

Супрун Назар Олегович

Розробка та дослідження автоматизованої системи збору та аналізу пульсу людини на основі даних з мобільних пристроїв

Керівник: доц. Чихіра І.В.

Development and study of an automatic system for human pulse collection and analysis based on the mobile devices data

АНОТАЦІЯ

Дипломна робота складається з пояснювальної записки та графічної частини (ілюстративний матеріал – слайди).

Об'єм графічної частини дипломної роботи становить 11 слайдів.

Об'єм пояснювальної записки складає 64 друкованих сторінок формату А4 (210×297), об'єм додатків – __ друкованих сторінок формату А4.

Дипломна робота складається з шести розділів, в яких нараховується 43 рисунків та 2 таблиць з даними.

В роботі використано 16 літературних джерел.

В результаті проведеної роботи було проаналізовано основні параметри та чинники, які впливають на забезпечення комфорту отримання та збору інформації про пульс людини.

В рамках даної випускної кваліфікаційної роботи були отримані наступні результати:

- Розроблено архітектуру системи.
- Покращена оцінка пульсу за допомогою камери телефону.
- Отримання даних з bluetooth пристроїв виділено в бібліотеку.
- Реалізована система для інтеграції алгоритмів аналізу пульсу.
- Проведено тестування.

Ключові слова: АЛГОРИТМ, ПУЛЬСОМЕТР, BLUETOOTH, ОС ANDROID, ІНФОРМАЦІЙНА СИСТЕМА.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	5
1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА	7
1.1. Алгоритми оцінки пульсу по камері	11
1.2 Рішення для отримання даних з медичних bluetooth пристроїв	12
1.3. Системи для розширеного аналізу пульсу	13
2. ТЕХНОЛОГІЧНА ЧАСТИНА	14
2.1 Функціональність системи.....	14
2.2 Компоненти системи	15
2.3 Використовувані технології	16
3 КОНСТРУКТОРСЬКА ЧАСТИНА.....	20
3.1. Частотна фільтрація	20
3.2 Амплітудне вирівнювання.....	21
3.3 Уточнення пульсу.....	22
3.4 Оцінка динаміки пульсу.....	23
3.5 Детектор наявності пальця на камері.....	24
3.6 Отримання даних з bluetooth пульсометрів.....	24
3.7 Загальний опис бібліотеки	24
3.8 Формат серіалізації даних з пристроїв.....	26
3.9 Алгоритм оцінки пульсу за допомогою камери телефону.....	29
4 НАУКОВО-ДОСЛІДНИЦЬКА.....	32
4.1 Оптимізація передаточної функції системи.....	32
5. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА	37
5.1. Реєстрація облікового запису на сайті порталу MedM Health	40
5.2 Пошук мобільного додатка MedM Health в Google Play Store (Play Market).....	41
5.3 Початок роботи з MedM Health	43
5.4 Головне вікно мобільного додатка MedM Health	44
5.5 Передача даних на смартфон.....	47
5.6 Перегляд даних на сервері зберігання даних.....	49
5.7 Можливості сервера зберігання даних MedM Health	51
6 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ	52
6.1 Організація охорони праці при роботі з системою управління	52
6.2 Електробезпека	54
6.3 Розрахунок заземлення.....	57
ОСНОВНІ ВИСНОВКИ ДИПЛОМНОЇ РОБОТИ.....	61
БІБЛІОГРАФІЯ.....	62

ВСТУП

Пульс є одним з найбільш важливих медичних показників людини. У зв'язку з цим, існує багато ситуацій, коли людям потрібно оцінити свій пульс. Наприклад, його важливо знати спортсменам при тренуваннях. Існують різні способи вимірювання пульсу.

Пульс можна вимірювати вручну. Для цього потрібно засікти відрізок часу за допомогою секундоміра і заміряти кількість пульсацій артерії за цей відрізок. Але такий спосіб вимірювання не дуже зручний.

Також, пульс можна вимірювати за допомогою спеціальних пристроїв: пульсоксиметрів, пульсометрів, розумних годин і спортивних трекерів. Але даний спосіб вимагає покупки окремого пристрою, вартість якого досить велика. До того ж, його може не виявитися під рукою в потрібний момент.

У свою чергу, сьогодні майже у кожної людини є смартфон, який він постійно носить з собою.

Таким чином, якщо смартфон навчиться вважати пульс людини, то це зробить його найбільш доступним і зручним пристрій для обчислення пульсу. І дійсно, потужність сучасних телефонів і наявність у них камери зі спалахом дозволяють створювати додатки для оцінки пульсу.

Вони засновані на тому, що при просвічуванні пальця за допомогою спалаху можна засікти приплив крові до нього. Відповідно, підрахувавши кількість таких приток, додаток може оцінити пульс людини.

З іншого боку, для багатьох людей, особливо спортсменів, крім значення пульсу в даний момент і його динаміки, можуть бути важливими більш просунуті дані, які можна отримати з інформації про серцебитті.

Для отримання таких даних потрібно тривале вимір з отриманням докладної інформації про серцебитті. Відповідно, для цього потрібен професійний пульсометр, який може якимось чином автоматично передавати дані на телефон. Найбільш поширеним способом передачі даних з пульсометрів на телефон в наш час є технологія Bluetooth.

Алгоритми для обчислення додаткових параметрів, крім докладної інформації про серцебитті, вимагають витратних обчислень, які не представляється можливим виконувати на мобільному телефоні. У зв'язку з

цим, для обчислення даних параметрів потрібно відправляти дані про пульс на сервер, а потім отримувати з нього результат.

Зазвичай, що аналізують алгоритми розробляються фахівцями з цифрової обробки сигналу і являють собою програму на мові MATLAB. Очевидно, що для промислового використання потрібно створити оболонку для даної програми, яка буде отримувати вхідні дані по заданому протоколу, перевіряти їх на коректність і передавати назад результат. Найкраще для цієї мети підходить перетворення даної програми в веб сервіс, який надає універсальне API для обчислення аналізованого параметра. У зв'язку з чим інтеграція алгоритму значно спрощується.

Таким чином, для професійного і доступного аналізу серцебиття потрібна система з можливістю оцінки пульсу за допомогою камери телефону, можливістю отримувати дані з Bluetooth пульсометрів, можливістю обчислювати складні параметри на сервері і зручною інтеграцією алгоритмів, що обчислюють дані параметри.

1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

Всі існуючі алгоритми для контактного підрахунку пульсу з допомогою камери мобільного телефону складаються з двох етапів. Перший - перетворення кадру з камери в будь-яку числову характеристику. Другий - обчислення пульсу на основі залежності даної числової характеристики від часу. На першому етапі, всі алгоритми працюють приблизно однаково. На кадрі вибирається область, на підставі якої вважається числова характеристика кадру. Потім вибирається колірна палітра і канал в ній. Найчастіше використовується колірна палітра RGB і її червоний канал. Після цього вважається середнє значення обраного каналу на заданій області. Таким чином, це середнє значення приймається за числову характеристику даного кадру.

У підсумку, алгоритм отримує сигнал (рис. 1_a), на якому явно помітні моменти припливу крові до пальця. Завдання другого етапу - за цими даними отримати пульс. На цьому етапі виявляються основні відмінності алгоритмів. Можна виділити чотири основні класи алгоритмів:

- а) Алгоритми, засновані на підрахунку піків
- б) Алгоритми, засновані на підрахунку піків з додатковою логікою
- в) Алгоритми, засновані на знаходженні домінуючої частоти сигналу
- г) Алгоритми, засновані на аналізі спектра в плаваючому вікні

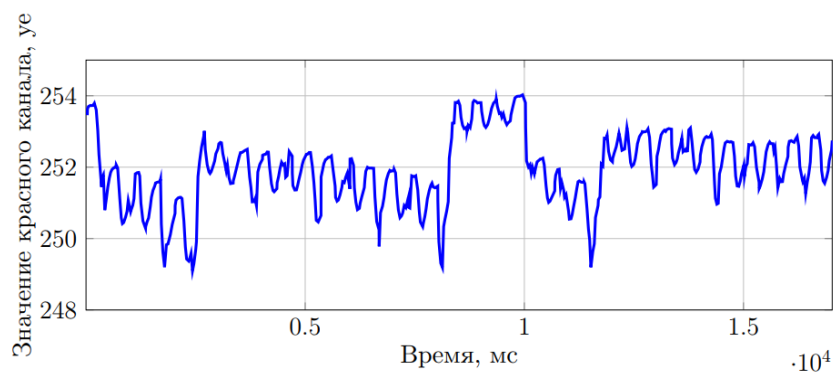


Рис 1_a

а) Даний клас алгоритмів спирається на простий підрахунок піків, відповідних кожному притоку крові. Таким чином, поділивши кількість знайдених піків на час вимірювання, даний клас алгоритмів отримує пульс.

Проблемою даних алгоритмів є нестійкість до помилок в детекції піків. Бо пропуск одного або декількох піків призводить до значного відхилення кінцевого результату. Наприклад, пропуск двох піків при пульсі 60 уд / хв при вимірюванні довжиною 15 секунд призводить до того, що алгоритм видасть результат 52 уд / хв, що значно відрізняється від реального пульсу

б) Цей клас алгоритмів також спирається на підрахунок піків, але при цьому, ці алгоритми намагаються виправити недоліки першого класу вводячи додаткову логіку поверх підрахунку піків. Наприклад, при підрахунку піків додатково обчислюється середня відстань між ними, і в разі відсутності піку через дане середня відстань, до числа знайдених піків просто додається одиниця. Таким чином, частково вирішується проблема пропуску піків.

Незважаючи на те, що дані алгоритми зменшують спектр проблем, що виникають в першому типі алгоритмів, вони ніяк не впливають на проблеми, що з'являються безпосередньо при детекції піків. наприклад, на наведеному сигналі (рис. 1_б) майже кожен пік, відповідний притоку крові в палець складається з двох піків, які іноді майже не відрізняються між собою, що в багатьох алгоритмах призведе до підрахунку зайвих піків.

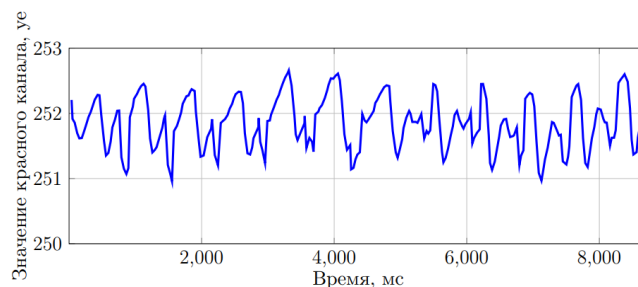


Рис 1_б

в) Даний клас алгоритмів має інший підхід до оцінки пульсу. Замість знаходження окремих піків ці алгоритми розглядають сигнал цілком і знаходять в ньому домінуючу частоту. Домінуюча частота дискретного сигналу зазвичай

знаходиться за допомогою дискретного перетворення Фур'є (ДПФ), яке дозволяє отримати залежність амплітуди спектра сигналу від частоти. У загальному випадку, кількість операцій для отримання спектра за допомогою ДПФ рівне $O(N^2)$, де N - кількість відліків в вихідному сигналі. Однак використовуючи алгоритм швидкого обчислення дискретного перетворення Фур'є (БПФ), можна отримувати спектр дискретного сигналу за $O(N \times \log(N))$ операцій, що дозволяє застосовувати даний алгоритм в режимі реального часу. Після розрахунку спектра сигналу відбраковуються частоти, які не відповідні можливих значенням пульсу людини. А з останків діапазону частот вибирається частота з максимальною амплітудою.

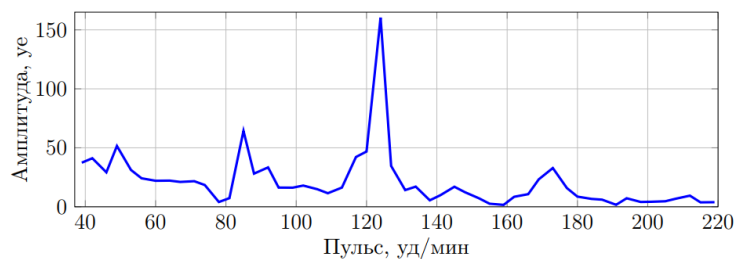


Рис 1_в

Відповідно, отримавши таке розкладання для всього вимірювання досить знайти частоту з найбільшою амплітудою. Звичайно ж, перед цим потрібно вибрати тільки ті частоти, яким може відповідати реальне значення пульсу людини. Такі алгоритми проявляють себе набагато краще, ніж попередні два класу, і дозволяють отримувати достатньо стійкі результати при тривалій запису сигналу. Одним з головних обмежень при використанні БПФ є потреба в тому, щоб розмір вхідних даних був ступенем двійки і те, що дискретизація амплітудно спектра залежить від частоти і довжини вхідних даних. Крок дискретизації при вимірюванні пульсу обчислюється як $60 \times \text{частота} \times \text{розмір даних}$. Таким чином, для отримання маленької дискретизації, таким алгоритмам потрібен великий розмір вхідних даних. Наприклад, для сигналу з частотою 30 і розміром даних 1 024 крок дискретизації буде дорівнює $60 \times 1024 \times 30 \approx 1:76$. При цьому, щоб

отримати таку дискретизації вхідного сигналу повинен мати довжину $+1024 \cdot 30 \approx 34$ секунди.

г) Алгоритми описані в пункті “б” та “в” мають один істотний недолік, при невеликій вибірці за часом вони дуже чутливі до шуму, який має високу амплітуду і розташований в невеликій частини сигналу. На наведеному сигналі рис. 1_г можна помітити, що перші 6 секунд вимірювання займає шум, який, до того ж, має високу амплітуду. Це призводить до того, що підсумковий спектр може отримати помилковий пік на частоті даного шуму, який також буде мати найбільшу амплітуду, що призведе до неправильного результату.

Тому попередньо вихідний сигнал розбивається на пересічні відрізки.

Подальші дії залежать від алгоритму. Найчастіше, поділ на пересічні відрізки використовується щоб відкинути частини сигналу, які вибиваються із загального спектра. Наприклад, якщо домінуюча частота на якомусь відрізку відрізняється від інших, то даний відрізок просто відкидається.

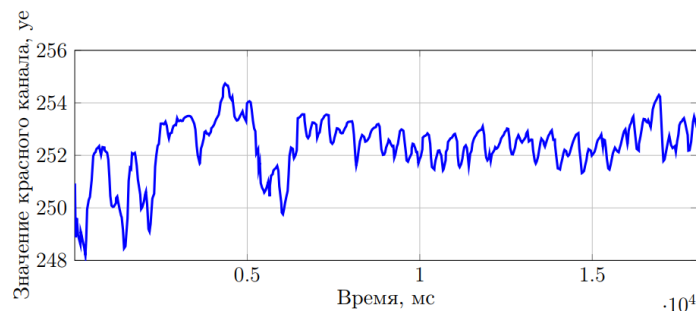


Рис 1_г

Можна помітити, що при розбитті на відрізки відбувається зменшення розміру вхідних даних для БПФ. Отже, розмір кроку дескрітезації буде збільшуватися. Таким чином, відповідь, отриманий виключно за рахунок обчислення БПФ для відрізків, буде мати вкрай маленьку точність в порівнянні з відповіддю, отриманою після обчислення БПФ для всього вимірювання

1.1. Алгоритми оцінки пульсу по камері

Алгоритми оцінки пульсу по камері можна розділити на три категорії:

- Алгоритми засновані на підрахунку R-піків.
- Алгоритми засновані на знаходженні домінуючої частоти.
- Алгоритми засновані на комбінації цих підходів.

Розглянемо їх докладніше.

1.1.1. Алгоритми засновані на підрахунку R-піків

Переважає більшість існуючих алгоритмів цього типу спирається на підрахунок локальних екстремумів, відповідних притоку крові до пальця. Пульс обчислюється як $60 * n$, де n - кількість знайдених піків, а t - довжина часового вікна в секундах. Перевагами алгоритмів даного типу є порівняно невелика обчислювальна потужність і можливість оцінки пульсу в реальному часі. Основним недоліком таких алгоритмів є можливі проблеми при детекції піків. Адже пропуск навіть одного піку при невеликому часовому вікні призводить до значної зміни кінцевого результату. До даного типу відноситься переважна більшість існуючих алгоритмів оцінки пульсу по камері [1,2,4-6,8-10] Оскільки вони пріоритезують можливість швидкої оцінки пульсу над коректною його оцінкою при сильно зашумленій вимірі.

1.1.2. Алгоритми засновані на знаходженні домінуючої частоти

Алгоритми даного типу [3, 7, 11] Спираються на розкладання сигналу на частоти і знаходженні серед них домінуючої. Найбільш часто в подібних алгоритмах для розкладання цієї мети використовується Швидке перетворення Фур'є, яке дозволяє розкласти дискретний сигнал на частоти і зіставити кожній частоті її амплітуду. Перевагою такого підходу є велика стійкість оцінки пульсу до зашумленості сигналу.

Одним з головним недоліком такого роду алгоритмів є залежність дискретизації розкладання від довжини і частоти сигналу. Таким чином, для отримання точної відповіді таким алгоритмам потрібне тривале вимір. У зв'язку з цим, такі алгоритми погано виявляють себе при різкій зміні пульсу так як можуть видати тільки одну з частот, але не будь-яке проміжне значення. А нове значення пульсу буде визначено алгоритмом тільки після того як воно стане домінуючим тобто зустрічатиметься на більшій частині сигналу. Таким чином, зміна значення пульсу такий алгоритм визначить пізніше, ніж алгоритми першого типу. З цієї ж причини застосування таких алгоритмів в режимі реального часу утруднено.

Приклад спектра для проблемного вимірювання можна спостерігати на малюнку 2. На спектрі видно два екстремуми на частотах 70 уд / хв. і 85 уд / хв. Це пов'язано з тим, що під час даного вимірювання пульс різко збільшився з 70 до 85 уд / хв.

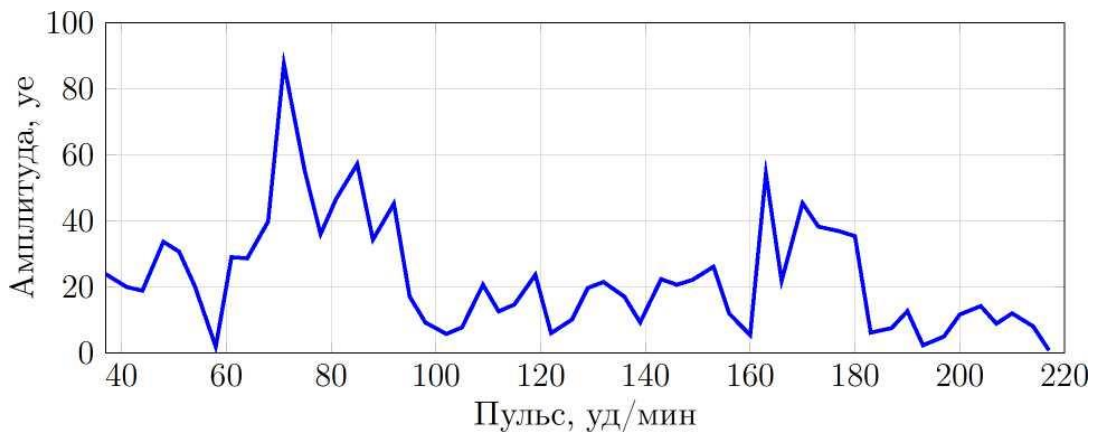


Рис. 2: Ділянка спектру при різкому зростанні пульсу

1.1.3. Алгоритми засновані на комбінації підходів

Даний тип алгоритмів є комбінацією розглянутих раніше алгоритмів в 1.1.1 і 1.1.2 і дозволяє виправити зазначені недоліки кожного алгоритму. Зазвичай це досягається за рахунок виконання двох алгоритмів різних типів послідовно або паралельно. Зазначений підхід дозволяє з одного боку оцінювати пульс для досить зашумлених вимірювань, а з іншого боку проводити вимірювання в реальному часі.

Описаний в даній роботі алгоритм оцінки пульсу відноситься саме до останнього типу алгоритмів.

1.2. Рішення для отримання даних з медичних bluetooth пристроїв

У наш час багато медичні пристрої, такі як: ваги, тонометри, глюкометри, пульсометри, пульсоксиметри вміють передавати дані про вимірювання за допомогою технології bluetooth. Незважаючи на те, що вже існують стандартні протоколи для передачі медичних вимірювань за допомогою bluetooth, багато виробників воліють використовувати власні протоколи для передачі даних. В першу чергу це пов'язано з тим, що стандартизовані протоколи з'явилися порівняно недавно. Ще однією причиною є бажання виробника заборонити отримання даних з їх пристроїв іншими додатками.

В результаті багато виробників медичних bluetooth пристроїв розробляє свій додаток для отримання з них даних 4,5. Також, існує кілька додатків, які підтримують невеликий набір пристроїв. Зазвичай такі програми підтримують пристрої виключно зі стандартним протоколом.

Одним з лідерів у цій галузі є компанія MedM, Яка підтримує велику кількість пристроїв від різних виробників з різними протоколами передачі даних.

Також, зараз на ринку з'являються різні інтегратори додатків такі як HealthKit компанії Apple, sHealth компанії Samsung і GoogleFit від Google. На жаль, всі вони дозволяють працювати виключно з bluetooth пристроями, які передають дані за допомогою стандартного протоколу.

1.3. Системи для розширеного аналізу пульсу

Існує не так багато систем, які дозволяють просунути аналізувати дані серцебиття. На жаль, всі вони або передбачають роботу з вкрай обмеженою кількістю пульсометрів, або не передбачають роботу з пристроями в принципі, а проводять аналіз по експортувати виміру.

Для прикладу можна взяти систему Welltory, Яка аналізує рівень стресу на основі постійних вимірювань серцебиття і на основі цих даних рекомендує зміни в розпорядку дня. Вона дозволяє збирати дані про пульс за допомогою камери і чотирьох пристроїв аналізують варіабельність серцевого ритму. Таким чином, для повноцінного використання такої системи з великою ймовірністю потрібно придбати нові пристрої навіть якщо у вас вже є свої. Що безумовно робить використання подібних систем вкрай незручним.

2. ТЕХНОЛОГІЧНА ЧАСТИНА

2.1 Функціональність системи

В цілому система має наступні функції.

- Оцінює пульс за допомогою камери телефону.
- Отримує дані від bluetooth пульсометрів.
- Зберігає дані про серцебитті.
- Додатково аналізує серцебиття.

Перші 3 функції реалізовані в мобільному додатку. Остання функція – на виділеному сервері. Розберемо ці функції докладніше.

Оцінка пульсу за допомогою камери телефону

Користувач притуляє палець до камери телефону, закриваючи одночасно камеру і спалах. Протягом приблизно 15 секунд додаток збирає дані з камери телефону і потім оцінює значення пульсу користувача. Приблизно через кожні наступні 3 секунди додаток оновлює значення пульсу. Додаток визначає прикладений чи палець до камери телефону. І як тільки він прибраний зупиняє вимір.

Отримання даних від bluetooth пульсометрів

Користувач підключає до телефону за допомогою програми свій пульсометр з підтримкою технології bluetooth. Після цього, дані про серцебитті користувача з пульсометра виходять додатком автоматично.

Зберігання даних про серцебитті

Дані про серцебитті користувача зберігаються в додатку на телефоні. Користувач може переглядати їх, а також відправляти на додатковий аналіз.

Додатковий аналіз серцебиття

Користувач може відправити дані про серцебитті на детальний аналіз на сервер. Алгоритм детального аналізу може вимагати даних при спеціальному вимірі. Наприклад при послідовному збільшенні навантаження кожену хвилину. Відповідно, для деяких збережених даних про серцебитті провести детальний аналіз не представляється можливим. Результат детального аналізу зберігається разом з вихідною інформацією про серцебитті.

2.2 Компоненти системи

Система складається з декількох компонент:

- Компонента отримання даних про серцебитті.
- Компонента зберігання даних про серцебитті.
- Аналізують алгоритми.
- Компонента інтеграції аналізують алгоритмів.

Отримання даних про серцебитті

Дана компонента відповідає за отримання даних про серцебитті з bluetooth пристроїв, а також оцінку пульсу і його динаміки за допомогою камери телефону. Отримання даних з bluetooth пульсометрів реалізовано як підключається бібліотеки для ОС Android і iOS. Алгоритм оцінки пульсу по камері телефону реалізована як модуль на C ++, який на основі даних з камери оцінює пульс. Отримання даних з камери телефону здійснюється платформозавісімо.

Збереження даних

Дана компонента відповідає за збереження даних про серцебитті, а також результатів додаткового аналізу.

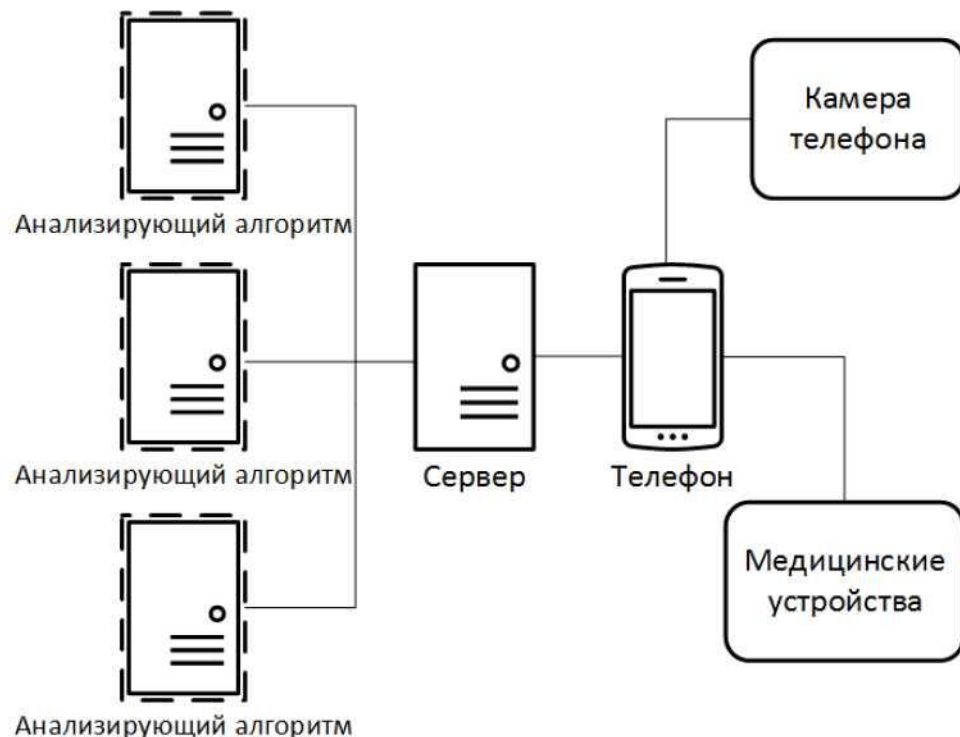


Рис. 2: Загальна архітектура системи

Аналізують алгоритми

Аналізує алгоритм відповідає за розширений аналіз пульсу і являє собою

програму на мові MATLAB. Вона просто приймає вхідні дані і по ним синхронно видає відповідь. Найчастіше, валідації вхідних даних в ній не передбачено. У зв'язку з високою ресурсоемних алгоритмів вони винесені з мобільного додатку на сервер.

Інтеграція аналізують алгоритмів

Дана компонента відповідає за інтеграцію аналізують алгоритмів, розглянутих в попередній частині. Це включає в себе: надання API для взаємодії з алгоритмом для інших компонент системи, а також, потенційно, для інших систем. Також вона перевіряє вхідні дані на коректність і видає відповідні помилки.

2.3 Використовувані технології

Додаток для ОС Android

Незважаючи на те, що стандартною мовою для створення програмного забезпечення для ОС Android є мова Java, для реалізації програми на ОС Android була вибрана мова Kotlin компанії JetBrains. Дана мова надає повну сумісність з Java, що робить можливим його використання для написання Android додатків. У свою чергу, Kotlin має більш короткий синтаксис і вбудовану null безпеку, що робить розробку на ньому Android додатків набагато зручніше і ефективніше.

Додаток для ОС iOS

Для реалізації програми на ОС iOS була вибрана мова Objective C оскільки він надає сумісність з C++. А також, у зв'язку з тим, що у мене вже був досвід розробки на Objective C.

Веб сервіс

Для реалізації веб сервісу була обрана платформа Node.js через те, що вона є найпопулярнішою платформою для реалізації завдань подібного роду. До того ж, вона має широкий набір бібліотек, які сильно спрощують процес розробки.

Послідовність дій алгоритму:

1. Кадр з камери телефону.
2. Середнє значення червоного каналу на кадрі.
3. Інтерполяція сигналу.
4. Розбиття на перетинаючі відрізки.

5. Обчислення спектра сигналу.
6. Відбракування шуму.
7. Обчислення пульсу.

Отримання середнього значення червоного каналу.

Для кожного кадру в якості його числової характеристики використовується середнє значення червоного каналу. Середнє значення вважається для всього кадру. Воно може змінюватися в межах від 0 до 255.

Інтерпретація сигналу.

Для отримання спектру сигналу за допомогою БПФ вихідний сигнал повинен мати однаковий рівномірний крок дискретизації за часом. Однак не всі мобільні платформи і Android в тому числі гарантують прихід кадрів з камери через рівні проміжки часу, тому перед застосуванням алгоритму БПФ необхідна інтерполяція вихідного сигналу. Оскільки при реалізації алгоритму одним з основних критеріїв є швидкість обчислень, то в якості інтерполяції була обрана інтерполяція поліномом першого ступеня (лінійна інтерполяція).

Вузли сітки інтерполяції вибиралися з рівномірним кроком рівному середній частоті оцифровки кадрів камери. Зазвичай такий крок становив 30 – 34 мс, що цілком відповідало необхідної точності вимірювань.

Розбиття на пересічні відрізки.

Після інтерполяції сигнал розбивається на пересічні відрізки. Довжина відрізка становить чверть від вихідної довжини вимірювання. Зсув становить половину довжини відрізка. Таким чином, вимір ділиться на сім пересічних відрізків.

Таким чином, для вимірювання довжиною близько 17 секунд, довжина відрізка становитиме $\approx 4:25$ секунди. Варто зазначити, що така довжина є достатньою, щоб попередньо оцінити пульс тому навіть пре низькому пульсі рівному 40 уд / в. в такий відрізок потрапить інформація про не менш, ніж трьох притоках крові до пальця, тобто три періоду сигналу. Як вже зазначалося раніше, розбиття на відрізки призводить до збільшення кроку дискретизації

амплітудного спектра. В даному випадку, для вимірювання довгою 512 з частотою 30 крок дискретизації спектра буде дорівнює $60 \times 128 \cdot 30 \approx 14$.

Така точність результату є недоречною для кінцевого результату. Але оскільки, розбиття на відрізки використовується виключно для приблизної оцінки пульсу, то такої точності нам буде досить.

Обчислення спектру сигналу.

На кожному отриманому відрізку за допомогою БПФ обчислюється дискретний амплітудний спектр сигналу. Частоти розрахованого спектра сигналу потім перетворюються в пульс (в уд /хв.).

Відбраковування шуму.

Після попереднього етапу ми отримуємо сім спектрів. На даному етапі потрібно визначити які з відрізків вибиваються із загальної картини тобто є шумом. А також, в разі, якщо більшість відрізків є сміттям, то отбракувати все вимір. У кожному спектрі знаходяться два найбільших піку. Якщо у більшості відрізків збігається хоча б один з двох піків – він приймається за попередній результат і передається на наступний етап. А ті відрізки, у яких немає цього піку на спектрі – відбраковуються. Якщо у чотирьох з семи відрізків немає загального піку – вимір вважається поганим і результат користувачеві не видається. На малюнку 2_а показаний спектр для хорошого відрізка. Спектр відрізка з того ж вимірювання, який визнаний шумом зображений на малюнку 2_б.

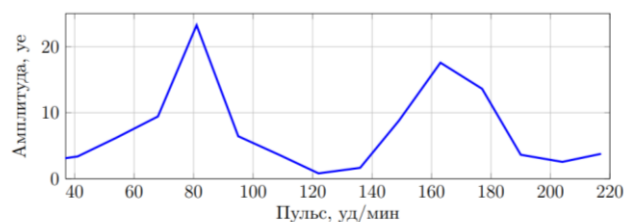


Рис 2_а

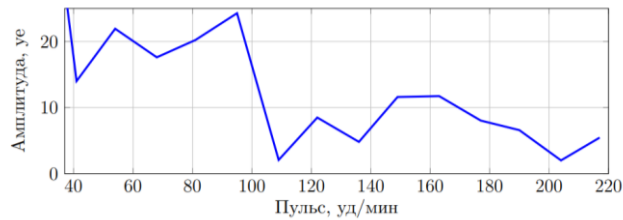


Рис 2_б

Обчислення пульсу.

На вхід фінальної стадії алгоритму ми отримуємо загальні піки і відрізки, які не є шумом. Завдання фінального етапу – видати пульс. Спочатку за допомогою БПФ ми будуємо спектр для всього вимірювання. Потім, на спектрі всього вимірювання детектуються піки, які відповідають виявленню загальним пікам відрізків. Тобто піки на спектрі всього вимірювання відстань між вершинами яких і відповідних вершин з минулого етапу мінімально. Серед знайдених таким чином піків вибирається найбільший за амплітудою.

Якщо отриманий таким чином пік відхиляється від вихідного піку більше, ніж на половину кроку дискретизації спектра для відрізків. (Наприклад, для спектрів на малюнках 2_а і 2_б крок дискретизації дорівнює чотирнадцяти), то він додатково перевіряється підрахунком спектра для тієї частини вимірювання, яка містить найменшу кількість шуму. Якщо результати збігаються – він видається як відповідь. Інакше – вимір вважається поганим. На малюнку 3 зображені піки, знайдені на спектре всього вимірювання, які відповідають двом пікам зі спектра, зображеного на малюнку 2_а.

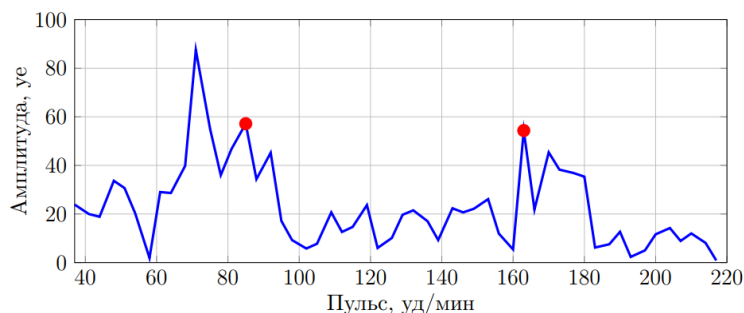


Рис 3

3 КОНСТРУКТОРСЬКА ЧАСТИНА

Оцінка пульсу за допомогою камери телефону

При розробці програми необхідно було вирішити проблему, пов'язану з тим, що в платформі Android за замовчуванням обробка кадрів з камери відбувається в основному потоці додатки. Це призводить до того, що при обробці даних камера починає надсилати в. онн камери набагато рідше. Наприклад, якщо камера зазвичай надсилає 25-30 кадрів в секунду, то коли ми починаємо якось обробляти кожен кадр в основному потоці додатки (наприклад, вважати середнє значення в. онного каналу на кадрі), то кількість кадрів в секунду падає до 10-15. Для вирішення такої проблеми в додатку створюється окремий потік, в якому відбувається приймання кадрів з камери і їх обробка. Також, варто відзначити, що стандартним форматом для кадрів з камери в платформі Android є YUV420SP, а не RGB. Тому, кожен кадр потрібно додатково переводити в колірну палітру RGB. Для відправки тестових даних з камери було вирішено використовувати звичайну електронну пошту. У додатку створюється запит на відправку пошти з прикріпленими даними на заданий в додатку email.

3.1 Частотна фільтрація.

У початковому сигналі, отриманому з камери, досить велика кількість шуму. Одним із способів часткового позбавлення від нього є частотна фільтрація сигналу смуговим фільтром в діапазоні частот, відповідному допустимому пульсу людини. В даному алгоритмі за допустимий діапазон були прийняті значення від 45 уд / хв. до 220 уд / хв. тобто від 0, (6) Гц до 3, (6) Гц.

Приклад роботи фільтрації частоти представлений на малюнках 3_1 і 3_2.

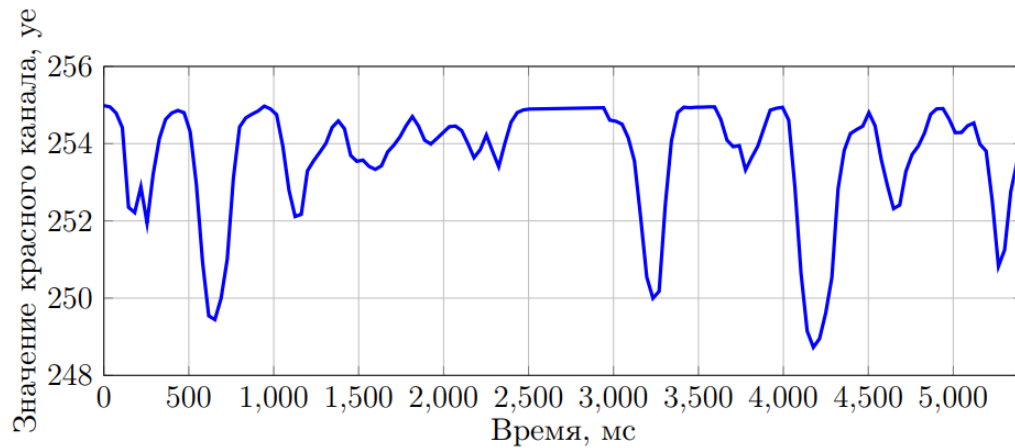


Рис. 3_1. Приклад вихідного сигналу

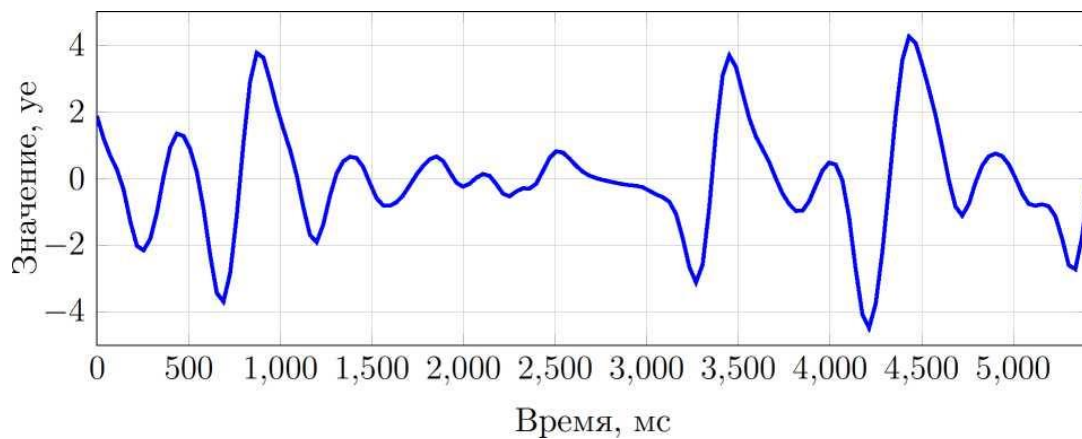


Рис. 3_2: Приклад відфільтрованого по частоті сигналу

3.2 Амплітудне вирівнювання.

Минула версія алгоритму була чутлива до шуму до високої амплітудою. У даній версії проводиться вирівнювання амплітуди на різних ділянках сигналу.

Вирівнювання амплітуд проводиться за наступним алгоритмом:

1. Сигнал ділиться на відрізки такі, що кінець і початок кожного відрізка знаходяться в однакових частинах R-піку. В даному алгоритмі як кінців відрізка вибираються переходи сигналу через 0.

2. Для кожного відрізка обчислюється енергія за формулою

$$E_i = \sum_{j=k_i}^{m_i} x_j^2,$$

де E_i - енергія i -го відрізка, k_i і m_i - початок і кінець i -го відрізка,

а x_j - значення сигналу в точці j

3. Знаходиться відрізок з максимальною енергією

$$E_{max} = \max_{0 \leq i \leq n} E_i.$$

4. Підсумкове значення точки сигналу обчислюється

$$y_j = x_j \times \frac{E_{max}}{E_i},$$

де $k_i < j < m_i$.

Таким чином, енергії всіх відрізків стають однаковими.

Приклад роботи вирівнювання амплітуди можна спостерігати на малюнках 3_2 та 3_3.

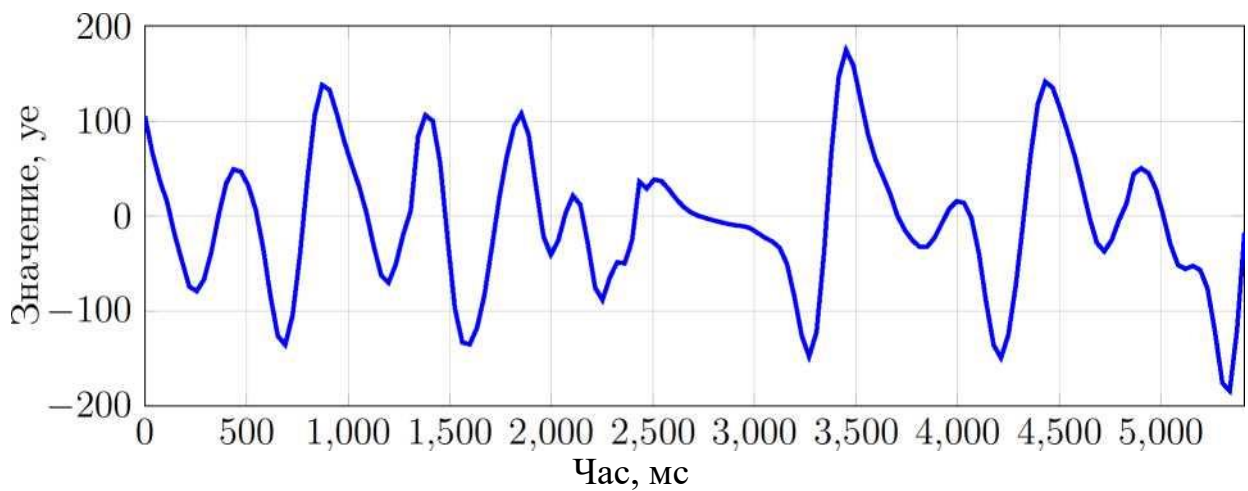


Рис. 3_3. Приклад сигналу з рівною амплітудою

3.3 Уточнення пульсу.

Попередня версія алгоритму вважала значенням пульсу домінуючу частоту на проміжку. Але це не завжди коректно. Наприклад, якщо пульс на даному

проміжку різко змінився. В такому випадку минула версія алгоритму видала або пульс до зміни, або після, але не реальне значення пульсу.

Для вирішення цієї проблеми після отримання домінуючою частоти вихідний сигнал заново фільтрується, але з вікном частот ± 20 уд / хв. від результату попереднього алгоритму. Таким чином виходить сигнал набагато більше схожий на синусоїдальний. Після цього для отримання точного значення пульсу досить порахувати кількість піків в даному вікні. Для цього, наприклад, досить правильно проінтерпретувати інформацію про переходах сигналу через 0.

Приклад посиленою фільтрації сигналу представлений на малюнках 3_4.

3.4 Оцінка динаміки пульсу

Часто мало знати одне окреме значення пульсу. Для отримання повної картини потрібно знати динаміку його зміни з часом. Це, наприклад, важливо для спортсменів щоб дізнатися

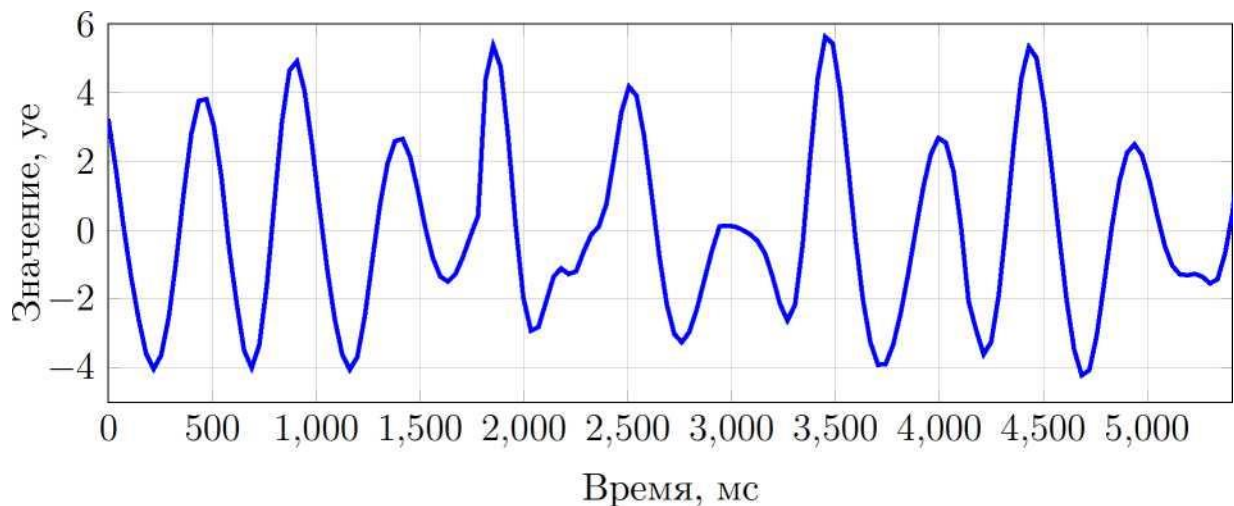


Рис. 3_4. Приклад сигналу з підсиленою фільтрацією.

на скільки швидко їх серцевий ритм приходить в норму після закінчення фізичного навантаження або наскільки швидко він зростає при її початку.

Минулий алгоритм довелося додатково пристосувати для оцінки динаміки. Основною метою змін було максимальне переіс- користування даних при обчисленні наступного значення пульсу. Таким чином для обчислення наступного значення в алгоритмі переіс-пользується:

- Інтерпольовані дані. Нові дані інтерполюються з використанням того-ж

кроку інтерполяції в реальному часі. Таким чином заново інтерполювати всі дані не потрібно.

- Інформація про розкладанні по амплітудам. Для цього існує поділ вимірювання на пересічні відрізки не переглядалися, а лише доповнюється новими. Недоліком такого підходу є те, що таке значення пульсу можливо отримати не раніше отримання нового відрізка. Тобто до отримання ~ 2 нових секунд вимірювання.
- Інформація про відрізки і їх енергіях при вирівнюванні амплітуд, а також дані з уже вирівняною амплітудою. Таким чином, при обчисленні наступного значення часто не потрібно перераховувати попередні дані.

3.5 Детектор наявності пальця на камері.

Для зручності користувача був придуманий додатковий алгоритм для визначення наявності пальця. По кожному кадру, отриманого з камери, крім середнього значення червоного каналу обчислюється середнє значення червоного і зеленого. Наявністю пальця на камері для даного кадру вважається середнє значення червоного каналу > 128 , а синього і зеленого < 128 . Дані показники оцінюються для кадрів з останніх 5 секунд вимірювання, і якщо кількість кадрів для яких даний критерій виконується перевищує 50%, то вважається, що користувач прибрав палець з камери і вимір припиняється.

3.6 Отримання даних з bluetooth пульсометрів

Медичні bluetooth пристрої виробляються великою кількістю компаній і часто мають різні протоколи передачі даних. Таким чином реалізація підтримки отримання даних з обширного кількості пульсометрів скрутна.

З іншого боку, в платформі MedM компанії MedM реалізована підтримка великої кількості протоколів отримання даних з медичних пристроїв. Але робота з ними не відділена від самої платформи. Таким чином, для використання готової реалізації протоколів отримання даних з bluetooth медичних пристроїв було вирішено виділити роботу з ними з платформи MedM в окрему бібліотеку.

3.7 Загальний опис бібліотеки

Бібліотека являє собою стандартну підключається бібліотеку для платформ iOS і Android. Тобто файл з форматом `.framework` для iOS і `.aar` для Android.

Вона надає доступ до основних операцій роботи з bluetooth пристроями:

- Пошук.
- Додавання.
- Отримання даних.

У зв'язку з тим, що бібліотека дозволяє отримувати дані про різних видів вимірювань було вирішено серіалізувати дані в формат XML. Це дозволяє надавати однаковий API для всіх видів вимірювань, а також дозволяє користувачеві самому перетворювати дані в зручний для нього уявлення.

Основна логіка роботи реалізована в платформонезависимість коді як частина платформи MedM. Платформозавісімо реалізована ліштонкая обгортка, яка перенаправляє запити в платформу. Це дозволяє легко підтримувати кілька платформ, а також помітно спрощує підтримку нових.

Спрощена структура API бібліотеки представлена на малюнку 3_5.

Єдиною доступною точкою входу для користувача є клас `MedMDeviceKit`. Він зберігає посилання на `MedMDeviceManager`,

`MedMScanner`, `MedMCollector`, які завжди існують в єдиному екземплярі і видаються користувачеві за запитом. Кожен з них виконує свою функцію: управління списком доданих пристроїв, пошук пристроїв і отримання даних відповідно.

Окремо варто відзначити, що всі асинхронні операції (додавання пристрою, збір даних, пошук пристроїв) можна скасувати. Це реалізовано за допомогою спеціальних токенів. При старті кожної такої операції користувачеві видається токен за допомогою якого він може зупинити операцію, яка відповідає певному токени. Хоча на даний момент бібліотека має на увазі виконання тільки однієї операції, такий механізм дозволяє в майбутньому підтримувати кілька одночасних операцій. До того ж, це не дозволяє зупинити операцію до її початку, а також після її закінчення.

API бібліотеки

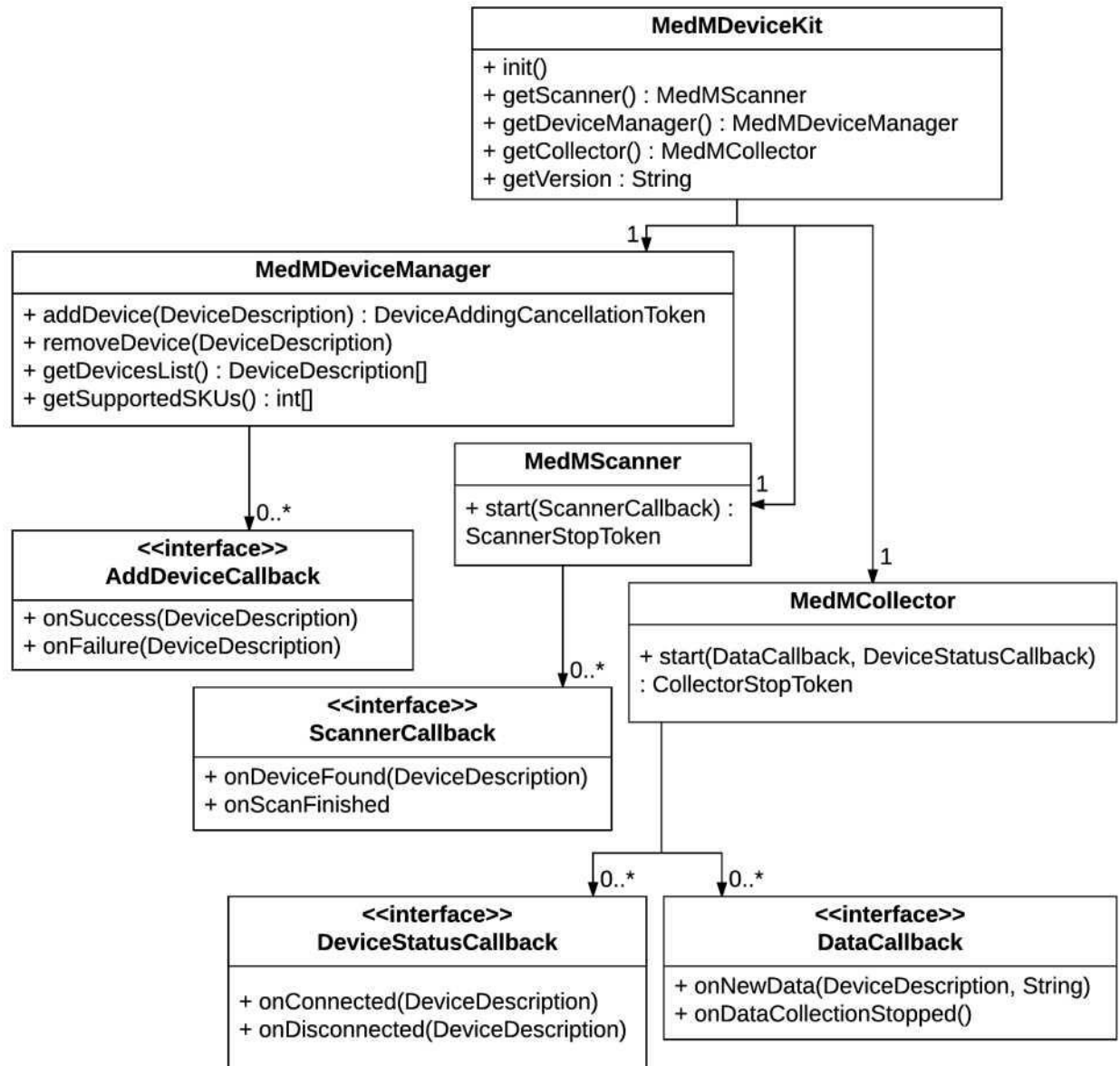


Рис. 3_5. Спрощена структура API бібліотеки

3.8 Формат серіалізації даних з пристроїв

Як вже говорилося вище, дані з пристроїв серіалізуються в XML. Даний формат був обраний оскільки він дозволяє універсально представляти сильно розрізняються дані, оскільки в платформі MedM вже існувала реалізація побудови XML документів, а також для максимальної схожості на існуюче серверне API платформи. Серіалізовані вимір завжди містить час початку вимірювання за UTC і місцевим часом, а також різницю між ними. Також, воно

може містити докладні відомості про пристрій, якщо на момент отримання даних платформа MedM їх знає.

Всі типи вимірювань можна розділити на два види: точкові і потокові. Точкове вимірювання містить один фіксований набір значень, а потокове - кілька послідовних. Наприклад, потокове вимірювання пульсу може містити інформацію про послідовних вимірах пульсу через кожні 5 секунд на протязі 5 хвилин. Передавати таку інформацію в форматі XML досить затратно. Наприклад, через те що XML теги будуть займати набагато більше місця, ніж самі збережені значення. У зв'язку з цим, було вирішено віддавати потокові вимірювання в тому ж вигляді, в якому вони зберігаються в платформі MedM і передаються через серверне API. А саме в форматі JSON.

Приклад серіалізованих даних для поточного вимірювання пульсу наведено нижче.

```
<Measurements-heartrate-stream>
  <Measured-at> 2017-05-01T20: 59: 59Z </ measured-at>
  <Measured-at-local> 2017-05-01T23: 59: 59 + 03: 00 </ measured-at-local>
  <Measured-at-utc-offset> 180 </ measured-at-utc-offset> <chunks> <chunk>
    <Position> 0 </ position>
    <Start> 0 </ start>
    <End> 0 </ end>
    <Heartrate>
      { "Irregular": { "pulse": [79,0], "pulse_quality": [255,0]} } </ heartrate>
    chunk>
  </ Chunks>
<Sensor>
  <Name> Mambo HR </ name>
  <Model> 405B6 </ model>
  <Address> C8: 46: B2: A6: E5: 4F </ address>
  <Hardware> A002 </ hardware>
  <Device-db-id> 383 </ device-db-id>
  <Firmware> A091 </ firmware>
  <Device-db-title> Mambo </ device-db-title>
```

```

<Serial> 4FE5A6B246C8 </ serial>
<Manufacturer> Transtek </ manuf acturer>
</ Sensor>
</ Measurements-heartrate-stream>

```

Система для інтеграції алгоритмів аналізу пульсу

Алгоритми для просунутого аналізу пульсу найчастіше розробляються фахівцями з цифрової обробки сигналу на мові MATLAB і являють собою скоріше прототип, ніж програму придатну для промислового використання. У них часто повністю відсутня валідація вхідних даних, а також повідомлення про помилки. У зв'язку з цим, для таких алгоритмів доводиться створювати обгортку, яка надає API для віддачі даних на аналіз і отримання результату.

До того ж, такі алгоритми часто вимагають великої обчислювальної потужності, що перешкоджає їх інтеграції в мобільний додаток. У зв'язку з цим, найбільш простим варіантом для їх інтеграції в систему є реалізація їх як веб-сервісів.

Одним з важливих переваг такого підходу є можливість потім інтегрувати алгоритми з іншими системами.

Загальна схема інтеграції алгоритму представлена на малюнку 3_6.

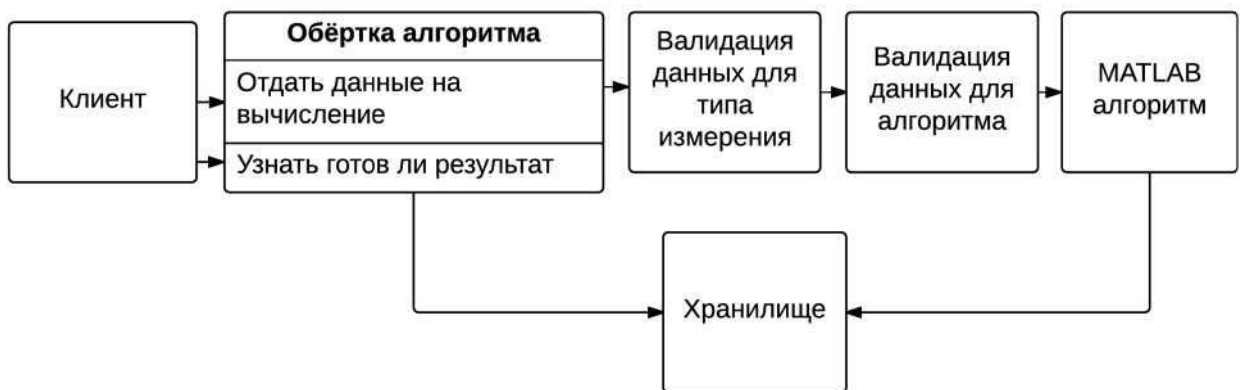


Рис. 3_6. Структура інтеграції алгоритму

Клієнт посилає POST запит з прикріпленими даними про вимірювання і, можливо, деякими додатковими параметрами для алгоритму. При отриманні дані перевіряються спочатку на відповідність заявленому типу вимірювання, а потім на відповідність заявленому алгоритму. Окремі кроки валідації зроблені для більш простого інтегрування нових алгоритмів в систему. Наприклад, для підтримки нового алгоритму для вже підтриманого типу вимірювання досить

замінити MATLAB алгоритм і модуль перевірки даних для алгоритму.

Після перевірки даних сервіс придумує унікальний ідентифікатор операції і повертає або адреса, придуманий на основі даного ідентифікатора, за яким потім можна буде отримати результат аналізу, або повідомлення про помилку валідації з описом проблеми. Етот механізм створений у зв'язку з тим, що аналіз потенційно може займати довгий час. Відповідно відповідати синхронно не представляється можливим.

Після успішної валідації вхідних даних вони зберігаються на сервері, поміщаються в чергу і чекають передачі в аналізує алгоритм. Аналізує алгоритм зберігає результати аналізу з відповідним ідентифікатором запиту в сховище.

За запитом на виданий адреса клієнт може отримати один з чотирьох результатів:

- Повідомлення про те, що дані все ще обробляються.
- Результат аналізу.
- Повідомлення про помилку під час аналізу даних.
- Повідомлення про те, що адреса не існує.

Наявність результату перевіряється за наявністю запису з відповідним ідентифікатором в сховище. Після того як користувач звернувся за ним і отримав результат, він і збережені вхідні дані відразу ж видаляються. Це зроблено для економії ресурсів на сервері.

Як приклад аналізує алгоритму був реалізований алгоритм аналізу анаеробного порога.

Тестування

Для кожної компоненти системи було проведено тестування. Алгоритм оцінки пульсу по камері був сравнен з його попередньою реалізацією, для бібліотеки для отримання даних з медичних пристроїв було розроблено три тестових додатки, а тестування системи інтеграції алгоритмів аналізу пульсу було розбите на три модуля відповідно до розбиттям в реалізації. Розглянемо це докладніше.

3.9 Алгоритм оцінки пульсу за допомогою камери телефону

Результат роботи алгоритму порівнювався з вимірами пульсоксиметра Nonin 3150. Вимірювання проводились на людях європеїдної раси. Це важливо, оскільки результати роботи такого роду алгоритмів можуть залежати від

кольору шкіри. Виміри проводилися при нерухомому положенні руки тому рух руки, особливо на вулиці, може привести до зміни освітленості з однаковою частотою (наприклад, рух руки при бігу), що виліється в неправильну оцінку пульсу.

У тестуванні брало участь близько 20 осіб різних вікових груп.

В таблиці 1 наведено порівняльний результат тестування поточної версії алгоритму з попередньою.

Варто зазначити, що похибка 5 уд / хв є допустимою для пульсометрів так як вони оцінюють пульс опосередковано (на пальці, зап'ястя), на відміну від моніторів серцевого ритму, які безпосередньо вимірюють кількість скорочень серця.

Таблиця 1: Порівняльний результат алгоритму з минулою версією

Пульс	% Вимірювань з відносною похибкою <5 уд / хв	
	минулий алгоритм	новий алгоритм
Звичайний (<100 уд / хв)	86	90
Підвищений (<140 уд / хв)	85	87
високий (> 140 уд / хв)	85	87

Бібліотека для отримання даних з медичних bluetooth пристроїв

Бібліотеку для роботи з bluetooth пристроями досить важко протестувати оскільки з одного боку роботу з безліччю інших пристроїв важко перевірити автоматично, а з іншого - функціональність бібліотеки занадто велика щоб швидко розробити тестове додаток для Android і iOS, яка буде використовувати всі можливості бібліотеки. У зв'язку з цим тестування бібліотеки розділено на три частини. Розглянемо їх докладніше.

Юніт-тести з тестовими пристроями

У платформі MedM існують тестові пристрої, які емулюють роботу реальних bluetooth пристроїв. З їх використанням можливо написати класичні юніт-тести для перевірки всієї функціональності бібліотеки. Проблема полягає в тому, що

для реальних пристроїв багато операцій виконуються набагато складніше, ніж для тестових. Наприклад, операція додавання може займати близько 30 секунд. Відповідно, такі тести захищають лише від малої частини помилок. До того ж, юніт тести перевіряють логіку роботи перебуваючи всередині бібліотеки, а не використовуючи вже зібрану версію.

Додаток для автоматичної перевірки роботи з конкретним пристроєм.

Цей додаток перевіряє більшість функцій бібліотеки для конкретного пристрою. Через те що воно працює з реальним пристроєм, воно вимагає участі людини в тестуванні, який буде включати відповідні режими на приладі і проводити вимірювання. Мінусом такого підходу є те, що не все при роботі з реальними пристроями можна перевірити автоматично. Наприклад коректність віддаються значень.

Додаток з частковою функціональністю для перевірки роботи з пристроями

Цей додаток призначений для перевірки базової функціональності бібліотеки при роботі з різними пристроями. Воно підтримує пошук, додавання, видалення пристроїв, збір даних з них і відображення даних. Це дозволяє найбільш повно перевірити роботу з пристроями, але не перевіряє всі можливості бібліотеки.

Інтеграція алгоритмів аналізу пульсу

Тестування системи для інтеграції алгоритмів розширеного аналізу пульсу є набором юніт-тестів і розбите на модулі як і реалізація:

- Тести для перевірки валідації даних для типу вимірювання. Являють собою набір коректних і некоректних даних для конкретного виміру з очікуваними відповідями, включаючи повідомлення про помилки.
- Тести для перевірки валідації даних для алгоритму. Являють собою набір коректних і некоректних даних для конкретного алгоритму. Причому завжди коректних для даного типу вимірювання. У них, наприклад, може бути відсутнім необхідний для алгоритму додатковий параметр. Також містять очікуваний відповідь аж до конкретного повідомлення про помилку.
- Тести для перевірки роботи алгоритму. Являють собою набір коректних

даних з очікуваними результатами для конкретного алгоритму.

Завдяки такій модульній структурі додати тести для нового типу вимірювання або нового алгоритму досить просто, так як це не вимагає помітного зміни іншої системи тестування.

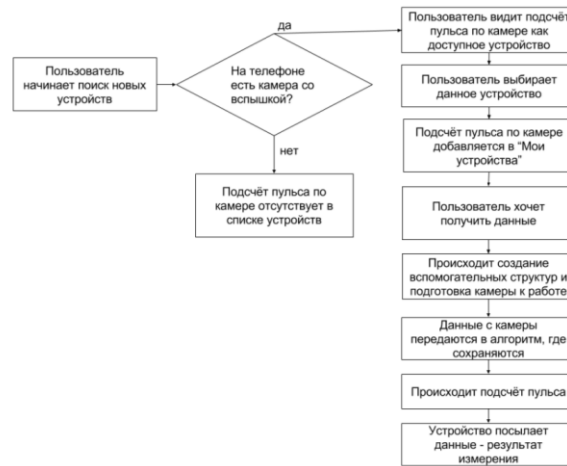


Рис.3_7 Схема взаємодії користувача платформи MedM.

4 НАУКОВО-ДОСЛІДНИЦЬКА

4.1 Оптимізація передаточної функції системи

Таку функцію можна визначити:

$$W(p) = \frac{K}{Tp+1} \quad (4.1)$$

Розрахуємо чисельні значення, власне передавальної функції.

Площа поперечного січення бака:

$$A = \frac{\pi d^2}{4} = \frac{3,14 \cdot 1,4^2}{4} = 1,54 \text{ [м}^2\text{]} \quad (4.2)$$

Номинальна подаюча витрата:

$$Q_{n_0} = 1,2 \cdot \frac{1}{3600} = 3,33 \cdot 10^{-3} \left[\frac{\text{м}^3}{\text{с}} \right] \quad (4.3)$$

Коефіцієнт передачі K:

$$K = \frac{2h_0}{Q_{n_0}} = \frac{2 \cdot 1,0}{3,056 \cdot 10^{-4}} = 1,801 \cdot 10^3 \left[\frac{\text{м}}{\text{м}^3/\text{с}} \right] \quad (4.4)$$

Стала часу T:

$$T = A \cdot \frac{2h_0}{Q_{n_0}} = 1,54 \cdot 1,801 \cdot 10^3 = 2997 \text{ [с]} \quad (4.5)$$

Таким чином передавальна функція для об'єкту керування буде мати вигляд:

$$W(p) = \frac{h(p)}{Q_n(p)} = \frac{K}{T_p+1} = \frac{1,801 \cdot 10^3}{2997p+1} \quad (4.6)$$

Структура системи, зокрема, автоматичного керування наведена на рис. 4.1:

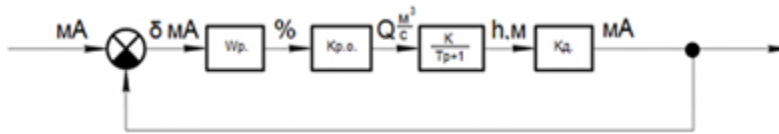


Рисунок 4.1 – Схематичне зображення системи керування

де: K_p - власне коефіцієнт передачі регулюючого органу ,яки регулює поступаючу витрату Q ;

K_d – коефіцієнт, який відповідає за передачу датчика рівня h

W_p - передаточна функція досліджуваного регулятора

В подальшому проводимо розрахуємо підсилення регулятора:

$$K_{p.o.} = \frac{\Delta Q}{\Delta \%} \quad (4.7)$$

де ΔQ - показник зміни вхідної витрати;

$\Delta\%$ – параметр, який показує на скільки знів своє положення клапан.

Залежність поступаючої течії від того, наскільки відкритий чи закритий клапан зображено на рисунку 4.2:

Далі необхідно оцінити коефіцієнт передавання давача рівня

Коефіцієнт передачі датчика рівня, власне, визначається як відношення приросту вихідного параметра датчика рівня і [mA] до, зокрема, вхідного параметру [m].

Максимальне значення висоти положення середовища, яке має контролювати давач рівня становить 1.6 метра, а зміна струму на виході, тобто вихідного сигналу, досліджуваного давачі рівня, при його зміні в діапазоні 0-1.6 метру відповідає 4-20 міліампер.

$$K_d = \frac{\Delta i [\text{мА}]}{\Delta h [\text{м}]} = \frac{16}{1,5} = 10,67 \left[\frac{\text{мА}}{\text{м}} \right] \quad (4.8)$$

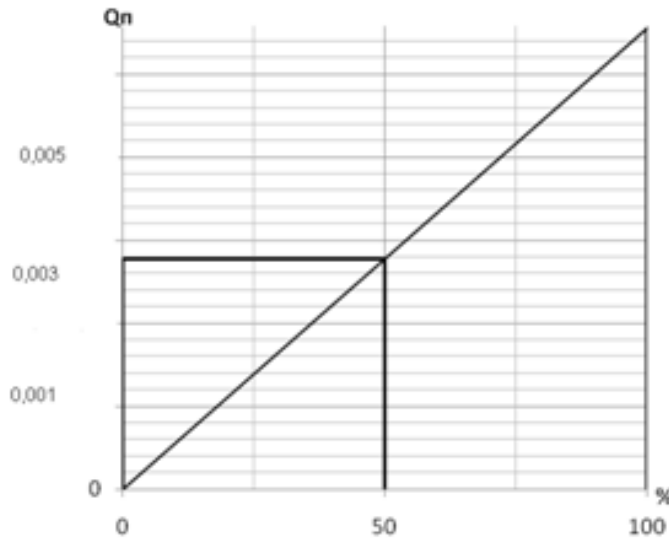


Рисунок 4.2 – Залежність поступаючої течії від ступені відкриття клапана.

Загальнопромислові давачі рівня володіють встроєною функцією, яка забезпечує ефект згладжування сигналу на виході за допомогою інерційного фільтру інерційного характеру - ланки першого порядку зі встановленим параметром T_f від 1 до $10 \cdot n$ секунд, n – ціле число. Приймаємо цю сталу $T_f = 10$ с.

Тоді наша передаточна функція для досліджуваного давача рівня становить:

$$W_\phi(p) = \frac{i(p)}{h(p)} = \frac{K_d}{T_\phi p + 1} = \frac{10,67}{10p + 1} \left[\frac{\text{мА}}{\text{м}} \right] \quad (4.9)$$

Структура розробленої системи буде виглядати так:

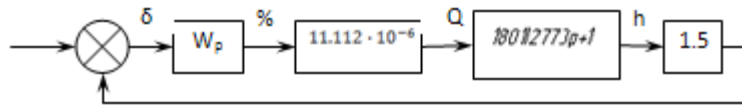


Рисунок 4.3 – Структура досліджуваної системи.

В результаті спрощення отримаємо систему з числовими коефіцієнтами. Така структура приведена на рис 4.4.

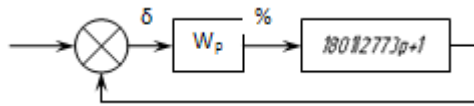


Рисунок 4.4 – схема досліджуваної системи з конкретними коефіцієнтами.

Побудову ЛАФЧХ для нашої системи виконаємо із застосуванням наближених методів. Тут для ланки:

$$W_{нч} = \frac{K}{(Tp+1)(T\phi+1)} \quad (4.10)$$

в логарифмічній системі координат застосуємо наближення $1/T$, де $T = 57$ с - стала часу. В нашому випадку ЛАЧХ має відповідно вигляд прямої, яка є паралельною до осі відображення частот на рівні $20\lg K = 20 \lg 0.42 = -7,4$ дб, проте для частот, що мають більше значення за прийняте $1/T$, вказана характеристика зображена прямою лінією, що нахилена з коефіцієнтом -20 дб / дек до сполучаючої частоти $1/T\phi$, де коефіцієнт нахилу змінюється плюс на -20 дб / дек і власне становить -40 дб / дек.

Сполучаючі частоти:

$$\omega_{c1} = 0.0178 \left[\frac{1}{c} \right] \quad (4.11)$$

$$\omega_{c2} = 0.01 \left[\frac{1}{c} \right] \quad (4.12)$$

Таким чином:

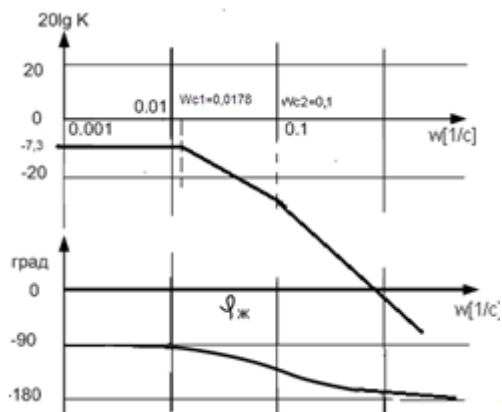
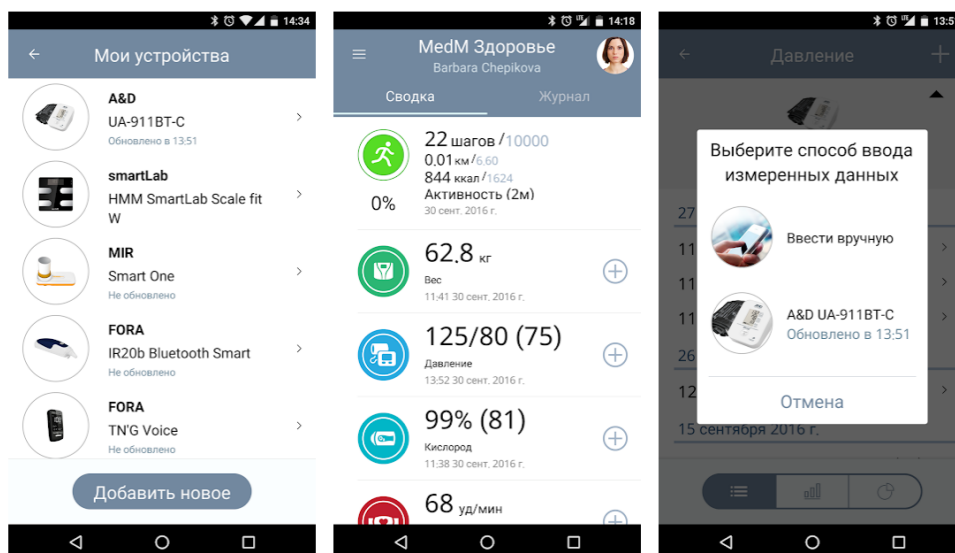


Рисунок 4.5 - ЛАФЧХ отриманої системи.

5. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

MedM - світовий технологічний лідер в галузі програмного забезпечення для мобільного моніторингу пацієнтів і підключення медичних пристроїв. Компанія використовує всі навички і досвід команди, щоб дозволити клієнтам зосередитися на тому, що у них виходить найкраще - на послуги, клінічних результатах, обладнанні, в той час як команда MedM піклується про програмне забезпечення. Великі інвестиції в можливості підключення пристроїв і UX в сфері охорони здоров'я зробили MedM Platform найбільш гнучким і масштабованим рішенням для постачальників RPM, виробників пристроїв і системних інтеграторів. Додатки MedM, розроблені для задоволення потреб пацієнтів і доглядальниць тяжкохворих людей, доступні для більшості сучасних смартфонів, планшетів і настільних комп'ютерів. Платформа MedM підтримує використання домашніх шлюзів на базі Android, Windows і Linux для автоматичного збору та передачі даних.

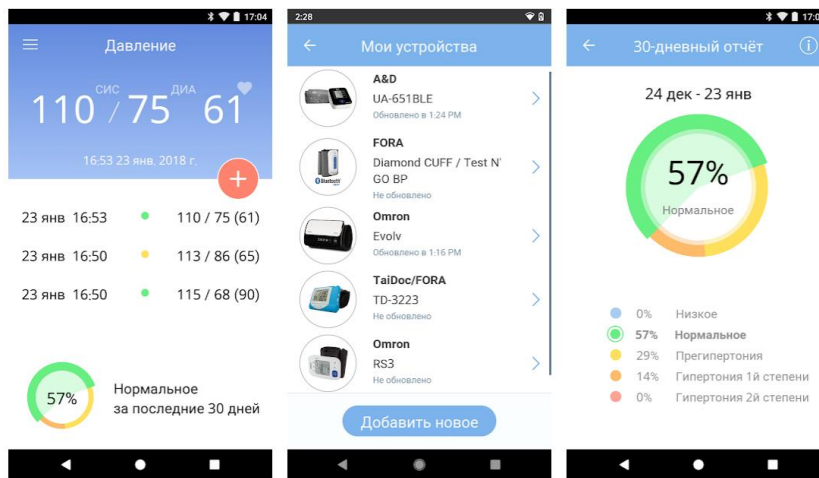
MedM Health



Додаток MedM Health здатне взаємодіяти з більш ніж 170 бездротовими медичними пристроями з підтримкою Bluetooth або Bluetooth Smart, а також

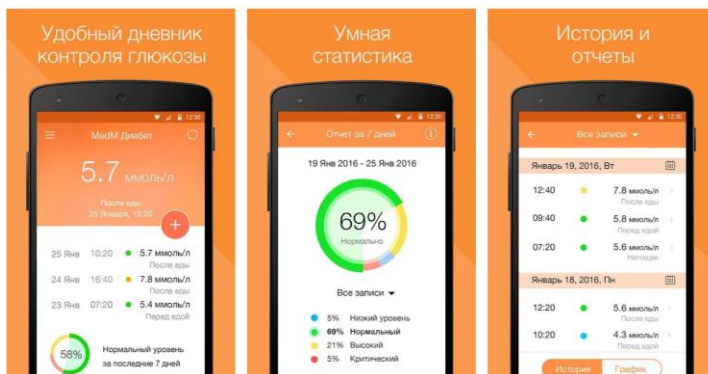
може використовуватися для введення інформації вручну. MedM Health допоможе відстежувати артеріальний тиск, рівень глюкози в крові, частоту серцевих скорочень, вага, температуру тіла, вміст кисню в крові, результати ЕКГ і спірометрії. Всі дані автоматично синхронізуються з хмарним сервісом, і, отже, знаходяться в будь-який час і з будь-якого місця. При необхідності всі результати вимірювань можуть бути роздруковані для включення в медичну довідку.

MedM Blood Pressure



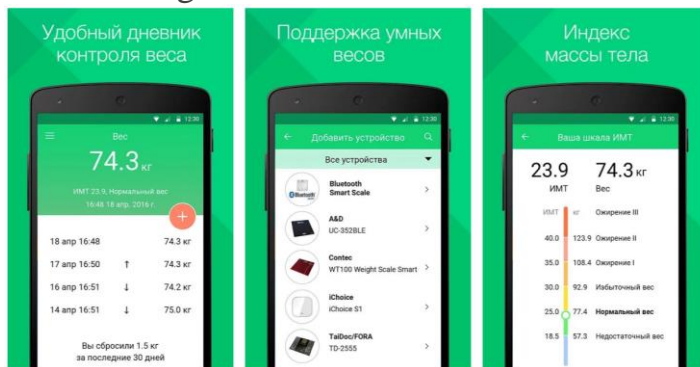
Додаток MedM Blood Pressure, розроблене відповідно до рекомендацій фахівців-медиків, дозволяє відстежувати артеріальний тиск. Дані можуть завантажуватися в додаток автоматично з сумісних тонометрів або ж вводитися вручну, якщо ви використовуєте застарілий прилад вимірювання тиску. Потужні інструменти аналізу історії вимірювань і відстеження тенденцій дозволяють знаходити закономірності, щоб згодом коригувати свою поведінку. Серед сумісних марок тонометрів - A & D, ForaCare, Taidoc, ChoiceMMed / iChoice, PyleHealth, Contec і багато інших.

MedM Diabetes



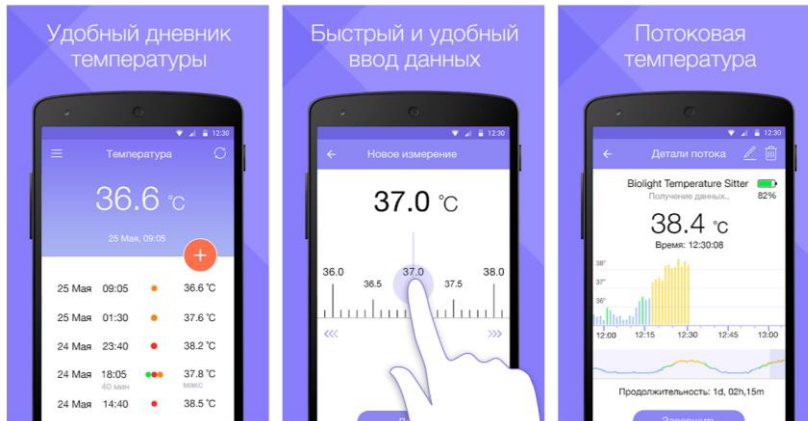
Додаток MedM Diabetes дозволяє вам вручну вводити значення вимірюваного рівня цукру в крові або завантажувати дані прямо з вашого глюкометра, що має підтримку Bluetooth. При бажанні можемо створити резервну копію даних в MedM Health Cloud, щоб мати доступ до них в будь-якому місці і в будь-який час. MedM Diabetes працює на будь-якому смартфоні або планшеті, онлайн-реєстрація для цього не потрібно. Додаток включає аналітичні інструменти для спостереження за тенденціями зміни рівня цукру в крові. У будь-який час ви можете поділитися результатами вимірювань зі своїм лікуючим лікарем.

MedM Weight



MedM Weight - зручний щоденник спостереження за зміною ваги тіла. Головна його мета - мотивувати дотримуватися дієти і вести здоровий спосіб життя. MedM Weight має автоматичне завантаження даних з сумісних ваг і зручний ручне введення результатів зважування на будь-якому застарілому пристрої. Буде потрібно всього кілька секунд, щоб ввести в додаток результати вимірювань (вручну або автоматично).

MedM Temperature

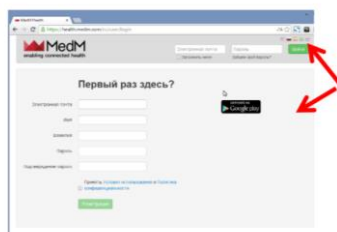


MedM Temperature. Відстежуйте температуру тіла вручну або автоматично (при використанні сумісних з MedM термометрів). Результати вимірювань записуються в додаток. Можемо додати теги і завантажити їх в файлообмінник або ж зберегти на своєму мобільному пристрої.

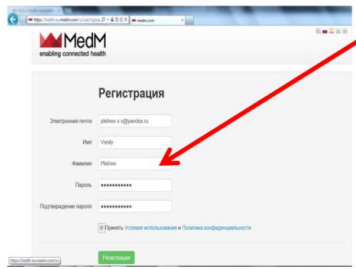
5.1 Реєстрація облікового запису на сайті порталу MedM Health



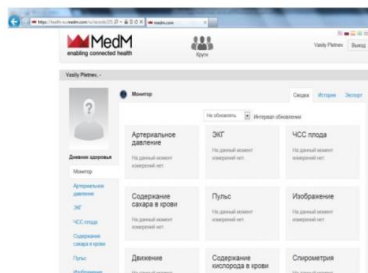
Для початку реєстрації на порталі MedM Health не обходимо через любойбраузер зайти на сайт <https://health.medm.com>.



У верхньому правому куті вибираємо необхідну нам мову відображення інформації. Після цього натискаємо пункт Зареєструватися.

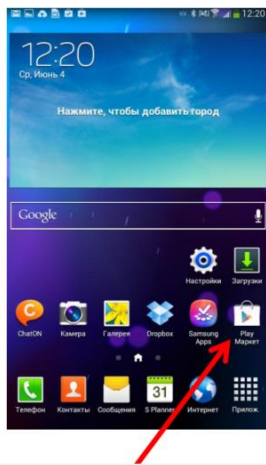


У розділі реєстрації заповнюємо всі необхідні поля і в кінці натискаємо Реєстрація.

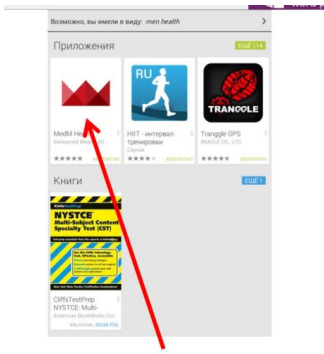


При успішній реєстрації відкриється головне вікно Вашого профілю.

5.2 Пошук мобільного додатка MedM Health в Google Play Store (Play Market).



Відкриваємо додаток Play Маркет.

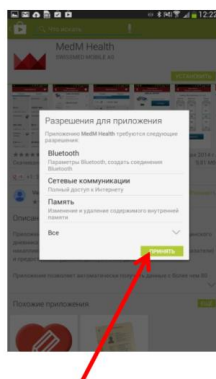


Вибираємо установку додатка MedM Health.

Установка програми MedM Health.



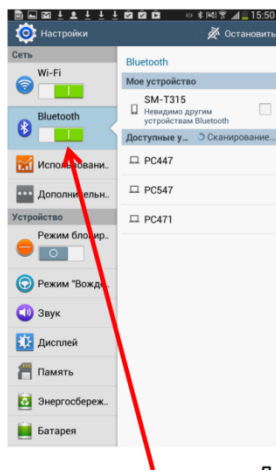
Вибираємо пункт «Встановити».



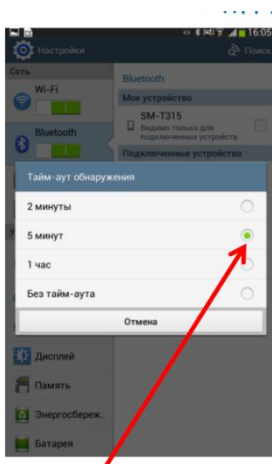
Включення Bluetooth.



Заходимо в пункт «Налаштування».



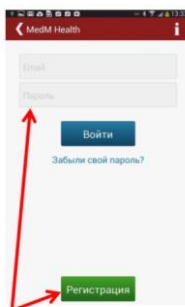
Робимо індикатор Bluetooth активним.



Для забезпечення надійності сполучення тонометра з смартфоном встановимо ТаймАут виявлення мінімум 5 хвилин. Для цього необхідно натиснути кнопку «Меню» на Вашому смартфоні, вибрати пункт «Тайм-аут виявлення» і поставити галочку на 5 хвилин або більше.

5.3 Початок роботи з MedM Health.

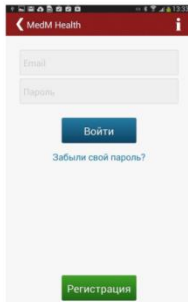
Запускаємо програму MedM Health.



Якщо вже є обліковий запис даного сервісу, введіть в рядках E-mail і Пароль свої дані, після чого натисніть «Ввійти». Якщо у Вас немає облікового запису Ви зможете зареєструватися 2 способами:

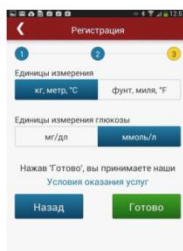
1. Реєстрація через додаток на смартфоні
2. Реєстрація через інтернет на сайті <https://health.medm.com>.

Реєстрація облікового запису через додаток MedM Health на смартфоні.



Заповнюємо поля E-mail і Пароль і потім тиснемо «Вперед».

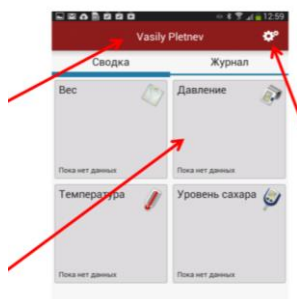
Заповнюємо поля Ім'я, Прізвище, стать, дата народження і тиснемо «Вперед».



Вибираємо необхідні одиниці виміру і тиснемо «Готово».

При успішній реєстрації відкривається головне вікно програми.

5.4 Головне вікно мобільного додатка MedM Health.

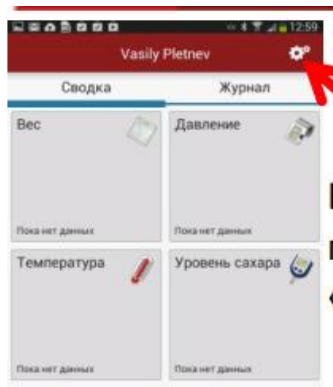


Обліковий запис користувача.

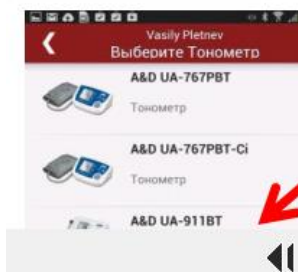
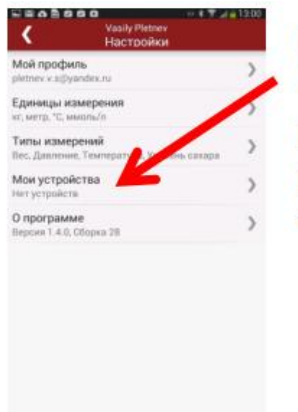
Перегляд вимірювань і властивостей приладу.

Меню налаштувань програми.

Підключення приладу до смартфона.



Вибираємо пункт «Налаштування».



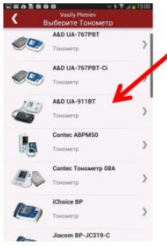
У розділі «Налаштування» вибираємо пункт «Мої пристрої».



У розділі «Мої пристрої» вибираємо «Додати пристрій».

У розділі новий пристрій вибираємо «Вручну».

У розділі «Визначте медичний пристрій» вибираємо «Тоннометр».



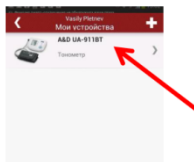
У розділі «Виберіть тонометр» вибираємо модель «A & D UA-911BT».



У розділі «Інформація про пристрій» вибираємо пункт «Додати». Може з'явитися вікно з питанням про підключення Bluetooth і сполученні з іншими пристроями - даємо відповідь «Так». У момент підключення приладу до смартфона не повинно бути по близькості пристроїв з включеним Bluetooth.

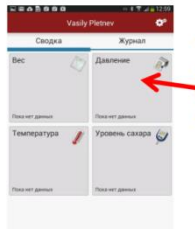


Відразу після натискання «Додати» починаємо робити вимір на приладі. Очікуємо близько 2х хвилин поки програма не додасть тонометр. У процесі підключення приладу смартфон може видати повідомлення «Прилад підключений» і «Прилад Відключений». Незалежно від виду повідомлень очікуємо підключення без дій. Програма підключить тонометр автоматично.

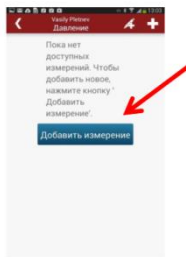


У разі успішного підключення приладу автоматично з'явиться вікно «Мої пристрої» в якому буде Ваш тонометр.

5.5 Передача даних на смартфон.



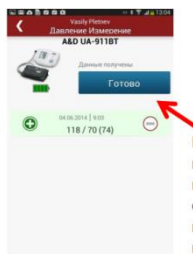
Для прийому даних з тонометра на смартфон в головному вікні програми вибіраємо пункт «Тиск».



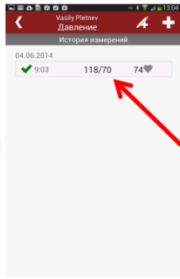
У розділі «Тиск» вибираємо пункт «Додати вимір». Проводимо вимір та очікуємо поки дані прийдуть на смартфон протягом 1 хвилини.



У разі успішного прийому даних з'явиться рядок з Вашими вимірами. Якщо ви хочете зберегти дане вимір на смартфон, натискаємо зелений «Плюс». Якщо не хочете зберегти, то червоний «Мінус».



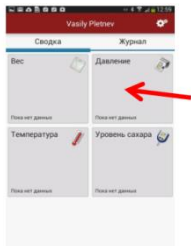
Якщо дані, коториєпрішли на смартфон, коректні, натискаємо «Готово».



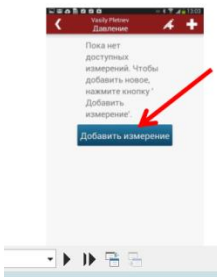
У разі успішного збереження Ваших вимірювань, у вікні «Історія вимірювань» Ви побачите свої дані.

Передача даних на смартфон в разі тимчасової відсутності смартфона під рукою.

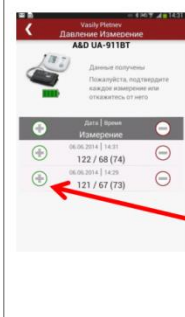
У разі, якщо у Вас не виявилося під рукою смартфона або він розряджений і вимкнений, знаходиться на видаленні від тонометра, а Вам необхідно зробити вимір, Ваші дані не загубляться, а зберігатися в пам'яті приладу. Прилад може зберігати в собі останні 40 вимірювань і при першій нагоді передати збережені дані в пам'ять смартфона.



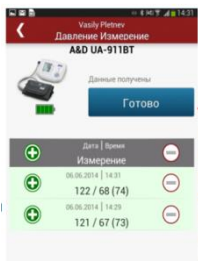
Для прийому даних з тонометра на смартфон не обходимо зробити 1 вимір за умови, що смартфон і прилад з'єднані. У головному вікні програми вибираємо пункт «Тиск».



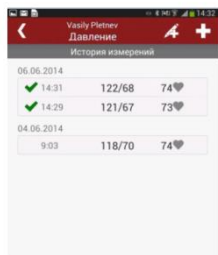
У розділі «Тиск» вибираємо пункт «Додати вимір».



Проводимо вимір на приладі і очікуємо поки дані прийдуть на смартфон. У разі успішного прийому даних з'явиться поряд з збереженими в приладі вимірами.



Якщо дані, які прийшли на смартфон, коректні, натискаємо «Готово».



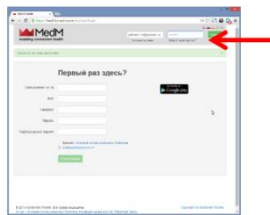
У разі успішного збереження вимірювань, у вікні «Історія вимірювань» ввійдете у свої дані.

5.6 Перегляд даних на сервері зберігання даних.

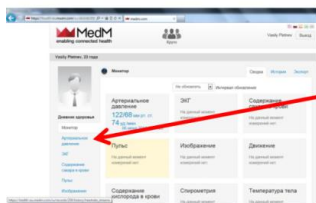
Якщо смартфон підключений до Інтернет, то всі отримані на смартфон вимірювання будуть автоматично відправлені на персональну сторінку на порталі MedM Health.



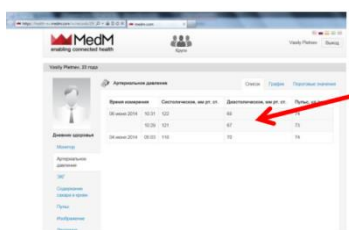
Для початку перегляду даних на сервері зберігання даних потрібно зайти на сайт <https://health.medm.com>.



У рядках “Електронна пошта” і “Пароль” вводимо свої облікові дані.

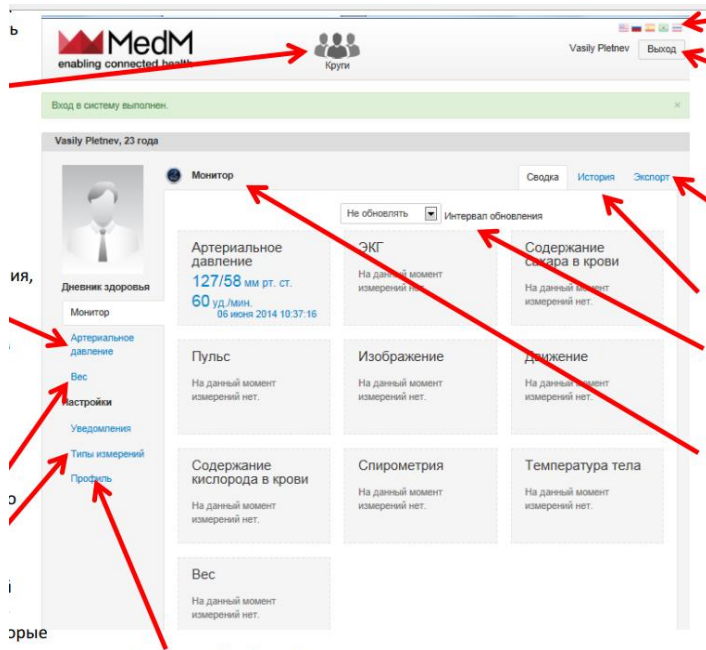


Для перегляду даних про вимірювання артеріального тиску вибираємо пункт “Артеріальний тиск”.



Показує вимірювання, які збереглися на смартфоні, у вигляді таблиці або у вигляді графіка, встановити порогові значення або налаштувати оповіщення.

5.7 Можливості сервера зберігання даних MedM Health.



Розділ “Круги”, в якому можливо надати доступ до даних своєму лікарю, друзям або близьким. Також Ви можете відправити їм запрошення зареєструватися на порталі MedM Health.

Розділ “Артеріальний тиск”. Відображає всі вимірювання, отримані з тонометра, побудувати графіки з необхідним діапазоном часу, налаштувати порогові значення вимірювань.

Розділ “Повідомлення”, в якому налаштовуються оповіщення про виміри.

Розділ “Типи вимірювань” налаштовує необхідні поля, які використовуємо.

У розділі “Профіль” налаштовуємо свої персональний профіль.

Розділ “Монитор”. Можливість перегляду необхідних видів вимірювань.

Налаштування інтервалу автоматичного оновлення монітора.

Експорт даних в форматі, зручному для друку.

6 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

6.1 Організація охорони праці при роботі з системою управління

Охорона праці розглядає проблеми забезпечення здорових і безпечних умов праці. Виявляє і вивчає можливі причини нещасних випадків, професійних захворювань, аварій, вибухів, пожеж і розробляє систему заходів і вимог з метою виключення цих причин і створення безпечних і сприятливих для людини умов праці.

Завдання охорони праці є зведення до мінімуму імовірності пошкодження або захворювання працівників з одночасним забезпеченням комфорту при максимальній продуктивності праці.

Навчання працівників безпеці праці проводять відповідно до вимог ГОСТ 12. 0.004 - 79, який встановлює порядок і види навчання. На всіх підприємствах і в організаціях незалежно від характеру і ступеню небезпеки виробництва навчання працівників проводять при підготовці нових робітників, проведенні різноманітних видів інструктажів і підвищенні кваліфікації.

Контроль за своєчасним і якісним навчанням виконує відділ охорони праці чи інженер з охорони праці, або ІТП, на якого наказом керівника підприємства покладено ці обов'язки. Ті, що вперше поступають на роботу, навчання проходять згідно з "Типовим положенням про підготовку і підвищення кваліфікації робітників". В журналі обліку навчальної роботи реєструють навчальну тему, за якою проводилось навчання.

Інструктаж працюючих поділяють на вступний, початковий, на робочому місці, повторний, позаплановий і початковий.

Вступний інструктаж з усіма, хто поступає на роботу незалежно від їх освіти і стажу роботи по даній професії, проводить інженер з охорони праці за програмою, затвердженою головним інженером підприємства, про проведення вступного інструктажу з обов'язковим підписом того, хто проводив інструктаж і того, хто його отримував.

Початковий інструктаж на робочому місці, повторний, позаплановий і поточний проводить керівник робіт.

Початковий інструктаж на робочому місці проводять при прийомі на роботу нових робітників за інструкцією з охорони праці, розробленою для окремих професій або видів робіт. Всі робітники після цього інструктажу і перевірки знань 2-5 змін (залежно від навичок і стажу роботи) працюють під наглядом бригадира чи майстра, потім оформляється допуск до їх самостійної праці.

Повторний інструктаж проходять всі працівники незалежно від кваліфікації, освіти і стажу роботи через три місяці. Його проводять з метою перевірки знання робітниками правил і норм з охорони праці.

Позаплановий інструктаж проводять коли змінилися правила охорони праці або технологічний процес, обладнання, інструмент та інші фактори, що впливають на безпеку праці; коли працівники порушують правила охорони праці, що можуть призвести чи призвели до травм, аварій чи пожежі, вибуху. Його проводять індивідуально чи з групою робітників однієї професії за програмою початкового інструктажу на робочому місці. При його реєстрації вказують причину, яка спричинила його проведення.

Умови праці мають велике значення практично для всіх виробничих показників - продуктивності праці, якості робіт, безпеки працівників та інше.

Санітарно-гігієнічні умови праці характеризуються показниками виробничого середовища - рівнем освітлення, мікрокліматичними

параметрами, загазованістю і запиленістю повітряного середовища, рівнем шуму і вібрації, наявністю іонізуючого випромінювання та інше.

6.2 Електробезпека

Електричні установки, з якими доводиться мати справу практично всім працюючим по встановленню та налагодженню засобів автоматизації, виявляють для людини велику потенційну небезпеку, яка збільшується у зв'язку з тим, що органи чуття людини не можуть на відстані виявити присутність електричної напруги на обладнанні.

Степінь ураження електричним струмом залежить від цілого ряду факторів: значення сили струму, електричного опору тіла людини та тривалості протікання через неї струму, виду та частоти струму, індивідуальних властивостей людини та умов навколишнього середовища.

Конструкція електроустановок має відповідати умовам їх експлуатації та забезпечувати захист персоналу від дотику з струмоведучими та рухомими частинами, а обладнання - від попадання всередину посторонніх твердих тіл та води.

Конструкція, вид виконання, спосіб встановлення, клас ізоляції застосовуваних провідників, кабелів, пристроїв та іншого електрообладнання відповідають вимогам електробезпеки. За ступенем ураження людей електричним струмом котельня відноситься згідно ПУЕ 1.1.13 до категорії приміщень з підвищеною небезпекою (висока температура, можливість одночасного дотику до металевих елементів технологічного обладнання або металоконструкцій будинку та металевих корпусів електрообладнання).

У нормальному режимі роботи обладнання - можливість ураження працівників електричним струмом виключена. Але на випадок аварії для запобігання ураження струмом людей передбачене захисне заземлення.

Згідно ПУЕ 1.7.65 допустимий опір заземлення повинен бути не більшим 10 Ом.

При виконанні монтажних робіт використовуються переносні електроінструменти (електродрилі, електрошліфувальні установки, тощо). Для забезпечення безпечної праці корпуси однофазних електроприймачів повинні занулюватись.

Захист людини від ураження електричним струмом в мережах з зануленням здійснюється тим, що при замиканні одної з фаз на занулений корпус в ланці цієї фази виникає струм короткого замикання, що діє на струмовий захист (плавкий запобіжник, автомат), в результаті чого відбувається відключення аварійної ділянки від мережі. Крім того, ще до спрацювання захисту струм короткого викликає перерозподіл напруги в мережі, що приводить до зниження напруги корпусу відносно землі. Таким чином, занулення зменшує напругу дотику та обмежує час, на протязі якого людина, що доторкнулася до корпусу, може потрапити під дію напруги.

Для того, щоб забезпечити швидке (на протязі декількох секунд) відключення аварійної ділянки, струм короткого замикання повинен бути достатньо великим. Відповідно до вимог ПУЕ струм короткого замикання повинен не менше ніж в три рази перевищувати номінальний струм плавкої вставки найближчого запобіжника або номінальний струм нерегульованого розчеплювача автоматичного вимикача. При використанні автоматичних вимикачів, що мають тільки електромагнітний розчіплювач (відсічку), струм короткого замикання повинен перевищувати значення струму встановлення миттєвого спрацювання в 1,25-1,4 рази в залежності від номінального струму.

В однофазних електроприймачів, що включені між фазним та нульовим робочим проводами, занулення корпусів слід виконувати з допомогою окремого (третього) провідника, який повинен з'єднувати корпус електроприймача з нульовим захисним проводом. В таких випадках

під'єднувати корпуси електроприймачів для забезпечення електробезпеки до нульового робочого проводу недопустимо, оскільки при його розриві (перегоранні запобіжника) всі під'єднані до нього корпуси виявляться під фазною напругою відносно землі.

В мережі з зануленням недопустимо використовувати заземлення окремих електроприймачів, не під'єднавши їх перед цим до нульового захисного провідника. В цьому випадку при замиканні фази на заземлений, але не приєднаний до нульового захисного провідника корпус створюється коло струму через заземлення цього корпусу та заземлення нейтралі джерела струму. Такий випадок небезпечний, оскільки засоби захисту не зможуть відключити такий електроприймач через мале значення струму і тому небезпечна напруга на всіх корпусах може зберігатися тривалий період, поки заземлений приймач не буде відключений вручну.

Важливо відмітити, що якщо занулений корпус одночасно заземлений, то це тільки покращує умови безпеки, оскільки забезпечує додаткове заземлення нульового захисного проводу.

Для ізоляції людини від частин електроустановок, що знаходяться під напругою, використовуються основні та допоміжні ізолюючі засоби, а саме слюсарно-монтажний інструмент з ізольованими ручками, коврики, ізолюючі підставки, тощо.

У приміщеннях, де знаходяться вимірювальні прилади, необхідно забезпечити виконання заходів по боротьбі з статичною електрикою (тобто прилади повинні бути заземлені). Найпростішим засобом є підтримка відносної вологості повітря на рівні 50 - 60 % за допомогою побутового електрозволожувача.

Підлогу слід виконувати відповідно до ГОСТ 12.4.124-83, використовуючи антистатичне покриття на проходах і біля робочих місць.

Робітникам рекомендовано носити одягу з природних матеріалів або з комбінованих - природних і штучних волокон. Для зняття електростатичних зарядів з одягу слід використовувати антистатика побутового призначення.

Оскільки корпуси приладів виконані з металу, то для усунення небезпеки ураження людини електричним струмом (можливий пробій на корпус приладу) використовується захисне заземлення.

6.3 Розрахунок заземлення

Розрахуємо систему заземлення для електроустаткування, яке працює від напруги 220 В.

$$R_{\text{заз}} \leq \frac{U}{I_p} = \frac{220}{66} = 3.3 \leq 4 \text{ Ом}$$

Визначаємо опір ґрунту: $\rho = k_n * \rho_n = 2 * 200 = 400 \text{ Ом м}$,

де k_n - коефіцієнт підсилення;

ρ_n — питомий опір ґрунту (вибирається з довідкової літератури).

Визначаємо опір одиночного вертикального заземлювача:

$$R_B = \frac{\rho}{2\pi} \left(\ln \frac{2l}{d} + \frac{1}{2} * \frac{4t+1}{4t-1} \right)$$

де t - відстань від середини заземлювача до поверхні ґрунту, м;

l, d - довжина і діаметр стержня заземлювача, м;

$$R_B = 96 \text{ Ом.}$$

Визначаємо опір сталевій полосі, що з'єднує стержневі заземлювачі:

$$R_{II} = (\rho / 2\pi) * \ln(l^2 / dt) = 61 \text{ Ом.}$$

Визначаємо орієнтовне число стержневих заземлювачів:

$$n = R_B / [r_B] \eta_B = 96 / 4 * 1 = 24 \text{ шт.}$$

r_B - допустимий по нормам опір заземляючого пристрою,

η_B - коефіцієнт використання вертикальних заземлювачів (для орієнтовного розрахунку приймається рівним 1).

Приймаємо розміщення вертикальних заземлювачів по контуру з відстанню між сталевими заземлювачами рівним 21. З довідкової літератури визначаємо $\eta_B = 0,66$ і $\eta_T = 0,39$.

Визначаємо необхідну кількість вертикальних заземлювачів

$$n = R_B / [r_B] \eta_B = 96 / (4 * 0.66) = 36$$

Розраховуємо загальний розрахунковий опір аземлюючого пристрою R з врахуванням з'єднувальної полоси

$$R = R_B R_{II} / (R_B \eta_T + R_{II} \eta_B n) = 3.9 \text{ Ом.}$$

Розрахунок проведено правильно, оскільки виконується умова $R \leq [r_B]$.

Розрахунок штучного заземлення:

Приймаємо, що опір захисного заземлення не повинен перевищувати 4 Ом:

$$R_{33} = \frac{R_c R_n}{R_c + R_n} \leq 4 \text{ Ом}$$

де R_{33} – опір захисного заземлення;

R_c – опір стержневих заземлювачів;

R_{II} - опір поперечних заземлювачів.

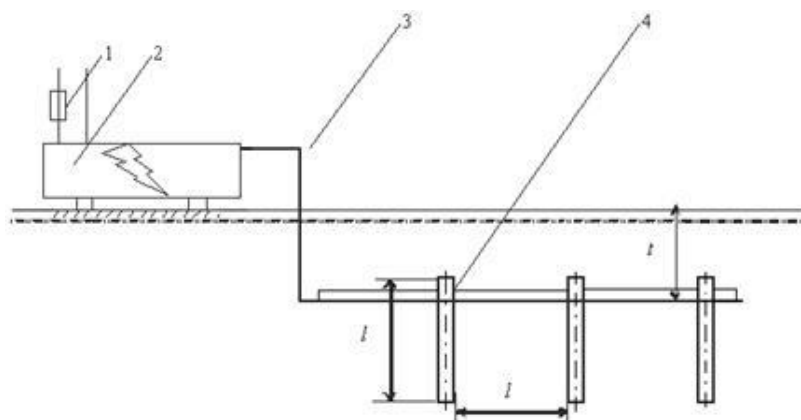


Рисунок .1 - Пристрій заземлення

4 – плавка вставка; 2 – електроустановка; 3 – з'єднувальна штаба; 4 – трубчатий заземлювач

Опір одиночного стержневого заземлювача розтіканню електричного струму:

$$R_{oc} = \frac{\rho_{\text{г}}}{2\pi l} \left(\ln \frac{2l}{d} + \ln \frac{4h' + l}{4h' - l} \right)$$

де h – відстань від поверхні ґрунту до заземлювача і становить 0,8 м;

l – довжина стержневого заземлювача 3 м;

d – діаметр стержневого заземлювача 50 мм.

$$R_{oc} = \frac{750}{2 \cdot 3,14 \cdot 3} \left(\ln \frac{2 \cdot 3}{0,05} + \ln \frac{4 \cdot 0,8 + 3}{4 \cdot 0,8 - 3} \right) = 39,8 \cdot (0,18 + 3,43) = 143,8 \text{ Ом}$$

Опір одиночного поперечного заземлювача:

$$R_{ок} = \frac{\rho_{\text{г}}}{2\pi l} \ln \frac{2l^2}{bh'}$$

де l – довжина поперечного заземлювача 2,5 м;

b – ширина полоси заземлювача 30 мм;

$\rho_{\text{г}}$ – розрахунковий опір ґрунту: для поперечних електродів 1000 Ом·м, для стержневих електродів 750 Ом·м.

$$R_{ок} = \frac{1000}{2 \cdot 3,14 \cdot 2,5} \ln \frac{2 \cdot 2,5^2}{0,03 \cdot 0,8} = 63,7 \cdot 6,25 = 398,1 \text{ Ом}$$

В наслідок взаємовпливу вводимо коефіцієнт використання заземлювачів:

$$\eta = \frac{R_0}{nR_{\text{д}}}$$

де $R_{\text{д}}$ – допустимий опір заземлення, що становить 4 Ом;

R_0 – опір одиночного заземлювача.

З цієї формули методом ітерацій підбирають n , при якому $\eta = 1$:

n	R_n	R_c	R_o	η
1	398,1	143,8	105,6	26,1
5	398,1	143,8	105,6	5,2
10	398,1	143,8	105,6	2,6
15	398,1	143,8	105,6	1,7
20	398,1	143,8	105,6	1,3
25	398,1	143,8	105,6	1,1
26	398,1	143,8	105,6	1,0
27	398,1	143,8	105,6	0,9

Отже приймаємо кількість одиночних заземлюючих електродів рівною

26.

ОСНОВНІ ВИСНОВКИ ДИПЛОМНОЇ РОБОТИ

В результаті проведеної роботи було проаналізовано основні параметри та чинники, які впливають на забезпечення комфорту отримання та збору інформації про пульс людини.

В рамках даної випускної кваліфікаційної роботи були отримані наступні результати:

- Розроблено архітектуру системи.
- Покращена оцінка пульсу за допомогою камери телефону.
- Отримання даних з bluetooth пристроїв виділено в бібліотеку.
- Реалізована система для інтеграції алгоритмів аналізу пульсу.
- Проведено тестування.

В роботі було розроблено та досліджено автоматизовану систему збору та аналізу пульсу людини на основі даних з мобільних пристроїв.

БІБЛІОГРАФІЯ

1. David D. McManus Jinseok Lee Oscar Maitas-Nada Esa Rahul Pidikiti Alex Carlucci Josephine Harrington Eric Mick Ki H. Chon. A novel application for the detection of an irregular pulse using an iPhone 4S in patients with atrial fibrillation. - 2013.
2. Fan Xiangmin, Wang Jingtao. BayesHeart: A Probabilistic Approach for Robust, LowLatency Heart Rate Monitoring on Camera Phones. - 2015.
3. Improved heart rate detection using smart phone / Arpan Pal, Aishwarya Visvanathan, Anirban Dutta Choudhury, Aniruddha Sinha. – 2014.
4. Laure Denis, Paramonov Ilya. Improved Algorithm for Heart Rate Measurement Using Mobile Phone Camera. – 2013.
5. Lenskiy Artem A., Aitzhan Yerlan. Extracting Heart Rate Variability from a Smartphone Camera. - 2013.
6. A Novel Method to Detect Heart Beat Rate Using a Mobile Phone / Pelegris P., Banitsas K., Orbach T., Marias K. - 2010 року.
7. A Novel Method to Detect Heart Beat Rate Using a Mobile Phone / Arpan Pal, Aniruddha Sinha, Anirban Dutta Choudhury et al. – 2013.
8. Real time heart rate variability assessment from Android smartphone camera photoplethysmography: Postural and device influences / F. Guede-Fernandez, V. Ferrer-Mileo, J. Ramos-Castro et al.- 2015.
9. Rong-Chao Peng Xiao-Lin Zhou Wan-Hua Lin Yuan-Ting Zhang. Extraction of Heart Rate Variability from Smartphone Photoplethysmograms. – 2015.
10. Vikram Chandrasekaran BE Measuring Vital Signs Using Smart Phones. – 2010 року.
11. Yuriy Kurylyak Francesco Lamonaca Domenico Grimaldi. Smartphone-Based Photoplethysmogram Measurement. - 2012.
12. Филлипс Б., Стюарт К., Марсикано К. Android. Программирование для профессионалов. 3-е изд. -2017.
13. Денис Колисниченко. Программирование для Android. -2020
14. Донн Фелкер Android: разработка приложений для чайников. : Пер. с

англ. — М. : ООО “И.Д. Вильямс”, 2012. — 336 с.

15. Харди Б. , Филлипс Б. Программирование под Android. Для профессионалов. — СПб.: Питер, 2014. —592 с.

16. Микитишин А.Г., Митник М.М., Стухляк П.Д. Телекомунікаційні системи та мережі : навчальний посібник для студентів спеціальності 151 «Автоматизація та комп’ютерно-інтегровані технології» – Тернопіль: Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, 2017 – 384 с.