми GSR був заснований на посиленні зворотного зв'язку через схему операційного підсилювача. Оскільки GSR вимірює імпеданс шкіри на двох проводах, саме опір шкіри формує один з резисторів в контурі зворотного зв'язку операційного підсилювача. Це видно на схемі вище. Оскільки ланцюг дійсно передає постійний струм в корпус, необхідно переконатися, що значення струму низька, і що всі елементи схеми ізольовані при підключенні до корпусу. Тому дільник напруги використовується для

отримання меншої напруги, що надходить в опорний сигнал операційного підсилювача.

```

const int numReadings = 10;
int читання [numReadings]; // показання з аналогового входу
int індекс = 0; // індекс поточного читання
int total = 0; // поточна сума
непідписаний довгий середній = 0; // Середня
int inputPin = A1;
void setupGSR()
{
  // ініціалізувати послідовний зв'язок з комп'ютером:
  // ініціалізувати всі показання до 0:
  for (int i = 0; i < numReadings; i ++)
    показання [i] = 0;
}
безпідписаний довгий циклGSR () {
  // відняти останнє читання:
  total = total - показання [покажчик];
  // зчитування з датчика:
  показання [індекс] = analogRead (inputPin);
  // додати читання до загальної кількості:
  total = total + readings[index];
  // перехід до наступної позиції в масиві:
  індекс = індекс + 1;
  // якщо ми в кінці масиву ...
  if (index >= numReadings)
    // ... заверніть до початку:
    індекс = 0;
  // обчислити середнє значення:
  average = total / numReadings;
  // відправити його на комп'ютер у вигляді цифр ASCII
  //Serial.println(average);
  return average;
}

```

Цей опорний сигнал проходить через буфер напруги, перш ніж потрапити на неінвертуючий висновок операційного підсилювача GSR. Напруга батареї 9 В знижується до 5 В за допомогою регулятора напруги, щоб бути сумісним з висновками аналогового входу Arduino (рис. 3.7).

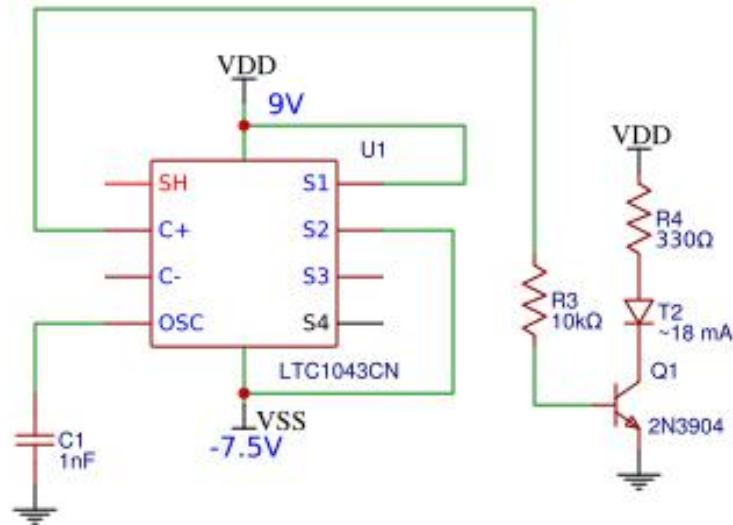


Рисунок 3.7 – Схема для вимірювання пульсу людини

А також код формування ЧСС.

```

/ *
  AnalogReadSerial

```

Читає аналоговий вхід на контакт 0, друкує результат на послідовному моніторі.

Прикріпіть центральний штифт потенціометра до штифта A0, а зовнішні шпильки – до + 5 В і заземліть.

```

* /
// процедура налаштування запускається один раз при натисканні
скидання:
#define INIT -1
#define UP 0
#define Вниз 1
#define DEBUG 0
#define INPUT_PIN 0
// числа
float conver = 5 / 1024,0;
int vals_ppg [10];
int sample_ppg = 10;
int state_PPG = INIT;
напряга поплавця_PPG;

```

```
неподписаний довгий time_ppg, period_ppg;  
boolean first_ppg = вірно;  
float p_ppg, ps_ppg, f_ppg;  
поріг поплавця = 0,800;  
налаштування недійсностіPPG ()  
{  
    // на  
}  
// цикл циклу працює знову і знову назавжди:  
float runPPG ()  
{  
    // зчитувати вхід на аналоговому штирі 0:  
    int середня val = 0;  
    int сума = 0;  
    int i = 0;  
    int temp = 0;  
    ...  
}
```

Повний зміст коду можна побачити в додатку А (див. А.4).

ВИСНОВКИ

В цілому грязьові процедури надають рефлекторний і гуморальний вплив на різні органи і системи, який здійснюється через нервову систему. У зоні впливу бруду на шкіру відбувається активізація крово- і лімфообігу. Особливо активізується мікроциркуляція, що сама по собі впливає позитивно на трофіку тканин, процеси регенерації, сприяє розсмоктуванню патологічних відкладень, залишків запалення. Місцеві зміни температурного режиму втягують цілісний організм в процес напруженої терморегуляції з активізацією обмінних процесів. Воно знижує інтенсивність алергічних реакцій. Як наслідок, грязелікування розглядають як один з ефективних методів лікування хронічних запальних захворювань.

У дипломній роботі, в якості основи для модернізації інфрачервоної пелюїдної камери, використовувалася платформа Arduino. Це зручна платформа для реалізації проектів різної складності. Вона прийнятна як початківцям, які ще не мають навичок у сфері робото-техніки, так і досвідченим користувачам. Платформа Arduino за технічним оснащенням максимально підходить для реалізації мети роботи, завдяки сприятливому середовищу програмування, можливості спостереження фізичних процесів у реальному часі.

На підставі проведеного аналізу та моделювання запропоновані коди та схеми для модернізації камери пелюїдної терапії, які можливо тестувати та впроваджувати в дану систему. До гідності кодів та схем слід також віднести те, що системи не вимагають складної технології та великих коштів.

Рекомендації.

Результати даної дипломної роботи свідчать про актуальність обраної теми. В подальшому планується розширити області застосування даних програм та подальша модернізація камери пелюїдної терапії.

В даний час рекомендується встановити дані розробки для проходження повноцінного стрес тесту і перевірку роботи в польових умовах.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. Леконт Ж. Инфракрасное излучение. Москва: физико-математическая литература, 1958. 582 с.
2. Дерибере М. Практические применения инфракрасных лучей. Москва: ГЭИ, 1959. 443 с.
3. Козелкин В.В., Усольцев И.Ф. Основы инфракрасной техники: учебн. пособ. Изд. 2-е, перераб. и доп. Москва: Машиностроение, 1967. 336 с.
4. Соловьев С.М. Инфракрасная фотография. Москва: Искусство, 1960. 216 с.
5. Лебедев П.Д. Сушка инфракрасными лучами. Москва: ГЭИ, 1955. 232 с.
6. Вайль Ю.С., Варановский Я.М. Инфракрасные лучи в клинической диагностике и медико-биологических исследованиях. Ленинград: Медицина. Ленингр. отд-ние, 1969. 239 с.
7. Циркин Г.М., Шперлинг М.М. К вопросу о применении ЭЭГ- и ЭМГ-биоуправления для преодоления патологического двигательного стереотипа. Бюллетень СО РАМН. 2004. № 3. С. 132–133.
8. Мосолов С.Н., Бирюкова Е.В., Тимофеев И.В. Применение А-Θ-Тренинга биологической обратной связи при тревожных расстройствах, резистентных к психофармакотерапии (открытое рандомизированное контролируемое исследование). Обзорение психиатрии и медицинской психологии им. В.М. Бехтерева. 2010. №1. С. 15–20.
9. Пятокович Ф.А., Сурушкин М.А. Мультипараметрическая одноканальная система управления в игровом модуле «Хотх» с биологической обратной связью. Фундаментальные исследования. 2011. №4. С. 139–144.
10. Костюк П.Г. Физиология центральной нервной системы: учебн. Пособ. Киев: Выща шк., 1977. 320 с.

11. Скрипкин Ю.К. Кожные и венерические болезни: учебник. Москва: ГЭОТАР-Медиа, 2001. 544 с.
12. Кузнецов А.Н. Биофизика электромагнитных воздействий: основы дозиметрии. Москва: Энергоатомиздат, 1994. 255 с.
13. Николаев Д.В., Смирнов А.В., бобринская И.Г. Биоимпедансный анализ состава тела человека: монография. Москва: Наука, 2009. 392 с.
14. Сороко С.И., Трубачев В.В. Нейрофизиологические и психофизиологические основы адаптивного биоуправления. Санкт-Петербург: Политехника-сервис, 2010. 607 с.
15. Котов Ю.Б. Новые математические подходы к задачам медицинской диагностики. Москва: Едиториал УРСС, 2004. 328 с.
16. Чернавский Д.С. Синергетика и информация (динамическая теория информации): учебн. пособ. Изд. 2-е. Москва: УРСС, 2004. 288 с.
17. Федюкин Г.В. Справочная книга по светотехнике. Изд. 3-е, перераб. и доп. Москва: Знак, 2006. 972 с: ил.
18. Патологическая физиология: в 2 т. / гл. ред. В.В.Новицкого. Санкт-Петербург: ЭЛБИ–СПб, 2007. Т. 2. 768 с.
19. Бастриков М.В., Пономарев О.П. Информационные технологии управления: учебн. пособ. Москва: ЮНИТИ–ДАНА, 2003. 140 с.
20. Макарова Н.В., Матвеева Л.А., Бройдо В.Л. Информатика: учебник. Изд.3-е, перераб. Москва: Финансы и статистика, 1997. 768 с: ил.
21. Блум Джереми. Изучаем Arduino. Инструменты и методы технического волшебства. Санкт-Петербург: БХВ-Петербург, 2015. 336 с: ил.
22. МакРобертс, М. Начала Arduino. London: CUP, 2010. 459 с.
23. Иго Т., Таранушенко Т. Arduino, датчики и сети для связи устройств: пособ. Изд. 2-е. Санкт-Петербург: БХВ-Петербург, 2015. 544 с: ил.
24. Остерлох Х. TCP/IP. Семейство протоколов передачи данных в сетях компьютеров. Москва: ДиаСофтЮП, 2002. 576 с.

25. Олифер В.Г., Олифер Н.А. Компьютерные сети. Принципы, технологии, протоколы: учебник. Изд. 2-е. Санкт-Петербург: Питер, 2002. 822 с.

ДОДАТОК А

Коди для зчитування та обробки фізіологічних показників людини

А.1 Код фільтрування значень

```

int sensorPin = A0; // Номер аналогового входу
// Функція зчитує аналоговий вхід задану кількість разів
// І повертає відфільтроване значення
int readMean (int pin, int samples) {
    // Змінна для зберігання суми лічених значень
    int sum = 0;
    // Читання і складання значень
    for (int i = 0; i <samples; i ++) {
        sum = sum + analogRead (pin);
    }
    // Ділимо суму значень на кількість вимірювань
    sum = sum / samples;
    // Повертаємо середнє значення
    return sum;
}
// Функція зчитує аналоговий вхід задану кількість разів
// І повертає медіанне відфільтроване значення
int readMedian (int pin, int samples) {
    // Масив для зберігання даних
    int raw [samples];
    // Зчитуємо вхід і поміщаємо величину в осередку масиву
    for (int i = 0; i <samples; i ++) {
        raw [i] = analogRead (pin);
    }
    // Сортуємо масив по зростанню значень в осередках
    int temp = 0; // тимчасова змінна
    for (int i = 0; i <samples; i ++) {
        for (int j = 0; j <samples - 1; j ++) {
            if (raw [j]> raw [j + 1]) {
                temp = raw [j];
                raw [j] = raw [j + 1];
                raw [j + 1] = temp;
            }
        }
    }
    // Повертаємо значення середньої осередку масиву
    return raw [samples / 2];
}
void setup () {
    Serial.begin (9600);
}
void loop () {
    // Виводимо значення на аналоговому вході в монітор порту
    Serial.print (analogRead (sensorPin));
}

```

```

Serial.print ( "");
// Виводимо середнєізмєренне значєння
Serial.print (readMean (sensorPin, 15));
Serial.print ( "");
// Виводимо медіанне відфільтрованє значєння
Serial.println (readMedian (sensorPin, 15));
delay (100);
}

```

A.2 Код для вимірювання пульсу

```

#include "ModbusRtu.h"

#define ID 1 // адреса ведєного
#define btnPin 2 // номер входу, підключений до кнопки
#define stlPin 13 // номер виходу індикатора роботи
// розташований на платі Arduino
#define ledPin 12 // номер виходу світлодіода

// Задаємо відомому адресу, послідовний порт, вихід управ-
// ління TX
Modbus slave (ID, 0, 0);
boolean led;
int8_t state = 0;
unsigned long tempus;

// масив даних modbus
uint16_t au16data [11];

void setup () {
  // налаштуємо входи і виходи
  io_setup ();
  // налаштуємо послідовний порт ведєного
  slave.begin (9600);
  // запалюємо світлодіод на 100 мс
  tempus = millis () + 100;
  digitalWrite (stlPin, HIGH);
}

void io_setup () {
  digitalWrite (stlPin, HIGH);
  digitalWrite (ledPin, LOW);
  pinMode (stlPin, OUTPUT);
  pinMode (ledPin, OUTPUT);
  pinMode (btnPin, INPUT);
}

void loop () {
  // обробка повідомлень
  state = slave.poll (au16data, 11);
}

```

```

// якщо отримали пакет без помилок - запалюємо світлодіод
на 50 мс
if (state > 4) {
    tempus = millis () + 50;
    digitalWrite (stlPin, HIGH);
}
if (millis () > tempus) digitalWrite (stlPin, LOW);
// оновлюємо дані в регістрах Modbus і в призначеній для
користувача програмі
io_poll ();
}

void io_poll () {
    // копіюємо Coil [1] в Discrete [0]
    au16data [0] = au16data [1];
    // виводимо значення регістра 1.3 на світлодіод
    digitalWrite (ledPin, bitRead (au16data [1], 3));
    // зберігаємо стан кнопки в регістр 0.3
    bitwrite (au16data [0], 3, digitalRead (btnPin));
    // копіюємо Holding [5,6,7] в Input [2,3,4]
    au16data [2] = au16data [5];
    au16data [3] = au16data [6];
    au16data [4] = au16data [7];
    // зберігаємо в регістри зневадження
    au16data [8] = slave.getInCnt ();
    au16data [9] = slave.getOutCnt ();
    au16data [10] = slave.getErrCnt ();
}

```

A.3 Код для вимірювання опору шкіри

```

/ *
    AnalogReadSerial
    // читає аналоговий вхід на контакт 0, друкує результат
на послідовному моніторі.
    // прикріпіть центральний штифт потенціометра до штифта
A0, а зовнішні шпильки - до + 5 В і заземліть.
    // цей приклад код знаходиться у відкритому доступі.
    * /

// процедура налаштування запускається один раз при натис-
канні скидання:
#define INIT -1
#define BREATH_IN 0
#define BREATH_OUT 1
#define DEBUG 0
#define INPUT_PIN 2
//числа
int vals[10];
int samples=10;
int state = INIT;

```

```

int baseline = 0;
int temp;
float voltage;
double thermistor;
unsigned long time, period_respiration, frequency=0;
boolean first = true;
float p, ps, f;
int sensorToTemp(int sensorVal)
{
    // підрахувати речі
    voltage = convert*sensorVal;
    thermistor = (voltage*15000/(5.0-voltage))/1000.0;
    float k1 = 0.00022468;
    float k0 = 0.00102119;
    float k2 = 0.000000133342;
    float ln1KR = log(1000.0*thermistor);
    float temperature = pow( ( k0 + k1*ln1KR +
k2*pow(ln1KR,3) ),-1) - 273.15;
    temperature = 9.0/5.0*temperature+32.0;
    temp = temperature;
    return temp;
}
void setupRespiration() {
    // ініціалізувати послідовний зв'язок зі швидкістю 9600 біт
за секунду:
    //Serial.begin(9600);}
    // цикл циклу працює знову і знову назавжди:
float runRespiration()
{
    // зчитувати вхід на аналоговому штирі 0:
    int averageVal=0;
    int sum=0;
    int i = 0;
    int temp=0;
    for (i = 0; i < samples; i++)
    {
        // схопити значення датчика
        int sensorValue = analogRead(INPUT_PIN);
        vals[i] = sensorValue;
    }
    for(i=0; i<samples; i++)
    {
        sum += vals[i];
    }
    averageVal = sum/samples;
    // обчислити темп матеріалу = датчик темп (середній eval);
// Вивести речі // роздрукувати прочитане значення:
    if(DEBUG)
    {
        Serial.print(averageVal);
        Serial.print(", ");
        Serial.print(voltage);
    }
}

```



```

    Serial.print(", ");
    Serial.print(thermistor);
    Serial.print(", ");
    Serial.println(temp);
}
//STATE MACHINE

if(state == INIT)
{
    baseline = temp;
    state = BREATH_IN;
    if(DEBUG)
    {
        Serial.println("BEGIN BREATH DETECTION!");
        Serial.print("baseline: ");
        Serial.println(baseline);
    }
}
else if(state == BREATH_IN)
{
    if(temp > baseline+5)
    {
        if(DEBUG) Serial.println("BREATH!");
        state = BREATH_OUT;
        if (first)
        {
            if(DEBUG) Serial.println("disable first");
            first = false;
            time = millis();
        }
    }
    else
    {
        unsigned long currentTime = millis();
        period_respiration = currentTime-time;
        time = currentTime;
        p = (float)period_respiration;
        ps = p/1000.0;
        f = 1/ps;
        if(DEBUG)
        {
            Serial.println("STUFF");
            Serial.println(p);
            Serial.println(ps);
        }
        if(DEBUG)
        {
            Serial.print("Frequency: ");
            Serial.println(f);
        }
        return f;
    }
}
}

```

```

}
else if (state == BREATH_OUT)
{
    if(temp < baseline+5)
    {
        if(DEBUG) Serial.println("breath over");
        state = BREATH_IN;
    }
}
return f;
}

```

А.4 Код вимірювання ЧСС

```

* /
// процедура налаштування запускається один раз при натисканні
скидання:
#define INIT -1
#define UP 0
#define Вниз 1
#define DEBUG 0
#define INPUT_PIN 0
// числа
float conver = 5 / 1024,0;
int vals_ppg [10];
int sample_ppg = 10;
int state_PPG = INIT;
напруга поплавця_PPG;
неподписаний довгий time_ppg, period_ppg;
boolean first_ppg = вірно;
float p_ppg, ps_ppg, f_ppg;
поріг поплавця = 0,800;
налаштування недійсностіPPG ()
{
    // на
}
// цикл циклу працює знову і знову назавжди:
float runPPG ()
{
    // зчитувати вхід на аналоговому штирі 0:
    int середня val = 0;
    int сума = 0;
    int i = 0;
    int temp = 0;
    for (i = 0; i <sample_ppg; i ++)
    {
        // схопити значення датчика
        int sensorValue = analogRead (INPUT_PIN);
        vals_ppg [i] = sensorValue;
    }
    for (i = 0; i <sample_ppg; i ++)
    {
        sum + = vals_ppg [i];
    }
}

```

```

}
povpreval = сума / sample_ppg;
напруга_PPG = середнєVal * конвертувати;
// Виводити речі
// роздрукувати прочитане значення:
якщо (DEBUG)
{
    Serial.print (середня Val);
    Serial.print (",");
    Serial.println (напруга_PPG);
}
// ДЕРЖАВНА МАШИНА
якщо (state_PPG == INIT)
{
    state_PPG = ВНИЗ;
    якщо (DEBUG)
    {
        Serial.println ("ЗАЧАК ДЕТЕКЦІЇ PPG!");
    }
}
інакше якщо (state_PPG == DOWN)
{
    якщо (напруга_PPG > поріг)
    {
        if (DEBUG) Serial.println ("PPG UP");
        state_PPG = UP;
        if (first_ppg)
        {
            if (DEBUG) Serial.println ("відключити first_ppg");
            first_ppg = помилково;
            time_ppg = millis ();
        }
        ще
        {
            неподписаний довгий струм time = millis ();
            period_ppg = currentTime-time_ppg;
            time_ppg = currentTime;
            p_ppg = (float) period_ppg;
            ps_ppg = p_ppg / 1000.0;
            f_ppg = 1 / ps_ppg;
            якщо (DEBUG)
            {
                Serial.println ("STUFF");
                Serial.println (p_ppg);
                Serial.println (ps_ppg);
            }
            якщо (DEBUG)
            {
                Serial.print ("частота:");
                Serial.println (f_ppg);
            }
            повернути f_ppg;
        }
    }
}
інакше якщо (state_PPG == UP)
{

```

```
    if (напруга_PPG < поріг)
    {
        if (DEBUG) Serial.println ("PPG DOWN");
        state_PPG = ВНИЗ;
    }
}
повернути f_ppg;
}
```