

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
Чорноморський національний університет імені Петра Могили
Факультет комп'ютерних наук
Кафедра автоматизації та комп'ютерно-інтегрованих технологій

ДОПУЩЕНО ДО ЗАХИСТУ
Завідувач кафедри АКІТ,
кандидат технічних наук, доцент

_____ М. І. Сіделєв
« ____ » _____ 2022 р.

МАГІСТЕРСЬКА НАУКОВА РОБОТА

**ЗАСОБИ ЗБОРУ, ПРОТОКОЛЮВАННЯ, БЕЗВТРАТНОГО
СТИСНЕННЯ ТА ПЕРЕДАЧІ ІНФОРМАЦІЇ WI-FI ПРИЛАДІВ
ДОКАЗОВОГО МОНІТОРИНГУ**

Спеціальність «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології»

151 – МНР.1 – 671.21617113

Студент

_____ Смола В.С.
« ____ » _____ 2022 р.

Керівник доктор технічних наук, професор

_____ Трунов О.М.
« ____ » _____ 2022 р.

Миколаїв – 2022

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
Чорноморський національний університет ім. Петра Могили
(повне найменування вищого навчального закладу)

Інститут, факультет, відділення: Комп'ютерних наук
Кафедра, циклова комісія: Автоматизація та КІТ
Освітньо-кваліфікаційний рівень: рівень вищої освіти другий (магістр)

Напрямок підготовки 151 «Автоматизація та приладобудування»
(шифр і назва)

Спеціальність 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології»
(шифр і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри, голова циклової комісії

Сіделєв М. І. _____
“ ___ ” _____ 2022 року

З А В Д А Н Н Я
НА МАГІСТЕРСЬКУ РОБОТУ СТУДЕНТА
Смоли Віталія Сергійовича
(прізвище, ім'я, по батькові)

- Тема проекту (роботи) «Засоби збору, протоколювання, безвтратного стиснення та передачі інформації Wi-Fi приладів доказового моніторингу», керівник проекту (роботи) доктор технічних наук, професор Трунов Олександр Миколайович, затвержені наказом вищого навчального закладу від “ ___ ” _____ 2021 року № ___
- Строк подання студентом проекту (роботи) 17.06.2022
- Вихідні дані до проекту (роботи)

Метою роботи є: підвищити ефективність засобів збору, протоколювання, безвтратного стиснення та передачі інформації Wi-Fi приладів доказового моніторингу шляхом попередньої інтелектуальної обробки даних.

Об'єктом дослідження є процеси збору даних про стан і перебіг процедур для віддалених пацієнтів за допомогою Wi-Fi приладів доказового моніторингу.

Предметом дослідження є моделі, методи та алгоритми засобів збору, протоколювання, безвтратного стиснення та передачі інформації Wi-Fi приладів доказового моніторингу для пацієнтів віддаленого відновлення.

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити)
1. Дослідити сучасний стан та тенденції розвитку моніторингу реалізації перебігу процедур віддаленої відновлювальної медицини за даними світових виробників, наукових джерел та патентної інформації;
 2. Дослідити можливі варіанти та запропонувати проєкт структури модуля збору, стиснення і передачі відео та параметричної інформації перебігу процедур для Wi-Fi приладів моніторингу;
 3. Сформувати моделі та дослідити приклади алгоритмів збору та попереднього аналізу, стиснення і передачі відео та параметричної інформації перебігу процедур;
 4. Для проєкту виробничої ділянки запропонувати перелік заходів, що врахують вимоги охорони праці при створенні Wi-Fi приладів доказового моніторингу.
 5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень) Функціональні схеми, електричні принципові схеми, блок-схеми алгоритмів тощо.
 6. Консультанти розділів проєкту (роботи)

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
1	Трунов О. М., професор кафедри АКІТ	01.12.2021	
2	Трунов О. М., професор кафедри АКІТ	01.03.2022	
3	Трунов О. М., професор кафедри АКІТ	01.04.2022	
4	Щербак Ю. Г., доцент кафедри екології	19.04. 2022	

7. Дата видачі завдання «15» жовтня 2021 р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів дипломного проекту (роботи)	Строк виконання етапів проекту (роботи)	Примітка
1	Затвердження пропозицій теми від керівника	20.09.2021	
2	Обговорення із студентом затвердженої теми	01.10.2021	
3	Формування завдання	15.10.2021	
4	Визначення актуальності, об'єкту, предмету	01.11.2021	
5	Пошук літератури, патентний пошук, уточнення задач дослідження	15.11.2021	
6	Виконання першої частини	01.12.2021	
7	Аналіз керівником записки першої частини (ЕВ*), формування зауважень та пропозицій	29.12.2021	
8	Опрацювання другої частини	01.03.2022	
9	Робота над третьою частиною	01.04. 2022	
10	Робота над розділом з охорони праці	19.04. 2022	
11	Передзахисти	19.05. 2022	
12	Передача автореферату кваліфікаційної роботи в електронному вигляді	10.06. 2022	
13	Передача (ДВ) кваліфікаційної роботи	17.06. 2022	

*ЕВ – електронний варіант, ДВ – друкований варіант.

Студент _____
(підпис) (прізвище та ініціали)

Керівник проекту (роботи)

(підпис) (прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Смола В.С. Засоби збору, протоколювання, безвтратного стиснення та передачі інформації Wi-Fi приладів доказового моніторингу. Магістерська кваліфікаційна робота із спеціальності 151 Автоматизація та комп'ютерно - інтегровані технології. – Миколаїв, ЧНУ ім. Петра Могили, 2022.

Магістерська робота присвячена розробці моделей, методів та алгоритмів засобів збору, протоколювання, безвтратного стиснення та передачі інформації Wi-Fi приладів доказового моніторингу для пацієнтів віддаленого відновлення.

Послуга охорони здоров'я на основі IoT передбачає застосування бездротової мережі тіла (WBAN), яка є підмножиною бездротових сенсорних мереж (WSN). Використання WBAN в охороні здоров'я збільшує якість обслуговування та знижує витрати. WBAN на основі IoT є однією з найбільш бажаних технологій для побудови розумного моніторингу здоров'я пацієнта. Застосування моніторингу охорони здоров'я за допомогою WBAN складається з певної кількості сенсорних вузлів.

В ході роботи було досліджено сучасний стан та тенденції розвитку моніторингу реалізації перебігу процедур віддаленої відновлювальної медицини за даними світових виробників, наукових джерел та патентної інформації. Було досліджено можливі варіанти та запропоновано проєкт структури модуля збору, стиснення і передачі відео та параметричної інформації перебігу процедур для Wi-Fi приладів моніторингу.

Актуальність: Сучасною проблемою медичних послуг є складність отримання ефективної та своєчасної медичної допомоги в лікарнях. Таким чином, застосування бездротової мережі сенсорів для віддаленого моніторингу підвищує ефективність швидкої медичної допомоги на основі стану пацієнта.

Метою роботи є: підвищити ефективність засобів збору, протоколювання, безвтратного стиснення та передачі інформації Wi-Fi приладів доказового моніторингу шляхом попередньої інтелектуальної обробки даних.

Об'єктом дослідження є процеси збору даних про стан і перебіг процедур для віддалених пацієнтів за допомогою Wi-Fi приладів доказового моніторингу.

Предметом дослідження є моделі, методи та алгоритми засобів збору, протоколювання, безвтратного стиснення та передачі інформації Wi-Fi приладів доказового моніторингу для пацієнтів віддаленого відновлення.

Наукова новизна роботи полягає у:

1. Нове архітектурне рішення у сфері бездротових мереж тіла
2. Алгоритм програми створений для зменшення кількості зберігаємих даних
3. Оптимізація швидкості передачі бездротовими мережами
4. Система аудиту користувачів системи та доступу до даних
5. Алгоритм стиснення відео файлів
6. Захист даних від втрати або викрадення

Для досягнення поставленої мети були поставлені наступні задачі:

1. Дослідити сучасний стан та тенденції розвитку моніторингу реалізації перебігу процедур віддаленої відновлювальної медицини за даними світових виробників, наукових джерел та патентної інформації
2. Дослідити можливі варіанти та запропонувати проєкт структури модуля збору, стиснення і передачі відео та параметричної інформації перебігу процедур для Wi-Fi приладів моніторингу.
3. Сформувані моделі та дослідити приклади алгоритмів збору та попереднього аналізу, стиснення і передачі відео та параметричної інформації перебігу процедур
4. Для проєкту виробничої ділянки запропонувати перелік заходів, що врахують вимоги охорони праці при створенні Wi-Fi приладів доказового моніторингу

Структура та обсяг роботи. Магістерська робота містить 99 с. (без додатків), 34 рис., 17 табл., 73 джерел посилання та 1 додаток.

Ключові слова: Wi-Fi, IoT, Python, MATLAB, Raspberry Pi, ESP32, алгоритми стиснення, публічне адміністрування, обробка зображень, статистичний аналіз, медичні дані.

ANNOTATION

Smola V.S. Means of collecting, logging, lossless compression and transmission of information Wi-Fi evidence monitoring devices. Master's thesis in the specialty 151 Automation and computer-integrated technologies. - Mykolayiv, Petro Mohyla Black Sea National University, 2022.

The master's thesis is devoted to the development of models, methods and algorithms for the collection, logging, lossless compression and transmission of information Wi-Fi evidence-based monitoring devices for remote recovery patients.

The IoT-based health service involves the use of a wireless body network (WBAN), which is a subset of wireless sensor networks (WSNs). The use of WBAN in healthcare increases the quality of service and reduces costs. IoT-based WBAN is one of the most desirable technologies for building smart patient health monitoring. The application of health monitoring using WBAN consists of a number of sensor nodes.

In the course of the work the current state and tendencies of development of monitoring of realization of the course of procedures of remote restorative medicine according to the data of world manufacturers, scientific sources and patent information were investigated. Possible variants were investigated and a design of the structure of the module for collecting, compressing and transmitting video and parametric information of the course of procedures for Wi-Fi monitoring devices was proposed.

Relevance: The current problem of medical services is the difficulty of obtaining effective and timely medical care in hospitals. Thus, the use of a wireless network of sensors for remote monitoring increases the effectiveness of emergency care based on the patient's condition.

The purpose of the work is: to increase the efficiency of means of collecting, logging, lossless compression and transmission of information Wi-Fi evidence monitoring devices through pre-intelligent data processing.

The object of the study is the processes of collecting data on the status and course of procedures for remote patients using Wi-Fi evidence-based monitoring devices.

The subject of the research is models, methods and algorithms of means of collecting, logging, lossless compression and transmission of information Wi-Fi devices of evidentiary monitoring for patients of remote recovery.

The scientific novelty is:

1. A new architectural solution in the field of wireless networks of the body
2. The program algorithm is designed to reduce the amount of stored data
3. Optimization of transmission speed over wireless networks
4. System of audit of system users and access to data
5. Algorithm for compressing video files
6. Data protection against loss or theft

To achieve this goal, the following tasks were set:

1. Investigate the current state and trends in monitoring the implementation of the procedures of remote rehabilitation medicine according to world manufacturers, scientific sources and patent information

2. Investigate possible options and propose a draft structure of the module for collecting, compressing and transmitting video and parametric information of the procedure for Wi-Fi monitoring devices.

3. Form models and explore examples of collection algorithms and preliminary analysis, compression and transmission of video and parametric information during the procedures

4. For the project of the production site to offer a list of measures that take into account the requirements of labor protection when creating Wi-Fi devices for evidence-based monitoring

Structure and scope of work. The master's thesis contains 99 pages. (without appendices), 34 fig., 17 tables, 73 reference sources and 1 appendix.

Keywords: Wi-Fi, IoT, Python, MATLAB, Raspberry Pi, ESP32, compression algorithms, public administration, image processing, statistical analysis, medical data.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	4
РОЗДІЛ 1. Сучасний стан та тенденції розвитку віддаленої відновлювальної медицини	6
1.1 Аналіз актуальності, потреб та стану систем моніторингу перебігу процедур відновлювальної медицини.....	6
1.2. Особливості принципів функціонування, сучасних конструкцій та тенденції розвитку і класифікація сенсорів	9
1.3. Аналіз технічних рішень синхронного моніторингу, протоколювання, безвтратного стиснення та передачі інформації Wi-Fi приладами за даними ринку та патентної інформації	14
Висновки до розділу 1.....	24
РОЗДІЛ 2. Розвиток структури модуля збору, стиснення і передачі відео та параметричної інформації перебігу процедур від Wi-Fi приладів моніторингу	25
2.1. Формування парамедичної відео і аудіо інформації за зйомками декількох Wi-Fi камер про перебіг процедур.....	25
2.2. Розробка структури та порівняльний аналіз побудови модулів збору параметрів пацієнта	34
2.3. Розробка структури та порівняльний аналіз побудови модуля синхронізації даних.....	38
Висновки розділу 2	51
РОЗДІЛ 3. Розвиток алгоритмів збору та попереднього аналізу, стиснення і передачі відео та параметричної інформації перебігу процедур	52
3.1. Алгоритми аналізу відео рядів їх стиснення, передача, зберігання інформації і оцінка втрат	52
3.2. Алгоритми аналізу стиснення, передача, зберігання параметричної інформації і оцінка коефіцієнтів стиснення і втрат.....	59
3.3. Моделювання та порівняльний аналіз варіантів алгоритмів.....	65
Висновки розділу 3	75

РОЗДІЛ 4. Охорона праці та безпека у надзвичайних ситуаціях	77
4.1 Урахування вимог охорони праці при створенні Wi-Fi приладів доказового моніторингу	77
4.2 Заходи захисту програмного продукту від кібератак	87
Висновки до розділу 4.....	92
ВИСНОВКИ	93
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ	94

ВСТУП

Інтернет речей (ІоТ) змінив наше повсякденне життя завдяки своїм різноманітним застосуванням. Концепція ІоТ відображає інтеграцію варіацій засобів для різних послуг та сфер. ІоТ переходить у майбутній вік досягнень, які можуть вплинути на все життя людини. ІоТ надає широкий спектр застосувань, таких як розумне місто, управління відходами, моніторинг рівня заторів на дорогах, служби екстреної допомоги та структура охорони здоров'я, промисловий контроль, спостереження та охорона здоров'я. Розумна та дистанційна медична допомога є найбільш затребуваною послугою для впровадження ІоТ. Він має багато потенційних застосувань, які можуть створити медичні програми, таких як дистанційний моніторинг здоров'я, програма фітнесу для домашнього моніторингу здоров'я, виявлення хронічних захворювань, догляд за літніми людьми тощо [1–5].

Послуга охорони здоров'я на основі ІоТ передбачає застосування бездротової мережі тіла (WBAN) [6–8], яка є підмножиною бездротових сенсорних мереж (WSN) [9, 10]. Використання WBAN в охороні здоров'я збільшує якість обслуговування та знижує витрати. WBAN на основі ІоТ є однією з найбільш бажаних технологій для побудови розумного моніторингу здоров'я пацієнта. Застосування моніторингу охорони здоров'я за допомогою WBAN складається з певної кількості сенсорних вузлів. Цей сенсорний вузол здатний відчувати один або кілька фізіологічних параметрів людського тіла, наприклад, — артеріальний тиск, частоту серцевих скорочень, електрокардіограми (ЕКГ), електроміограми (ЕМГ), м'язову активність, температуру тіла тощо. Потім отримані сигнали передаються в приймач або координатор WBAN для подальшої обробки [11, 12, 13]. Приймач та координатор оснащені достатніми ресурсами для цієї діяльності. Вони мають більшу обробну потужність і передається на медичний сервер для подальшої або майбутньої обробки через Інтернет.

Крихітні датчики в WBAN вбудовуються в тканини або прикріплюються до інших придатних для носіння речей або імплантуються в тіло людини для визначення життєво важливих показників організму. Вони мають багато переваг, таких як низька потужність, низька вартість, можливість об'єднуватися в

багатофункціональні сенсорні вузли, які мають невеликий розмір і комунікують один з одним на невеликій відстані, що не перериває (або обмежує) звичайну діяльність користувачів. За допомогою WBAN можна спостерігати за користувачем у будь-який час, у будь-якому місці та протягом будь-якого часу.

РОЗДІЛ 1. Сучасний стан та тенденції розвитку віддаленої відновлювальної медицини

1.1 Аналіз актуальності, потреб та стану систем моніторингу перебігу процедур відновлювальної медицини.

Проектування системи моніторингу стану в режимі реального часу є складним завданням для реалізації за допомогою сенсорних вузлів WBAN [14, 15]. Багато людей, які страждають від захворювань, можуть не отримати своєчасне лікування. Тут виступає роль моделі IoT і сенсорної моделі для дистанційного отримання та аналізу життєво важливих показників пацієнта для надання первинної допомоги при будь-якій виявленій патології [16]. Життєві дані пацієнта, отримані за допомогою датчиків, аналізуються на локальному сервері, щоб визначити стан здоров'я. Якщо виявлено будь-які відхилення від норми, про які можна повідомити лікаря за необхідними консультаціями та підтримкою без фізичного переміщення пацієнта.

Зараз пандемія COVID-19 є однією з головних глобальних проблем, з якими стикаються організації охорони здоров'я. Пацієнти з COVID-19 мають кілька симптомів, такі як лихоманка, задишка, зниження рівня насичення киснем, сухий кашель, діарея, блювота, біль у горлі, головний біль, втрата смаку та нюху, біль у тілі та аномальна частота пульсу. Серед цих симптомів серйозними вважаються висока температура, низький рівень насичення киснем і аномальна частота пульсу. Низький рівень насичення киснем і задишка спричиняють гіпоксемію та гіпоксію відповідно. Пацієнти, які страждають гіпоксемією і проблемами з пульсом, мають менше шансів на виживання. Іноді пацієнти не розпізнають гіпоксемію та почастищення пульсу і згодом помирають, не отримавши належного лікування. Тому пацієнтам з COVID-19 важливо регулярно інформувати про стан свого здоров'я, особливо про температуру тіла, частоту серцевих скорочень та насичення киснем (SpO₂) [17,18].

Коли людина стає страше, для неї стає все більш життєво важливим проходити стандартні медичні огляди. Оскільки для більшості людей може

знадобитися багато часу та важко проходити регулярні медичні огляди, IoT засоби можуть бути корисними для рутинних оглядів. Технологія IoT перетворилася на необхідну інновацію з застосуванням у багатьох сферах. Зокрема, це стосується будь-якої системи фізичних пристроїв, які отримують та обмінюються інформацією через бездротові системи без посередництва людини [19].

У зв'язку з суттєвим збільшенням активних випадків COVID-19 під час другої хвилі кожна країна стикається з проблемами у наданні належного лікування своїм пацієнтам. Частота пульсу і температура тіла є основними показниками здоров'я людини.

Частота пульсу, також відома як частота ударів, - це кількість імпульсів за хвилину. Нормальна частота пульсу для типових людей коливається від 60 до 100 ударів на хвилину. Середня частота пульсу в спокої для дорослих чоловіків і жінок становить приблизно 70 і 75 ударів на хвилину відповідно. Жінки старше 12 років зазвичай мають вищі частоти пульсу, ніж чоловіки. Однак частота пульсу у пацієнтів з COVID-19 ненормальна і потребує допомоги помічника швидкої медичної допомоги.

Внутрішній рівень тепла людини залежить від різних факторів, таких як навколишня температура, стать та режим харчування, а температура у здорових дорослих коливається від 97,8°F (36,5°C) до 99°F (37,2°C). Різні фактори, такі як грип, низькотемпературне переохолодження та інші захворювання, можуть викликати коливання температури тіла. У більшості захворювань, включаючи COVID-19, лихоманка є поширеним симптомом; тому важливо регулярно вимірювати температуру тіла.

Насичення киснем також є важливим фактором у пацієнтів з COVID-19. Нормальне насичення киснем (SpO₂) людського організму коливається від 95 до 100%. Якщо рівень SpO₂ (насичення киснем) пацієнта з COVID-19 нижче 95%, йому потрібна невідкладна медична допомога.

Коронавірус SARS-COV-2 викликає тиху гіпоксію, тобто SpO₂ < 90% без задишки. Тиху гіпоксію можна діагностувати шляхом моніторингу SpO₂ за допомогою пульсоксиметра. Якщо рівень насичення киснем у пацієнта з COVID-19

значно низький, пацієнт може померти. Для лікування COVID-19 вкрай важливо контролювати ранні симптоми, такі як лихоманка, кашель, частота серцевих скорочень і SpO₂.

Для лікування пацієнта з COVID-19 лікар вимагає рівень насичення киснем пацієнта та частоту пульсу. Тому актуальним є розробка системи через яку пацієнти можуть інформувати лікарів про стан свого здоров'я. Цей пристрій може бути корисним для пацієнтів із COVID-19, а також для тих, хто страждає від інших захворювань, таких як хронічне обструктивне захворювання легень (ХОЗЛ) та астма. У 2005 році ХОЗЛ викликала 5% загальної кількості смертей у всьому світі і в майбутньому може стати проблемою для здоров'я у всьому світі.

Останнім часом для вимірювання цих величин використовуються різні типи приладів. Наприклад, пульсоксиметр з кріпленням на пальці, який використовується для вимірювання SpO₂ та частоти пульсу, є найбільш дешевим варіантом. Він має і більш дорогі варіанти у різних формах кріплення (наприклад як браслет), але функції залишаються незмінними.

Цей пристрій не має функції вимірювання температури тіла. В даний час на ринку доступні аналогові та цифрові термометри, але більшість з них є дорогими.

До того ж найбільш поширені пристрої, згадані раніше, не засновані на IoT.

Деякі з них показують значення, але отримати вимірювання з різних приладів стає проблемою. Тому лікарям важко отримувати оновлення від усіх пацієнтів одночасно. Існує потреба в швидкому моніторингу пацієнтів з COVID-19 із серйозними симптомами.

За допомогою технологій пацієнти можуть отримувати лікування від COVID-19 вдома використовуючи портали підтримки. Ця система допомагає пацієнтам з лихоманкою, низьким насиченням киснем і збільшенням або зниженням частоти пульсу. Частота пульсу людини залежить від її віку, розміру тіла, здоров'я серця та емоційної стабільності. Насичення киснем і частота пульсу пов'язані, оскільки, коли рівень кисню у пацієнта падає, його пульс збільшується.

Розумна система охорони здоров'я на основі IoT — це система моніторингу пацієнтів у режимі реального часу, яка значно допомогла галузі охорони здоров'я.

Останнім часом розумні медичні пристрої на основі IoT привернули все більшу увагу з точки зору досліджень. Розробка інтелектуальних систем моніторингу охорони здоров'я в середовищі IoT представлена в рецензованій літературі [20].

Різні автори представляли різні бездротові системи моніторингу здоров'я на основі IoT. Проте розумні системи на основі IoT для вимірювання температури, частоти серцевих скорочень та SpO₂ для пацієнтів із COVID-19 в одному пристрої досі не були представлені.

1.2. Особливості принципів функціонування, сучасних конструкцій та тенденції розвитку і класифікація сенсорів

Датчики – це інженерна технологія, що динамічно розвивається, з широким спектром застосування. Зокрема, вони стають невід'ємною частиною повсякденних систем моніторингу здоров'я, які використовуються в умовах лікарень та амбулаторної допомоги. Датчики, які використовуються для діагностики, моніторингу або лікування захворювань у медичній сфері, відомі як медичні датчики. Датчики розрізняються за розміром (від нано до макромасштабів) і за принципом роботи (вимірюють фізичні чи біохімічні величини). Вони можуть розташовуватися поблизу тіла людини, на тілі або всередині тіла. Вони можуть надавати медичні дані багатьох методів і допомагати пацієнтам із слабкими сенсорними здібностями [21].

Повні сенсорні пристрої та системи з точки зору їх найбільш перспективних медичних застосувань, могли б сприяти створенню дійсно інноваційних повноцінних рішень у сфері охорони здоров'я для профілактики, діагностики, лікування та реабілітаційних процедур.

Такі пристрої та системи включають, але не обмежуються наступним:

- Імплантовані сенсорні системи
- Біосенсори
- Інтерфейси матеріал-тканина
- Датчики метаматеріалів
- MEMS датчики

- Сенсорні системи в операційних
- Реабілітаційні програми
- VR програми
- Моніторинг життєво важливих показників
- Моніторинг психологічних розладів
- Дистанційне зондування
- Обробка сигналу датчика

Ідентифікація розташування датчиків у мережах датчиків тіла є важливою особливістю, яка може зробити таку систему більш надійною, прозорою для користувача та легкою в носінні для довгострокового збору даних. Це можна вважати ефективним заходом для уникнення неправильного використання сенсорної системи, зокрема, оскільки ці платформи стають все більш поширеними і, окрім своєї дослідницької орієнтації, починають проникати в галузі, такі як фітнес та здоров'я.

Існують функції різних типів медичних датчиків, як описано нижче, для різних застосувань [22].

- Температурні датчики: використовуються для вимірювання температури тіла. Це допомагає забезпечити кращі ліки та лікування пацієнтів. Їх називають термометрами.
- Датчики сили: використовуються в апаратах для діалізу нирок.
- Датчики повітряного потоку: використовуються в системах доставки анестезії, лапароскопії, серцевих насосах тощо.
- Датчики тиску: використовуються в інфузійних насосах і апаратах для апное сну. Більшість датчиків тиску інтегровані у вбудовані системи. Вони використовуються для медичної діагностики, моніторингу артеріального тиску, інфузійних насосів тощо.
- Імплантований кардіостимулятор: це вбудована сенсорна система в реальному часі, яка забезпечує синхронізований ритмічний електричний стимул до серцевого м'яза для підтримки ефективного серцевого ритму.

- Оксиметр: вимірює частку гемоглобіну, насиченого киснем, відносно загального рівня гемоглобіну в крові.
- Глюкометр: вимірює приблизну концентрацію глюкози в крові.
- Магнітометр: він визначає напрямок користувача, досліджуючи зміни магнітного поля Землі навколо користувача.
- Датчик електрокардіограми: вимірює електричну активність серця. Він називається датчиком ЕКГ.
- Датчик частоти серцевих скорочень: він підраховує кількість серцевих скорочень за хвилину.
- Датчик електроенцефалограми: вимірює електричну активність мозку.
- Датчик електроміограми: реєструє електричну активність, вироблену скелетними м'язами.
- Датчик частоти дихання: він підраховує, скільки разів грудна клітка піднімається за хвилину.

Особливості медичних датчиків наступні:

- Вони повинні відповідати стандарту безпеки ІЕС 60601-1.
- Вони повинні відповідати законодавчим специфікаціям, включно з іншими вимогами та стандартами щодо управління якістю, управління ризиками, зручності використання та функціональної безпеки, щоб гарантувати, що даний пристрій функціонує належним чином у відповідь на задані вхідні дані.
- Він повинен забезпечувати точні вимірювання з високою точністю.
- Вимірювання має бути дуже стабільним і швидким із швидким часом відгуку.
- Вони повинні забезпечувати цифрові виходи, такі як І2С для підключення до мікроконтролерів/мікропроцесорів.

Таблиця 1.2.1 - Перелік медичних сенсорів

Сенсор	Опис	Тип кріплення
Акселерометр	Збирання прискорення на просторовій осі тривимірного простору.	Носимий
Слуховий апарат	Перетворення голосового сигналу в електричний імпульс і відправка його на електроди, імплантовані у вуха, забезпечуючи відчуття слуху за допомогою імітації слухових нервів.	Імплант
Штучна сітківка	Зйомка зображень зовнішньою камерою та перетворення їх у електричні імпульсні сигнали, які будуть використані для надання зорових відчуттів за допомогою імітації зорових нервів.	Імплант
Датчик артеріального тиску	Датчик артеріального тиску Визначення максимального систолічного та мінімального діастолічного тиску.	Носимий
Ендоскоп	Ідентифікація шлунково-кишкового тракту за допомогою бездротової капсульної ендоскопії.	Імплант
Датчик вуглекислого газу	Використовуючи інфрачервону техніку для вимірювання вмісту вуглекислого газу в	Носимий

	різноманітних газах	
Датчик ЕКГ/ЕЕГ/ЕМГ	Поміщення електродів на шкіру тіла та вимірювання різниці напруги між ними.	Носимий
Датчик вологості	Використання змін ємності та питомого опору, викликаних змінами вологості, для вимірювання вологості.	Носимий
Датчик насичення крові киснем	Обчислює співвідношення поглинання інфрачервоного та червоного світла, що проходить через тонку частину тіла людини, для вимірювання насичення крові киснем.	Носимий
Датчик тиску	Використання п'єзоелектричного ефекту діелектричного середовища для вимірювання значення тиску.	Носимий
Датчик дихання	Сприйняття розширення і скорочення грудної клітки або живота для оцінки дихання.	Носимий
Датчик температури	Використання змін фізичних властивостей матеріалів для вимірювання температури.	Носимий
Візуальний датчик	Оцінює різні параметри, такі як довжина, площа та	Носимий

	розташування.	
--	---------------	--

1.3. Аналіз технічних рішень синхронного моніторингу, протоколювання, безвратного стиснення та передачі інформації Wi-Fi приладами за даними ринку та патентної інформації

CONTEC™



ECG,NIBP,SPO2,TEMP,RESP,PR

Рисунок 1.3.1 - CONTEC FDA&CE ICU CCU Vital Signs Patient Monitor,6 Parameters CMS8000

Монітор має безліч функцій, які можна використовувати для клінічного моніторингу дорослих, дітей та новонароджених. Користувачі можуть вибрати різні конфігурації параметрів відповідно до різних вимог.

Монітор із живленням від 100-240 В, 50/60 Гц має кольоровий TFT РК-дисплей діагоналлю 12,1 дюйма, що відображає дату та форму сигналу в реальному часі. Він може синхронно відображати восьмиканальну форму сигналу та повні параметри моніторингу, оснащений додатковим терморестратором 48 мм. Монітор

можна підключити до центральної системи моніторингу через дротову або бездротову мережу, щоб утворити систему моніторингу мережі.

Цей пристрій може відстежувати такі параметри, як ЕКГ, RESP, NIBP, SpO₂, температура тощо. Він об'єднує модуль вимірювання параметрів, дисплей і реєстратор в одному пристрої, щоб утворити компактне і портативне обладнання. Його змінна внутрішня батарея забезпечує багато зручностей для переміщення пацієнта [23].

Серед бездротових інтерфейсів передбачені BLE та WiFi. Дані можна відображати локально через мобільний додаток.

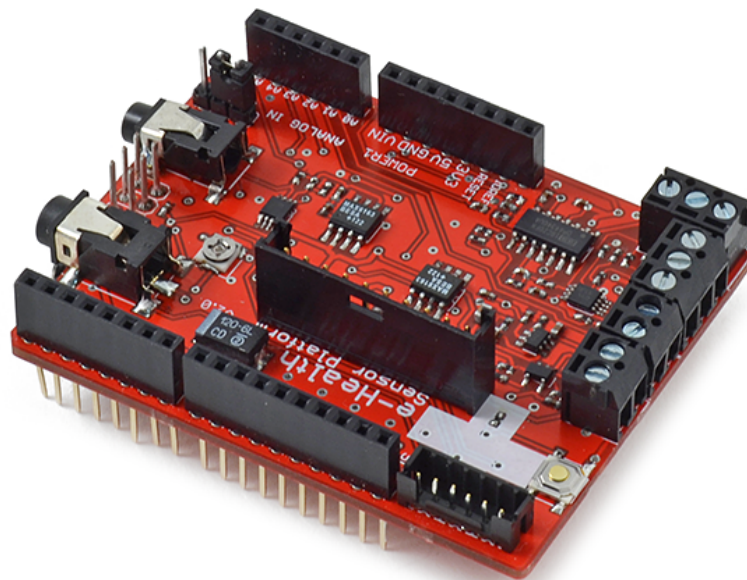


Рисунок 1.3.2 - E-health Sensor V2.0

E-health Sensor V2.0 — це плата розширення для Arduino та Raspberry Pi, яка дає змогу проводити біометричні та медичні вимірювання, де моніторинг тіла вимагає дев'яти різних датчиків: датчики кисню в крові (SpO₂), датчики повітряного потоку органів дихання, датчики температури, датчики електрокардіограми (ЕКГ), датчики глюкози, датчики гальванічної реакції шкіри (GSR-потовиділення), датчики

артеріального тиску (тонометрії), датчики для визначення положення пацієнта (акселерометр) та м'язової/електроміографії (EMG) датчики [24].

Однак, оскільки платформа не має медичних сертифікатів, її не можна використовувати для моніторингу критичних пацієнтів, які потребують точного медичного моніторингу або тих, чиї стани повинні бути точно виміряні для прихованого професійного діагнозу.

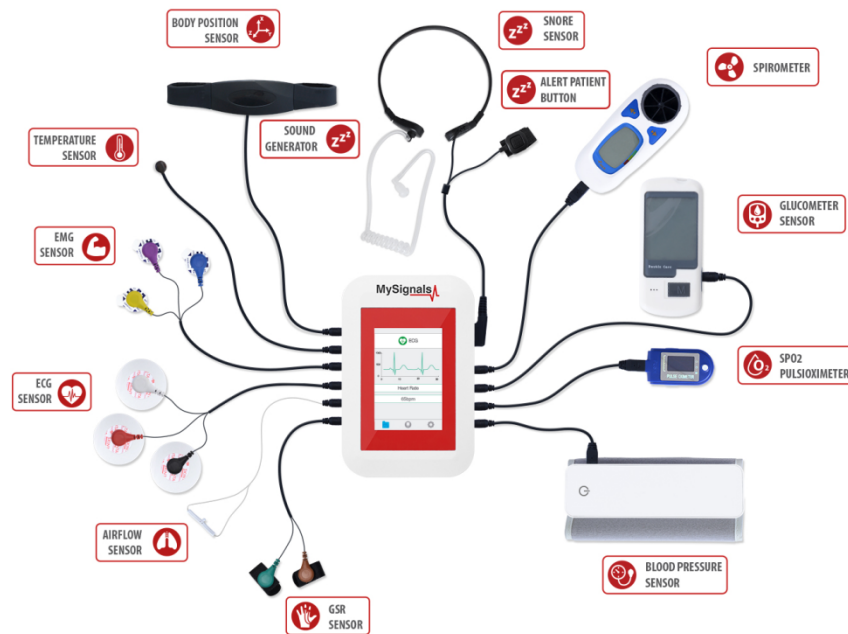


Рисунок 1.3.3 - Платформа MySignals

Платформа MySignals [25] являє собою пристрій з дисплеєм, до якого можна під'єднати до 15 різних датчиків, які мають спеціально створений конектор. Датчики не поставляються разом із пристроєм і купуються окремо. Для віддаленої передачі, зберігання та відображення даних використовується власна хмарна екосистема та мобільний додаток.

	BASIC 99€ / year	PRO 199€ / year	ELITE 499€ / year
Usage	Platform testing	We Recommend Professional Dev. Deployment	Professional Dev. Deployment
User Profiles (Members)	5	50	Unlimited
Departments	1	10	Unlimited
MySignals Devices *1	1	1	1
DB Storage	0.1 GB	2 GB	6 GB ²
Android / iOS Apps	✓	✓	✓
Encryption Point to Point	✓	✓	✓
Libelium Cloud Access	✓	✓	✓
API Cloud (Necessary to extract the information to a third party servers. Check the Developer Licenses.)	×	×	×
	BUY YOUR LICENSE!	BUY YOUR LICENSE!	BUY YOUR LICENSE!

Рисунок 1.3.4 - Тарифні плани на користування хмарною платформою MySignals

Недоліками платформи є висока ціна як на сам пристрій так і на користування хмарною платформою та мобільним додатком для користувачів.

Таблиця 1.3.1 - Порівняння конкурентних рішень

	CONTEC FDA&CE	E-health Sensor V2.0	MySignals
Переваги	<ul style="list-style-type: none"> – Великий дисплей – Велика кількість датчиків – Наявність батареї – Наявність бездротових інтерфейсів для передачі даних локально на мобільний додаток 	<ul style="list-style-type: none"> – Відносно низька собівартість – Підтримка мікроконтролерів Arduino/ Raspberry Pi – Можливість використовувати власно написану програму – Великий вибір датчиків за рахунок універсальності підключення 	<ul style="list-style-type: none"> – Велика кількість необхідних медичних датчиків – Великий кольоровий дисплей – Власна IoT інфраструктура – Мобільний застосунок
Недоліки	<ul style="list-style-type: none"> – Обмежена портативність – Відсутність повноцінних IoT функцій – Висока ціна 	<ul style="list-style-type: none"> – Відносно великі габарити для мобільного датчика – Немає можливості модифікувати плату – Відсутність мобільного додатку 	<ul style="list-style-type: none"> – Висока ціна пристрою – Обмеження функціональності платною підпискою – Не універсальний конектор датчиків – Висока ціна датчиків

US20160066829A1

Комп'ютерно-реалізований метод оцінки психічного стану людини шляхом: надання людині пристрою, який можна носити (наприклад, окулярів), який включає один або більше датчиків для оцінки психічного стану особи, використання інформації від одного або кількох датчиків для оцінки психічного стану особистості; і інформування особи або третьої сторони про психічний стан особи. У різних варіантах здійснення спосіб додатково включає використання носимого пристрою для визначення одного або кількох факторів навколишнього середовища, які пов'язані з психічним станом індивіда. Наприклад, метод може включати визначення (наприклад, з одного або кількох зображень, зроблених за допомогою носимого пристрою), що людина часто перебуває в стресовому емоційному стані, коли присутня конкретна людина, коли людина займається певною діяльністю, і /або коли власник відчуває певний внутрішній чи зовнішній контекст [26].

Реалізований комп'ютером метод оцінки психічного стану користувача, який носить окуляри, що містить один або більше датчиків, з'єднаних з окулярами, причому один або більше датчиків пристосовані для виявлення однієї або кількох характеристик того, хто носить окуляри, причому один або більше характеристики пов'язані з психічним станом власника, метод включає:

а. отримання процесором одного або більше сигналів від одного або більше датчиків, причому кожен з одного або більше сигналів відноситься щонайменше до однієї характеристики, пов'язаної з користувачем, принаймні одна характеристика вибирається з групи, що складається з:

1. розмір зіниці,
2. пульс,
3. швидкість потовиділення,
4. частота дихання,
5. фізичний рух, і
6. мозкова активність;

б. аналіз за допомогою процесора одного або більше прийнятих сигналів для визначення щонайменше однієї характеристики;

- c. полегшення процесором визначення психічного стану власника на основі, принаймні частково, щонайменше однієї характеристики; і
- d. пов'язування процесором психічного стану користувача принаймні з одним або більше стимулами, вибраними з групи, що складається з: об'єкта; діяльність; внутрішній контекст, пов'язаний з власником; і зовнішній контекст, пов'язаний з власником.

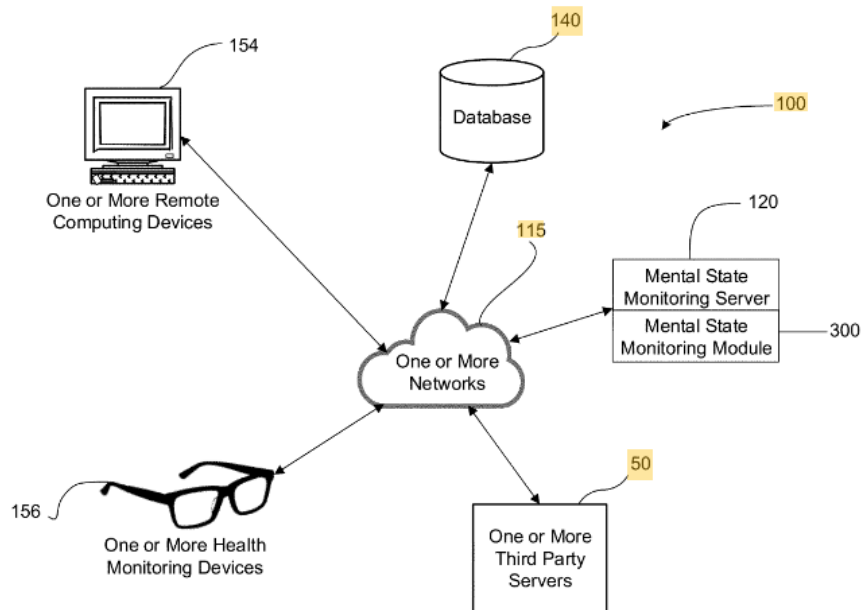


Рисунок 1.3.5 - Комп'ютерно-реалізований метод оцінки психічного стану людини
ШЛЯХОМ

US10448867B2

Спостереження за ходою людини часто є важливим клінічним етапом у діагностиці певних типів м'язово-скелетних та неврологічних захворювань. Правильна діагностика ходи також може бути корисною для правильного встановлення пацієнта протеза. В даний час аналіз ходи багато в чому залежить від суб'єктивного сприйняття підготовленого професіонала. Такі методи ручної діагностики можуть покладатися на невеликий набір спостережуваних заходів і можуть мати притаманні неточності, створюючи потенціал для неправильного діагнозу та затримки належного лікування. Таким чином, в даний час існує потреба в удосконаленні систем і методів діагностики ходи людини [27].

Система, згідно з різними варіантами здійснення, включає в себе відповідний носний пристрій, який включає один або більше датчиків (наприклад, один або більше моніторів серцевого ритму, одну або більше електрокардіограм (ЕКГ), одну або більше електроенцефалограм (ЕЕГ), один або більше крокомірів, один або більше термометрів, один або більше трансдермальних датчиків, одна або більше фронтальних камер, одна або більше камер, спрямованих на очі, один або більше мікрофонів, один або більше акселерометрів, один або більше датчиків артеріального тиску, один або кілька пульсоксиметрів, один або більше датчиків частоти дихання, один або більше датчиків концентрації алкоголю в крові (ВАС), один або більше датчиків руху, один або більше гіроскопів, один або більше магнітних датчиків, один або більше датчиків глобальної системи позиціонування, один або кілька датчиків удару або будь-який інший інші відповідні один або кілька датчиків), які можна використовувати для контролю ходи людини. Система може додатково включати один або кілька відповідних обчислювальних пристроїв для аналізу ходи людини.

US8948832B2

Деякі варіанти здійснення передбачають носний пристрій для моніторингу фізичної форми, що включає датчик руху та фотоплетизмографічний (PPG) датчик. Датчик PPG включає періодичне джерело світла, фотодетектор і схему, яка визначає частоту серцевих скорочень користувача з виходу фотодетектора. Деякі варіанти здійснення забезпечують способи роботи монітора серцевого ритму носимого пристрою моніторингу фізичної форми для вимірювання однієї або кількох характеристик форми хвилі серцебиття. Деякі варіанти здійснення забезпечують способи роботи носимого пристрою моніторингу фітнесу в стані низької потужності, коли пристрій визначає, що пристрій не носить користувач. Деякі варіанти здійснення забезпечують способи роботи носимого пристрою моніторингу фітнесу в нормальному стані живлення, коли пристрій визначає, що пристрій носить користувач [28].

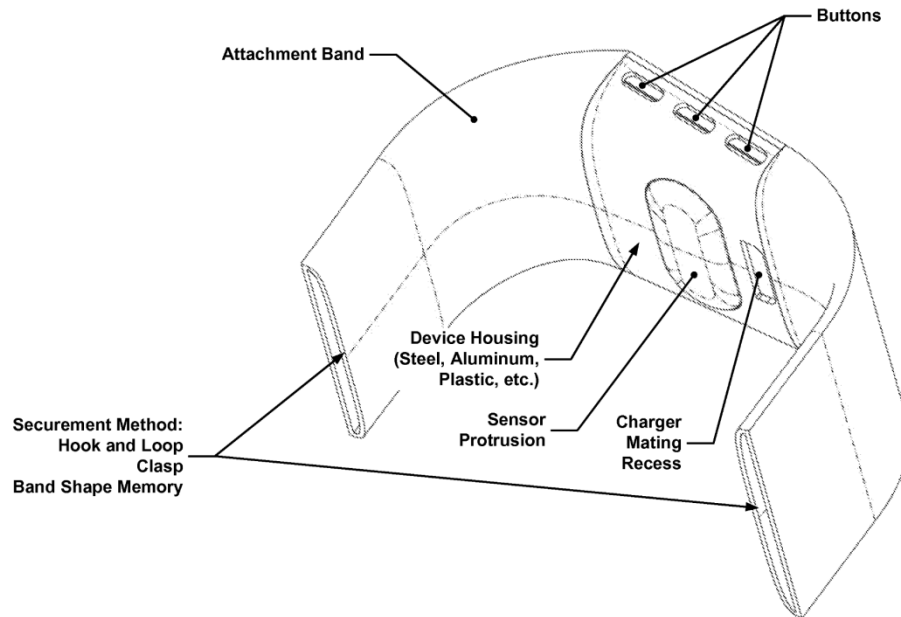


Рисунок 1.3.6 - Носимий пристрій для моніторингу фізичної форми, що включає датчик руху та фотоплетизмографічний (PPG) датчик

US6544173B2

Бездротова медична телеметрична система включає принаймні один бездротовий монітор пацієнта, налаштований для збору даних про життєві ознаки пацієнта, і принаймні одну центральну станцію, пристосовану для встановлення зв'язку принаймні з одним монітором пацієнта через бездротовий приймач для отримання даних про життєві показники пацієнта. з принаймні одного монітора пацієнта. Принаймні один монітор пацієнта керується користувачем для передачі кінцевого сигналу зв'язку принаймні одній центральній станції, і щонайменше одна центральна станція налаштована на припинення зв'язку з принаймні одним монітором пацієнта у відповідь на сигнал кінцевого зв'язку.

Спосіб моніторингу пацієнта включає етапи встановлення бездротового зв'язку між монітором пацієнта та бездротовим приймачем, підключеним до віддаленої центральної станції, збору на моніторі пацієнта даних про життєві ознаки пацієнта та передачі дані про життєві показники на центральну станцію через бездротовий приймач, передачу кінцевого сигналу зв'язку від монітора пацієнта до центральної станції та припинення зв'язку центральною станцією у відповідь на

сигнал кінцевого зв'язку. Також є система моніторингу життєво важливих показників пацієнта з вибраного віддаленого місця [29].

WO2004036390A3

Система моніторингу активності пацієнтів, яка дозволяє особам, які доглядають за кількома пацієнтами, працювати ефективніше та зі зниженою ціною, одночасно підвищуючи якість та рівень догляду за пацієнтами. Система включає в себе безліч підсистем віддаленого моніторингу, безліч блоків сповіщення користувачів і центральний блок моніторингу з графічним інтерфейсом користувача, комунікативно з'єднаним між віддаленим моніторингом і користувачем. блоки оповіщення [48].

Кожна підсистема дистанційного моніторингу включає в себе блок дистанційного моніторингу і сенсорний пристрій, пов'язаний з відповідним пацієнтом, який виявляє один або більше активності та/або фізіологічних параметрів пацієнта. Спрощений інтерфейс користувача, що включає графічний інтерфейс користувача та блоки сповіщення користувача, надає вказівки на тип і рівень допомоги, необхідної одному або декільком пацієнтам, опікунам у централізованих та віддалених місцях.

US20030010345A1

Винахід відноситься до моніторингу пацієнтів і, зокрема, до способів і пристроїв для виявлення, запобігання та повідомлення про падіння з використанням технології відеозображення або килимків, чутливих до тиску.

Пристрій містить одну або кілька відеокамер, підключених до комп'ютера, який аналізує вихідні дані камер, щоб розрізнити нормальний рух і падіння. Також визначаються рухи вгору або подібні, зазвичай пов'язані зі спробою пацієнта встати з ліжка. Сигнал тривоги спрацьовує на віддаленій станції супроводу, коли визначається рух під час падіння [31].

Висновки до розділу 1

Сучасною проблемою медичних послуг є відсутність можливості дістатися до ефективної медичної допомоги в лікарні, клініки або оздоровчому центрі. Таким чином, застосування WBAN для віддаленого моніторингу підвищує ефективність швидкої медичної допомоги на основі стану пацієнта.

Метою даної роботи є розробка WBAN пристрою за допомогою якого можна буде дистанційно збирати, протоколювати та передавати інформацію про стан пацієнта з датчиків температури, пульсоксиметра. Дані з показань датчиків будуть зберігатися в базі даних та візуалізовані у вигляді графіків у мобільному додатку. Система доступу буде контролювати щоб доступ до цих даних був лише у лікаря, медсестри та у пацієнта.

РОЗДІЛ 2. Розвиток структури модуля збору, стиснення і передачі відео та параметричної інформації перебігу процедур від Wi-Fi приладів моніторингу

2.1. Формування парамедичної відео і аудіо інформації за зйомками декількох Wi-Fi камер про перебіг процедур

Відеоспостереження широко використовується для багатьох видів моніторингу в системах охорони здоров'я. Безпека та конфіденційність є двома важливими факторами, які узгоджують якість і надійність систем відеоспостереження з програмами моніторингу перебігу процедур пацієнтів. Тільки аутентифіковані пацієнти можуть активувати відеокамери, тоді як пацієнт і уповноважені особи можуть тільки переглядати відеодані. Конфіденційність користувача та місцезнаходження в кожен момент гарантується.

Для формування відео зйомки процесу процедур пацієнта слід використовувати модулі з відеокамерами. Таким чином, можна отримати запис процедури на сервері та пряму трансляцію, за якими можна зробити висновок про перебіг лікування та стан пацієнта порівнюючи їх з показниками пацієнта.

Такі модулі повинні вміти:

- Спостерігати за пацієнтом в прямому ефірі;
- Шифрувати відеоефір при прямих трансляціях;
- Робити запис відео за запитом;
- Стискати відео за спеціальними алгоритмами для передачі на сервер;
- Робити резервні копії локально.

У роботі пропонується система догляду за пацієнтами, яка включає: модулі камер для відеоспостереження за пацієнтами в медичному середовищі, бездротової мережі, приєднаної до тіла людини (WBAN), яка містить медичні датчики та модуль синхронізації, стиснення та протоколювання даних у зовнішню мережу.

Після того, як певний медичний датчик у WBAN сповіщає про певний медичний датчик або поріг безпеки, пацієнт відповідає за виклик відеокамери. Конфіденційність передбачає те, що жоден сторонній користувач не може визначити

особу, яка надсилає запит, тоді як аутентифікація дозволяє подавати запити лише особам, відомим системі. Маючи позитивну перевірку автентифікації, камера фіксує відео пацієнта та надсилає їх у зашифрованому форматі на хмарний сервер.

Сервер забезпечує актуальність даних, зберігає зашифровані дані, керує аутентифікацією клієнтів та надсилає повідомлення про щойно отримане зашифроване відео уповноваженим особам (наприклад, лікарям, медсестрам та опікунам). Після цього лікарі з відповідними посвідченнями можуть розшифрувати відео та проконсультувати пацієнтів відповідно.

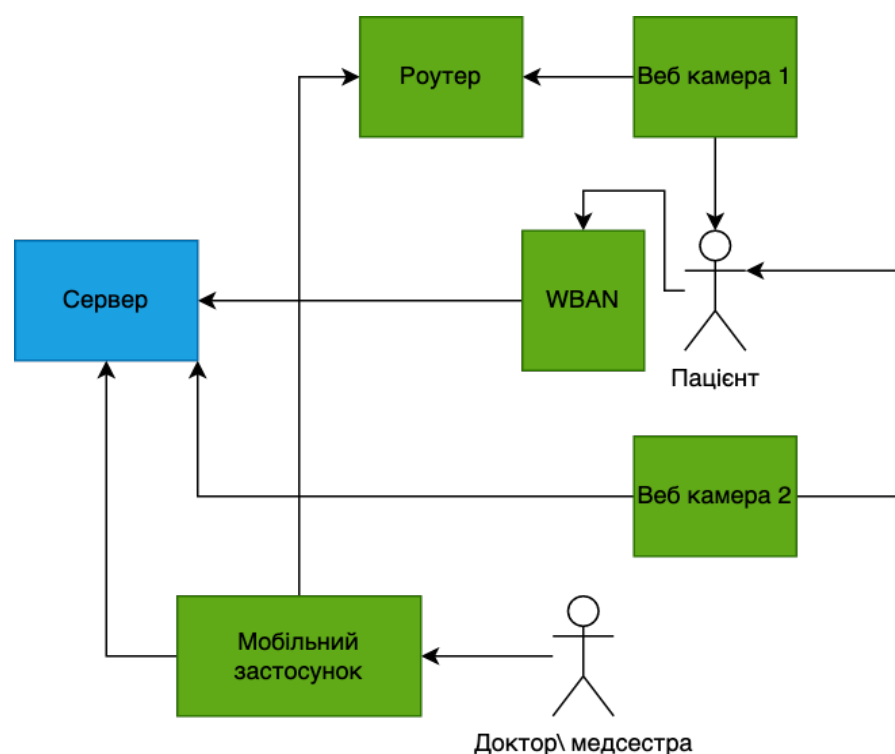


Рисунок 2.1.1 - Принципова схема системи нагляду за пацієнтами

Основна проблема використання бездротових Wi-Fi камер для моніторингу, протоколювання, безвтратного стиснення та передачі зображення як в реальному часі так і записі є наявність затримки та якість зображення - чим більше якість картинки тим більше місця файл буде займати на сервері. Для вирішення цієї проблеми слід використовувати спеціальні алгоритми стиснення. До того ж є загроза перехоплення та підміна відеосигнала третіми особами. Для вирішення цієї проблеми слід використовувати спеціальні алгоритми шифрування.

Рішення від компанії Verkada [32] використовуються в лікарнях для моніторингу пацієнтів.

Заходи соціального дистанціювання тепер обмежують максимальну кількість людей, дозволених у закладах одночасно, при цьому багато основних організацій позначають 6 футів дистанції в місцях, де людям потрібно збиратися. Система спостереження з високою якістю зображення до 4К може надати співробітникам точне та наочне уявлення про кількість людей, виявлених у кадрі, щоб вони могли легко оцінити сцену та забезпечити відповідність протоколу.

Критично важливим для сучасних потреб є справді розуміння того, як використовується простір — як історично, так і в реальному часі. З Verkada ми використовуємо нашу обробку на основі периферійних даних, щоб надати інформацію, яка може бути використана для прийняття рішень щодо покращення соціального дистанціювання та санітарії, серед багатьох інших додатків.

Щоб додати додатковий рівень безпеки та конфіденційності для вашої організації, Verkada також надає додаткове налаштування для режиму перегляду лише локально. Важливо, оскільки під час додавання камер для моніторингу пацієнтів цей параметр дозволяє отримати доступ до облікового запису Verkada вашої організації лише під час використання пристрою у вашій локальній мережі. Це гарантує, що конфіденційні дані, зокрема відео та аудіо, залишаться за межами вашої організації.

Отже серед переваг рішень цієї компанії можна виокремити високу якість зображення (до 4К), можливість в реальному часі передивлятися трансляцію і записи з камери як віддалено так і локально.

Проте наявні рішення мають високу ціну та власну інфраструктуру, що може вбачати різні обмеження в залежності від рівня підписки (різна якість зображення, кількість камер тощо) й обмеження в формуванні алгоритму роботи, який передбачає стиснення та шифрування даних.

Для проектування власних рішень потрібно використовувати мікроконтролери. Найпопулярнішими варіантами, які мають вбудований модуль Wi-Fi є ESP32 [33] та Raspberry Pi 4 [34].

ESP32 має такі характеристики:

- Найменший модуль Wi-Fi BT SoC 802.11b/g/n;

- Підтримує режим роботи STA/AP/STA+AP;
- 32-розрядний процесор з низьким рівнем енергоспоживання;
- Тактова частота до 160 МГц, сумарна обчислювальна потужність до 600 DMIPS;
- Вбудована 520 КБ SRAM, зовнішня 4MB SRAM;
- Підтримує UART/SPI/I2C/PWM/ADC/DAC;
- Підтримка microSD картки;
- Підтримує кілька режимів сну;
- Підтримка віддаленого оновлення мікропрограми;
- Криптографічне апаратне прискорення: AES, SHA-2, RSA, криптографія з еліптичною кривою (ECC), генератор випадкових чисел (RNG);

На основі цього контролера є плата, яка використовується для роботи з комп'ютерним зором та має вбудований модуль камери ESP32 CAM.

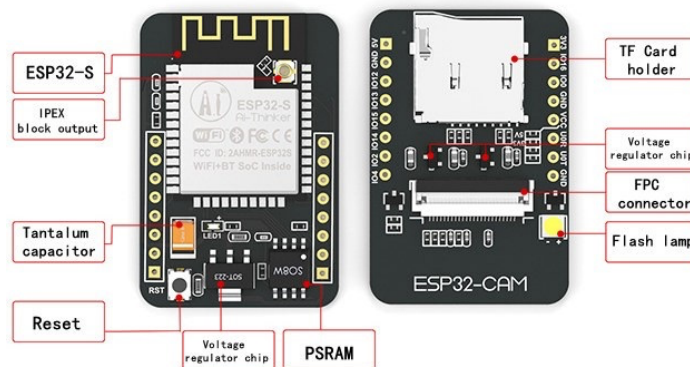


Рисунок 2.1.2 - Модуль ESP32CAM

Raspberry Pi 4 має такі характеристики:

- Broadcom BCM2711 ARM Cortex-A72 Quad Core 1.5GHz;
- 64-розрядний процесор з низьким рівнем енергоспоживання;
- Bluetooth + WiFi 2.4GHz/5GHz;
- GPU VideoCore VI;
- RAM 8 GB;
- Підтримує UART/SPI/I2C/PWM/ADC/DAC;
- Підтримка microSD картки;
- Можливість запускати Python програми;

– Ethernet порт.

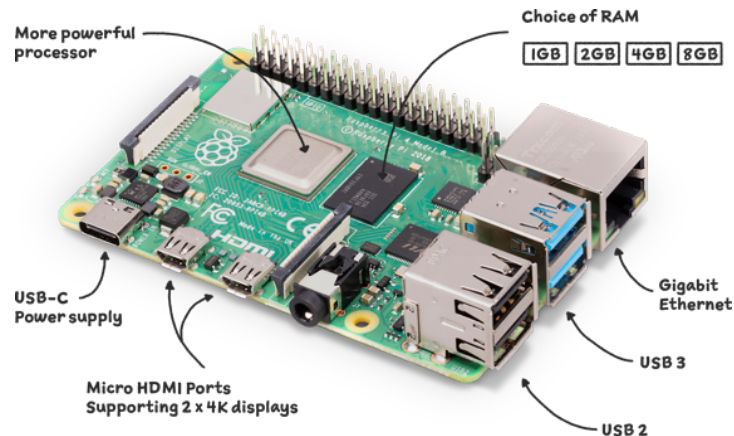


Рисунок 2.1.3 - Мікроконтроллер Raspberry Pi 4

Таблиця 2.1.1 - Порівняння характеристик ESP32CAM та Raspberry Pi 4

	ESP32 CAM	Raspberry Pi 4
Процесор	ESP32, 2 ядра, 32-біт	Broadcom BCM2711 ARM Cortex-A72 Quad Core 1.5GHz, 64-біт
Відеочіп	-	VideoCore VI
Камера	OV2640	Logitech C270
Роздільна здатність камери	2 Мп	5 Мп
Розміри модуля	27 x 39 мм	85.6 x 56.5 мм
Наявні бездротові інтерфейси	Bluetooth + WiFi 2.4GHz	Bluetooth + WiFi 2.4GHz/5GHz

ESP32 малопотужна проте її можна використати як камеру для прямої трансляції.

Для відображення зображення, знятого з модуля, він приєднується до загальної мережі. Коли модуль ESP32-CAM підключений до загальної мережі, він надає адресу Інтернет-протоколу (IP) для трансляції. Ця мережа є загальною мережею, включаючи

веб-сервер. У рамках цього дослідження модуль ESP32-CAM і настільний комп'ютер, на якому встановлено веб-сервер, підключені до однієї точки доступу. Користувач, якого вважаємо спостерігачем, підключається до точки доступу через свій комп'ютер. Таким чином і спостерігач, і модуль камери підключаються до однієї мережі. Після досягнення стійкого зв'язку трансляція з камери шифрується та переглядається у веб-браузері з IP-адресою, наданою ESP32-CAM.

Відео шифрується у прямому ефірі за допомогою алгоритму AES. Отримані дані зберігаються як «HEX» у типі «unsigned int». Усі збережені дані завеликі для шифрування. Тому дані поділяються на блоки по 256 і 200 байт. По-перше, кожен розділений блок проходить операцію кодування base64 за допомогою початкового вектора. Зашифрований текст, секретний ключ і початковий вектор, закодовані за допомогою base64, піддаються 128-бітному шифруванню AES. Частини відео, які перетворюються в зашифровану форму, відправляються на веб-сервер одна за одною.

Зашифрована інформація, що міститься в сегментованому буфері, надсилається на веб-сервер через ESP-32 CAM. На веб-сервері все зашифроване розшифровується, і веб-сервер об'єднує їх у порядку. Нарешті, розшифрований весь буфер відправляється клієнту (веб-браузер).

Додатково передбачена microSD картка, яка використовується як тимчасове місце зберігання буферної інформації та і для збору помилок або втрат під час виконання програми.

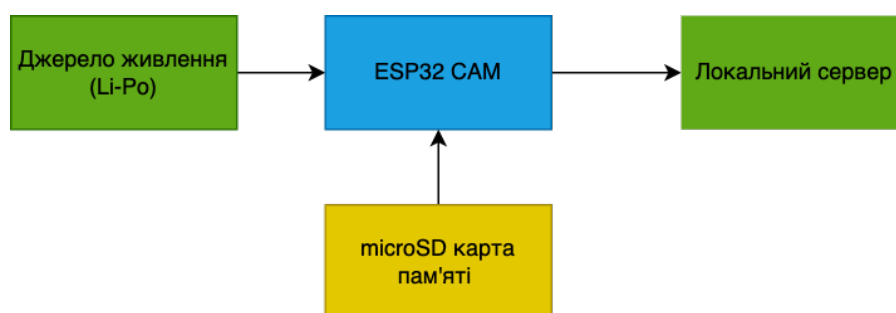


Рисунок 2.1.4 - Принципова схема модуля прямої трансляції на основі ESP32CAM

Raspberry Pi 4 є однозначно більш потужним варіантом контролера для роботи із записом відео та його стисненням, оскільки він має більше потужностей і відеочіп. Наявність можливості запускати Python програми дає можливість працювати з

бібліотекою OpenCV, яка допомагає реалізувати алгоритми стиснення відео такі як Walsh transform, vector quantization, k-means та інші. Наявність USB портів також дозволяє використовувати потужнішу веб-камеру ніж у ESP32CAM.

За алгоритмом роботи пристрою передбачено, що запис відео починається коли пацієнт натискає на кнопку. Після завершення запису відео, оброблене в режимі реального часу під час запису зберігається на карті пам'яті до тих пір поки на буде передане на сервер.

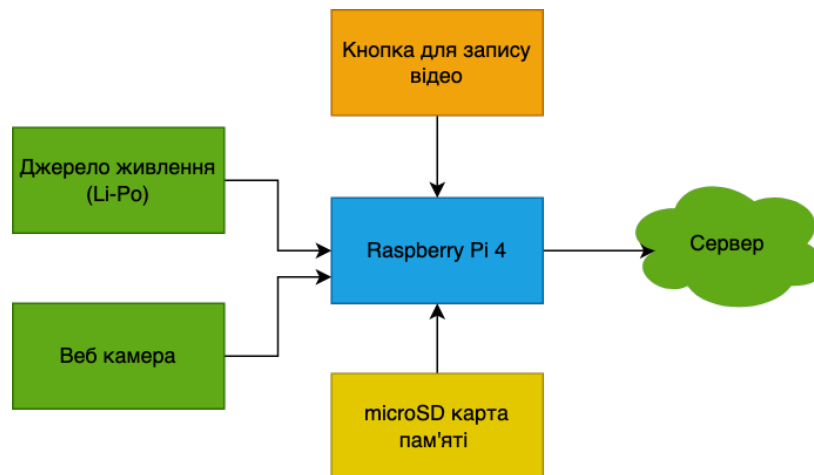


Рисунок 2.1.5 - Принципова схема модуля запису відео на основі Raspberry Pi 4



Рисунок 2.1.6 - Raspberry Pi 4 з вебкамерою

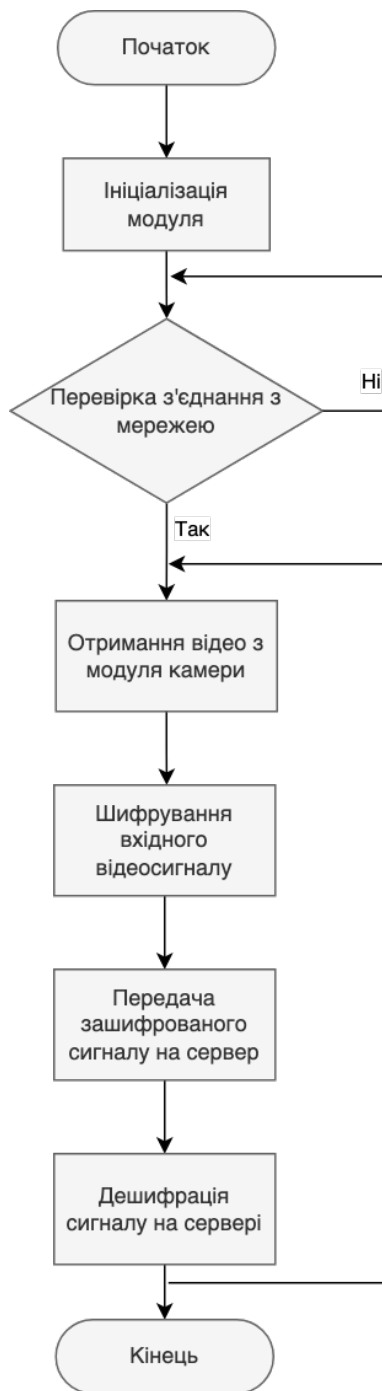


Рисунок 2.1.7 - Алгоритм прямої трансляції через модуль ESP32CAM

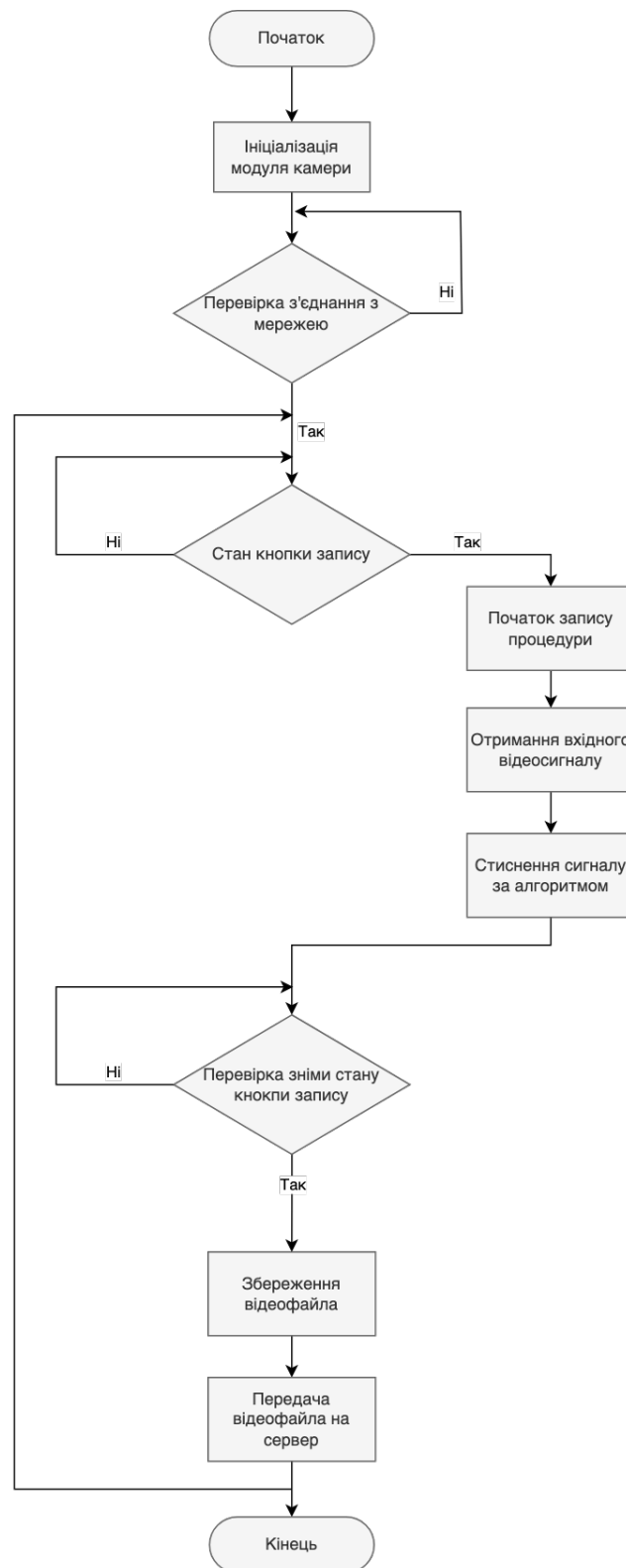


Рисунок 2.1.8 - Алгоритм запису та стиснення відео через модуль на основі Raspberry Pi 4

Запропоновані два алгоритми здатні забезпечити передачу даних через малогабаритний модуль ESP32CAM або на основі Raspberry Pi 4. Однак, не зважаючи на те, що вони характеризуються практично однаковими функціями та простотою

біш широкі можливості має модуль на основі Raspberry Pi 4, оскільки забезпечує запис, стиснення та зв'язок камери з сервером.

2.2. Розробка структури та порівняльний аналіз побудови модулів збору параметрів пацієнта

Для модуля збору інформації ставляться такі конструктивні вимоги:

- невеликі розміри для кріплення на тіло;
- автономне живлення;
- наявність бездротового інтерфейсу для передачі даних.

Головним елементом для створення таких модулів є контролер, який в значній мірі впливає на функціонал. Попередньо зазначалось, що є два основні варіанти контролера - ESP та Raspberry Pi.



Рисунок 2.2.1 - Модуль ESP32 WROOM

Повноформатні контролери Raspberry є надто дорогими для таких цілей. Проте вони мають простіші варіанти виконання такі як Raspberry Pi Zero 2 W.

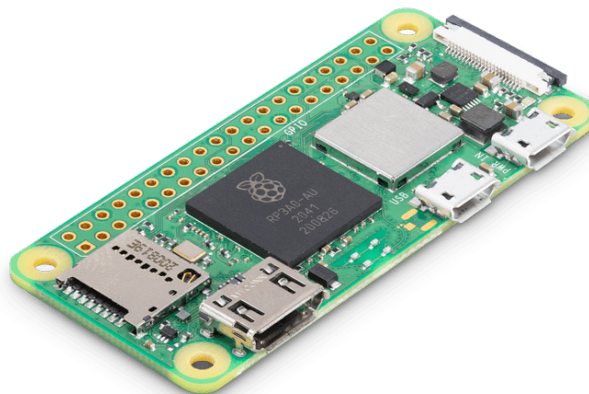


Рисунок 2.2.2 - Raspberry Pi Zero 2 W

Таблиця 2.2.1 - Порівняння характеристик ESP32 WROOM та Raspberry Pi Zero 2 W

	ESP32 WROOM	Raspberry Pi Zero 2 W
Процесор	ESP32, 2 ядра, 32-біт	Broadcom BCM2710A1, quad-core 64-bit SoC (Arm Cortex-A53 @ 1GHz)
Наявні бездротові інтерфейси	Bluetooth + WiFi 2.4GHz	Bluetooth + WiFi 2.4GHz
Живлення	2.7 ... 3,6 V	5 V
Кількість портів (GPIO)	48	40
Підтримка інтерфейсів	UART/SPI/I2C/PWM/A DC/DAC	UART/SPI/I2C/PWM/A DC/DAC
Розміри	25,5 x 18 мм	65 x 30 мм
Ціна	10 USD	50 USD

Аналіз показав, що для побудови модулів збору ESP32 є кращим варіантом оскільки має ідентичні характеристики за меншу ціну.

Датчик пульсу MAX30102

MAX30102 — це інтегрований біосенсорний датчик пульсоксиметрії та монітора серцевого ритму. Він включає в себе внутрішні світлодіоди, фотодетектори, оптику та електроніку з подавленням навколишнього світла. MAX30102 надає повне системне рішення для полегшення процесу проектування мобільних і портативних пристроїв.

MAX30102 живиться від одного джерела живлення 1,8 В і окремого джерела живлення 3,3 В для внутрішніх світлодіодів. Зв'язок здійснюється через стандартний I2C-сумісний інтерфейс. Модуль можна вимкнути за допомогою програмного забезпечення з нульовим струмом у режимі очікування, що дозволяє шинам живлення залишатися активними в будь-який час.



Рисунок 2.2.3 - Датчик пульсу МАХ30102

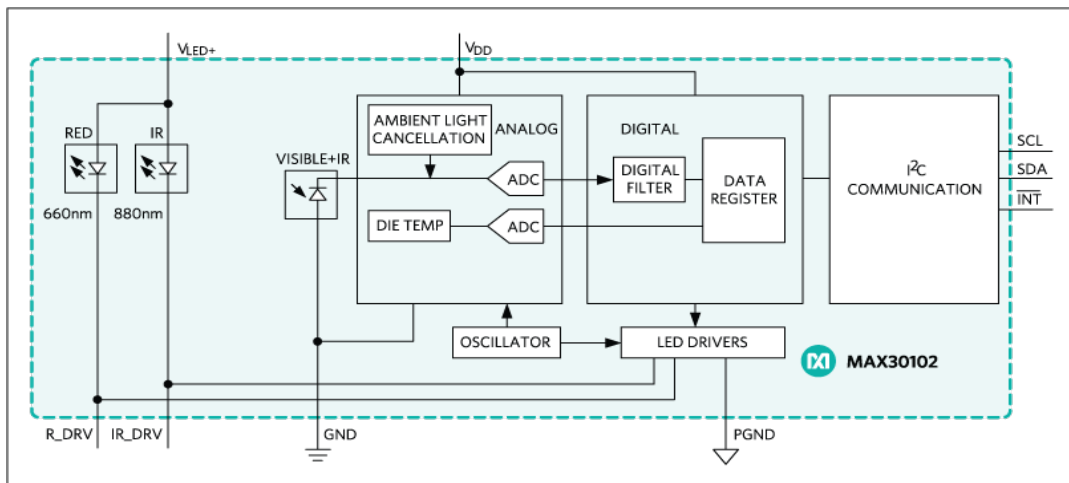


Рисунок 2.2.4 - Електрична схема датчика пульсу МАХ30102

МАХ30102 має більш потужну модифікацію Pulse Express з МАХ32664. На основі нього було побудовано модуль збору тиску, пульсу та сатурації.

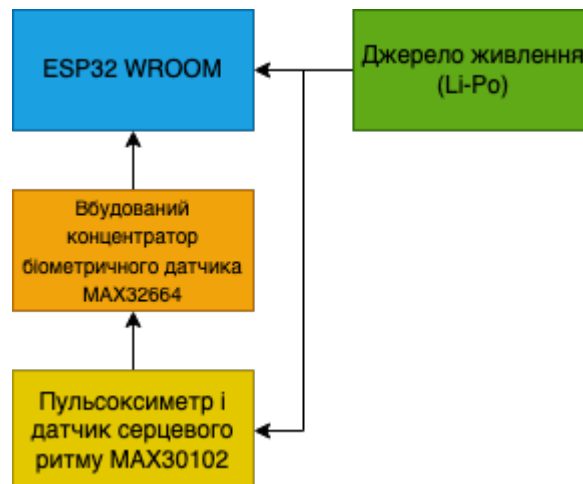


Рисунок 2.2.6 - Принципова схема модуля збору пульсу, сатурації та тиску

Pulse Express — це ефективна та універсальна плата з інтегрованими високочутливий оптичними датчиками (MAX30102), а також чіпом, який виконує обчислення (біометричний концентратор датчика MAX32664D). Інтеграція Maxim's MAX32664 Version D робить Pulse Express унікальним датчиком із внутрішніми алгоритмами, який працює для вимірювання різних даних без додаткових налаштувань. Завдяки вбудованій потужності з низьким енергоспоживанням, плата підходить для будь-яких носимих пристроїв в тому числі з кріпленням на пальці [35].



Рисунок 2.2.5 - Pulse Express MAX32664

- Інтегрований високочутливий пульсоксиметр і датчик серцевого ритму (MAX30102);
- Вбудований концентратор біометричного датчика (MAX32664);
- Вбудований акселерометр для надійного виявлення та компенсації артефактів руху (опціонально);
- Простий у використанні інтерфейс I2C для підключення до будь-якого мікроконтролера хоста;
- Наднизька потужність;
- Алгоритми вимірювання: пульс пульсу, пульс насичення крові киснем (SpO2), приблизний кров'яний тиск;
- Розміри: 35 мм x 17 мм.

Модуль збору температури було побудовано на основі датчика DS18S20.

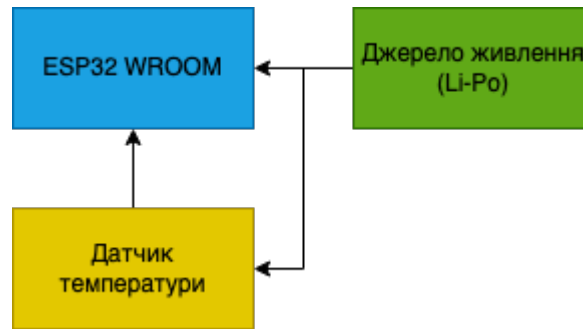


Рисунок 2.2.7 - Принципова схема модуля збору температури

Цифровий датчик температури DS18S20 – калібрований цифровий термодатчик з однопровідним (OneWire) інтерфейсом та розрядністю 9 біт.

Діапазон вимірюваних температур від -55°C до $+125^{\circ}\text{C}$. Зчитаний з мікросхеми цифровий код є результатом безпосереднього прямого виміру температури і не потребує додаткових перетворень. Роздільна здатність вбудованого АЦП - 9 розрядів вихідного коду. Абсолютна похибка перетворення менше $0,5^{\circ}\text{C}$ в діапазоні контрольованих температур -10°C до $+85^{\circ}\text{C}$. Максимальний час повного перетворення ~ 750 мс. Живлення мікросхеми через окремий зовнішній вивід здійснюється напругою від 3,0 В до 5,5 В. На базі розглянутих елементів було побудовано принципові схеми модулів збору параметрів пацієнта. Оскільки такі модулі кріпляться на різні частини тіла задля більш точного вимірювання кожен датчик представляє собою окремий модуль з мікроконтролером та джерелом живлення.

2.3. Розробка структури та порівняльний аналіз побудови модуля синхронізації даних

Як правило при проектуванні IoT рішень передбачено, що дані з датчиків передаються напряму на сервер. Проте оскільки в проекті наявні декілька модулів збору інформації та передбачено, що дані з датчиків повинні бути синхронізовані, проаналізовані, стиснуті та відправленні на сервер у якості інтегральної оцінки постає необхідність у використанні додаткового модуля синхронізації або координатора.

REST API in medical IoT

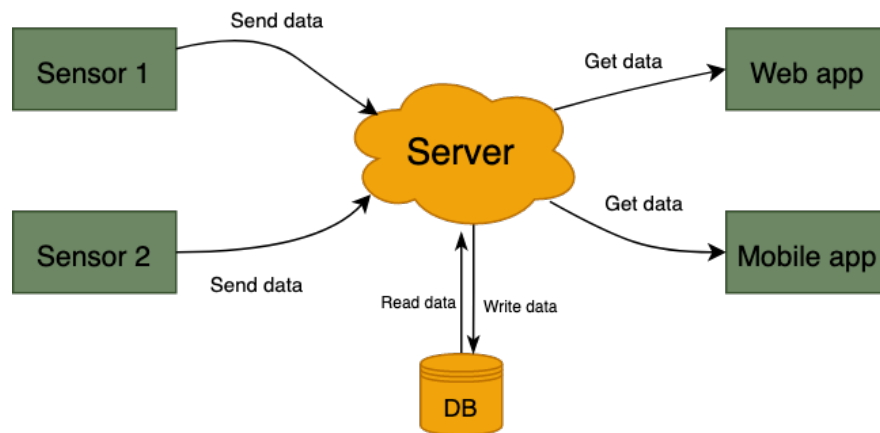


Рисунок 2.3.1 - Принципова схема обміну даними через REST API

Для того, щоб отримувати дані з датчиків потрібно вибрати бездротовий інтерфейс передачі даних.

Bluetooth Low Energy — це бездротова персональна мережа з низьким енергоспоживанням, яка працює в діапазоні 2,4 ГГц, є одним із найбільш широко застосовуваних стандартів підключення з низьким енергоспоживанням. Його мета — підключити пристрої на відносно невеликій відстані.

BLE створено з урахуванням додатків IoT, що має особливе значення для його функціонування. Наприклад, пристрої IoT, як правило, обмежені та вимагають тривалого використання акумулятора, тому BLE віддає перевагу низькому енергоспоживанню замість безперервної передачі даних. Іншими словами: коли пристрій не використовується для передачі даних, він переходить у сплячий режим для збереження енергії.

Пристрій з BLE може виконувати як центральну, так і периферійну роль. Наприклад, у парі смартфон і розумний браслет смартфон є центральним пристроєм, а розумний браслет, який має обмежену функціональність – це периферійний пристрій. Ні два центральні, ні два периферійних пристрої не можуть спілкуватися один з одним. Зв'язок можливий лише між центральним і периферійним пристроєм. Щоб подолати це обмеження, пристрій може мати налаштований як центральний, так і периферійний режими, як і багато смартфонів.

Режим пристрою не слід плутати з його загальним профілем атрибутів (GATT), де пристрій може діяти як сервер чи клієнт. Як тільки два пристрої встановлюють з'єднання, той, який надсилає дані, є сервером, а той, який отримує їх, є клієнтом.

Технологія бездротової мережі короткого радіусу дії, яка використовує частоту нижнього діапазону 2,4 ГГц Zigbee — це надзвичайно енергоефективний мережевий протокол, який пропонує mesh технологію зі швидкістю передачі даних до 250 кбіт/с між датчиками та контролерами в діапазоні від 10 до 100 метрів.

Переваги:

- Довший термін служби батареї та енергоефективність.
- Проста в установці і менш складна конструкція.
- На основі топології сітки – підтримує більшу кількість вузлів.
- Низька вартість і проста в налаштуванні бездротової мережі. Недоліки:
- Менший діапазон і нижча швидкість передачі даних.
- Повільна матеріалізація і низька складність.
- Надійний протокол, який запобігає втраті пакета.
- Рішення Plug and Play з нижчими атрибутами, які потрібно налаштувати.

За допомогою протоколу ZigBee можна побудувати власну мережу та досягти надійної передачі даних у реальному часі. Деякі пристрої, які використовують протоколи ZigBee, називаються XBee, можна підключити датчики до цих пристроїв і створити систему для надання даних, які відправляються на хмарні сервіси, роблячи дані доступними для прийняття рішень у надзвичайних ситуаціях.

Таблиця 2.3.1 - Порівняння бездротових протоколів обміну даними

	BLE	Wi-Fi	ZigBee
Частота	2.4 GHz	2.4 / 5 GHz	2.4 GHz
Споживання енергії	Низьке	Високе	Низьке
Точність	Низька	Висока	Середня

Сумісність зі смартфоном	Так	Так	Ні
Приблизний час роботи (від однакового акумулятора)	Один рік	Один місяць	Один-два місяці
Переваги	<ul style="list-style-type: none"> – Низька затримка – Низьке споживання енергії 	<ul style="list-style-type: none"> – Висока точність – Можливість передачі даних напряму в хмарний сервіс – Наявність 5 GHz каналу – Відносно великий радіус покриття – Висока швидкість передачі даних 	<ul style="list-style-type: none"> – Низька затримка – Низьке споживання енергії – Можна одночасно підключити велику кількість пристроїв (до 65000 пристроїв до однієї мережі)
Недоліки	<ul style="list-style-type: none"> – Малий радіус покриття – Можливість передачі лише на локальний сервер/координатор (немає можливості напряму в хмару) 	<ul style="list-style-type: none"> – Залежність від мережевого обладнання – Велике споживання енергії 	<ul style="list-style-type: none"> – Потребує окремого модуля – Потребує координатор для відправки даних на хмарний сервіс (немає можливості напряму в хмару)

Отже найбільш вдалим варіантом для зв'язку датчиків з модулем синхронізації є Wi-Fi. Оскільки датчики побудовані на базі ESP32 це дає змогу використовувати протокол ESP-NOW.

ESP-NOW – це різновид протоколу зв'язку без з'єднання Wi-Fi, який створений компанією Espressif. У ESP-NOW дані програми інкапсулюються у специфічний для виробника фрейми дій, а потім передаються з одного пристрою Wi-Fi на інший без підключення до мережі. Протоколом базується на технології CBC-MAC (CCMP) яка використовується для захисту та шифрування та дешифрації даних. ESP-NOW широко використовується в розумному освітленні, дистанційному управлінні, датчиках тощо. Передбачається, що дані передаються напряму або від одного пристрою до багатьох (one-to-many) або навпаки (many-to-one). Для роботи протоколу потрібно в програмі задати MAC адресу приймача. Великою перевагою цього протоколу також є і радіус дії - 220 метрів.

Розглянуті попередньо мікроконтролери Raspberry Pi не підтримують технологію ESP-NOW та мають занадто високу ціну тому доречним буде у якості координатора використати модуль ESP32 WROOM.

Отже система зв'язку між модулями збору та модулем синхронізації виглядає так:

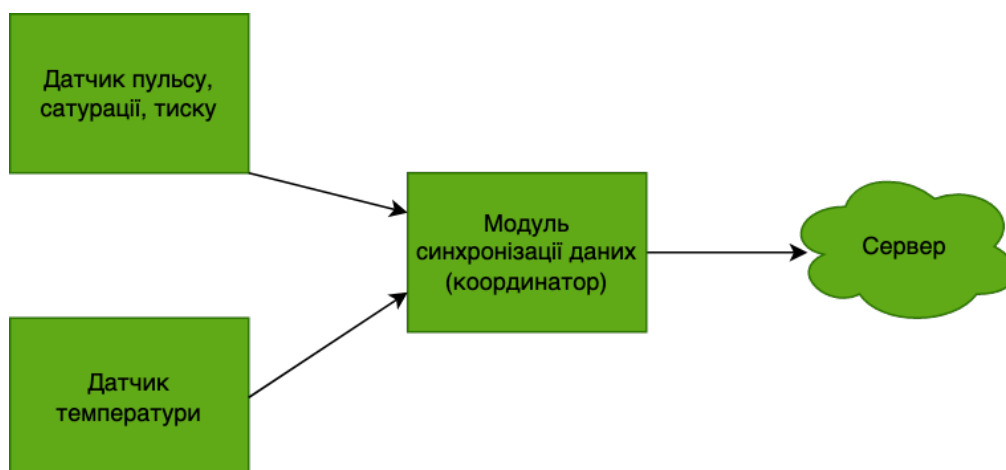


Рисунок 2.3.2 - Принципова схема синхронізації даних через координатор

Дані передають із модулів датчиків до модуля синхронізації через бездротовий протокол ESP-NOW. Алгоритмом роботи передбачено роботу таймера, після закінчення якого координатор отримує дані з декількох сенсорів. Далі вони

аналізуються, стискаються і відправляються на сервер. Якщо по закінченню роботи таймера координатор не отримав дані то він відправляє звіт про помилку та перезапускається.



Рисунок 2.3.3 - Алгоритм синхронізації, аналізу, стиснення та передачі даних на сервер через координатор

Для формування інтегральної оцінки стану пацієнта потрібно знати критичні значення параметрів пульсу, сатурації, тиску та температури. Для цього було проведено статистичний аналіз даних.

На підставі експериментальних даних було сформовано генеральні вибірки із дев'яти елементів змін величин, що необхідно вимірювати та на підставі параметрів яких виносити рішення про відповідність двох вибірок.

На основі аналізу цих даних буде розроблено модель забезпечення та алгоритм вимірювання для подальшого моніторингу роботи системи. Було застосовано статистичний аналіз та критерії Стьюдента для доведення гіпотези або її спростування.

Для автоматизації процесу підрахунку критерія Стьюдента для 2-х вибірок було написано скрипт на Python на основі алгоритму розрахунку. Результати підрахунку були порівнянні з власними розрахунками та є вірними.

```

import numpy as np
arr1 = [58, 59, 60, 61, 62, 63, 65, 66, 67]
s1 = np.sum(arr1)
av1 = np.round(s1/len(arr1), 1)
print(av1)
arrs1 = []
for i in arr1:
    f = np.square(i - av1)
    g = arrs1.append(f)

b1 = np.sum(arrs1)

c1 = np.sqrt(b1/(len(arr1) - 1))
print(np.round(c1, 2))
d1 = c1/np.sqrt(len(arr1))
print(np.round(d1, 2))

arr2 = [60, 61, 62, 63, 65, 66, 67, 68, 69]
s2 = np.sum(arr2)
av2 = np.round(s2/len(arr2), 1)
print(av2)
arrs2 = []
for i in arr2:
    f = np.square(i - av2)
    g = arrs2.append(f)

b2 = np.sum(arrs2)

c2 = np.sqrt(b2/(len(arr2) - 1))
print(np.round(c2, 2))
d2 = c2/np.sqrt(len(arr2))
print(np.round(d2, 2))

t = (av1 - av2)/np.sqrt(np.square(d1)+np.square(d2))
print(np.round(t, 2))

```

Рисунок 2.3.4 - Скрипт на Python для розрахунку критерія Стьюдента

Таблиця 2.3.2 - Експериментальні дані замірів пульсу

№	Пульс, удар/с								
	1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	58	59	60	61	62	63	65	66	67
2	60	61	62	63	65	66	67	68	69

Знайдемо середні арифметичні та середні квадратичні відхилення обох груп. Для першої:

$$\underline{X}_1 = \frac{58 + 59 + 60 + 61 + 62 + 63 + 65 + 66 + 67}{9} = 62.3$$

Обчислимо середнє квадратичне відхилення:

$$\sigma_1 = \sqrt{\frac{(58 - 62.3)^2 + (59 - 62.3)^2 + (60 - 62.3)^2 + (61 - 62.3)^2 + (62 - 62.3)^2 + (63 - 62.3)^2 + (65 - 62.3)^2 + (66 - 62.3)^2 + (67 - 62.3)^2}{9 - 1}}$$

$$\sigma_1 = 3.16$$

Тоді:

$$\Delta_1 = \frac{3.16}{\sqrt{9}} = 1.05$$

Для другої групи:

$$\underline{X}_2 = \frac{60 + 61 + 62 + 63 + 65 + 66 + 67 + 68 + 69}{9} = 64.6$$

Обчислимо середнє квадратичне відхилення:

$$\sigma_2 = \sqrt{\frac{(60 - 64.6)^2 + (61 - 64.6)^2 + (62 - 64.6)^2 + (63 - 64.6)^2 + (65 - 64.6)^2 + (66 - 64.6)^2 + (67 - 64.6)^2 + (68 - 64.6)^2 + (69 - 64.6)^2}{9 - 1}}$$

$$\sigma_2 = 3.21$$

Тоді:

$$\Delta_2 = \frac{3.21}{\sqrt{9}} = 1.07$$

Отже, критерій достовірності різниці дорівнює:

$$t = \frac{\underline{X}_1 - \underline{X}_2}{\sqrt{\Delta_1^2 + \Delta_2^2}} = \frac{62.3 - 64.6}{\sqrt{1.05^2 + 1.07^2}} = 1.48$$

Порівняємо значення t із табличним.

Обчислимо n :

$$n = n_1 + n_2 - 2 = 9 + 9 - 2 = 16$$

Знайдемо t_{st} за таблицею для $n = 16$:

$$t_{st} = \{2.12 - 3.0 - 4.0\}$$

Оскільки $t < t_{st}$ для $p < 0.001$, різниця достовірна з максимальною надійністю 99.9 %.

Для додаткової перевірки розрахунків було використано Python бібліотеку для статистичних розрахунків SciPy.

Ttest_indResult(statistic=-1.48046642039521, pvalue=0.1581709610415423)

Таблиця 2.3.3 - Експериментальні дані замірів температури

№	Температура, С								
	1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	36	37	38	39	40	41	42	43	44
2	30	31	32	33	35	36	37	38	39

Знайдемо середні арифметичні та середні квадратичні відхилення обох груп. Для першої:

$$\underline{X}_1 = \frac{36 + 37 + 38 + 39 + 40 + 41 + 42 + 43 + 44}{9} = 40$$

Обчислимо середнє квадратичне відхилення:

$$\sigma_1 = \sqrt{\frac{(36 - 40)^2 + (37 - 40)^2 + (38 - 40)^2 + (39 - 40)^2 + (40 - 40)^2 + (41 - 40)^2 + (42 - 40)^2 + (43 - 40)^2 + (44 - 40)^2}{9 - 1}}$$

$$\sigma_1 = 2.74$$

Тоді:

$$\Delta_1 = \frac{2.74}{\sqrt{9}} = 0.91$$

Для другої групи:

$$\underline{X}_2 = \frac{30 + 31 + 32 + 33 + 35 + 36 + 37 + 38 + 39}{9} = 34.6$$

Обчислимо середнє квадратичне відхилення:

$$\sigma_2 = \sqrt{\frac{(30 - 34.6)^2 + (31 - 34.6)^2 + (32 - 34.6)^2 + (33 - 34.6)^2 + (35 - 34.6)^2 + (36 - 34.6)^2 + (37 - 34.6)^2 + (38 - 34.6)^2 + (39 - 34.6)^2}{9 - 1}}$$

$$\sigma_2 = 3.21$$

Тоді:

$$\Delta_2 = \frac{3.21}{\sqrt{9}} = 1.07$$

Отже, критерій достовірності різниці дорівнює:

$$t = \frac{\underline{X}_1 - \underline{X}_2}{\sqrt{\Delta_1^2 + \Delta_2^2}} = \frac{40 - 34.6}{\sqrt{0.91^2 + 1.07^2}} = 3.84$$

Порівняємо значення t із табличним.

Обчислимо n:

$$n = n_1 + n_2 - 2 = 9 + 9 - 2 = 16$$

Знайдемо t_{st} за таблицею для n = 16:

$$t_{st} = \{2.12 - 3.0 - 4.0\}$$

Оскільки $t < t_{st}$ для $p < 0.001$, різниця достовірна з максимальною надійністю 99.9 %.

Для перевірки розрахунків було використано Python бібліотеку для статистичних розрахунків SciPy.

`Ttest_indResult(statistic=3.8737901337062635, pvalue=0.001346097743112096)`

Таблиця 2.3.4 - Експериментальні дані замірів тиску

№	Нижне значення тиску, мм рт. ст.								
	1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	75	76	77	78	80	82	85	88	91
2	37	38	40	42	45	48	51	55	59

Знайдемо середні арифметичні та середні квадратичні відхилення обох груп. Для першої:

$$\underline{X}_1 = \frac{75 + 76 + 77 + 78 + 80 + 82 + 85 + 88 + 91}{9} = 81.3$$

Обчислимо середнє квадратичне відхилення:

$$\sigma_1 = \sqrt{\frac{(75 - 81.3)^2 + (76 - 81.3)^2 + (77 - 81.3)^2 + (78 - 81.3)^2 + (80 - 81.3)^2 + (82 - 81.3)^2 + (85 - 81.3)^2 + (88 - 81.3)^2 + (91 - 81.3)^2}{9 - 1}}$$

$$\sigma_1 = 5.61$$

Тоді:

$$\Delta_1 = \frac{5.61}{\sqrt{9}} = 1.87$$

Для другої групи:

$$\underline{X}_2 = \frac{37 + 38 + 40 + 42 + 45 + 48 + 51 + 55 + 59}{9} = 46.1$$

Обчислимо середнє квадратичне відхилення:

$$\sigma_2 = \sqrt{\frac{(37 - 46.1)^2 + (38 - 46.1)^2 + (40 - 46.1)^2 + (42 - 46.1)^2 + (45 - 46.1)^2 + (48 - 46.1)^2 + (51 - 46.1)^2 + (55 - 46.1)^2 + (59 - 46.1)^2}{9 - 1}}$$

$$\sigma_2 = 7.72$$

Тоді:

$$\Delta_2 = \frac{7.72}{\sqrt{9}} = 2.57$$

Отже, критерій достовірності різниці дорівнює:

$$t = \frac{\underline{X}_1 - \underline{X}_2}{\sqrt{\Delta_1^2 + \Delta_2^2}} = \frac{81.3 - 46.1}{\sqrt{1.87^2 + 2.57^2}} = 11.06$$

Порівняємо значення t із табличним.

Обчислимо n :

$$n = n_1 + n_2 - 2 = 9 + 9 - 2 = 16$$

Знайдемо t_{st} за таблицею для $n = 16$:

$$t_{st} = \{2.12 - 3.0 - 4.0\}$$

Оскільки $t > t_{st}$ за цією різницею між групами не можна зробити висновок про наявність чи відсутність достовірної різниці між групами (потрібні додаткові дослідження).

Для додаткової перевірки розрахунків було використано Python бібліотеку для статистичних розрахунків SciPy.

Ttest_indResult(statistic=11.070120187947813,pvalue=6.558632065686722e-09)

Таблиця 2.3.5 - Експериментальні дані замірів сатурації

№	Кольоровий вектор розсіянного світла, як індикатор сатурації								
	1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	155	158	162	167	176	185	192	200	220
2	134	146	155	158	162	167	176	185	192

Знайдемо середні арифметичні та середні квадратичні відхилення обох груп. Для першої:

$$\underline{X}_1 = \frac{155 + 158 + 162 + 167 + 176 + 185 + 192 + 200 + 220}{9} = 179.4$$

Обчислимо середнє квадратичне відхилення:

$$\sigma_1 = \sqrt{\frac{(155 - 179.4)^2 + (158 - 179.4)^2 + (162 - 179.4)^2 + (167 - 179.4)^2 + (176 - 179.4)^2 + (185 - 179.4)^2 + (192 - 179.4)^2 + (200 - 179.4)^2 + (220 - 179.4)^2}{9 - 1}}$$

$$\sigma_1 = 21.75$$

Тоді:

$$\Delta_1 = \frac{21.75}{\sqrt{9}} = 7.25$$

Для другої групи:

$$\underline{X}_2 = \frac{134 + 146 + 155 + 158 + 162 + 167 + 176 + 185 + 192}{9} = 163.9$$

Обчислимо середнє квадратичне відхилення:

$$\sigma_2 = \sqrt{\frac{(134 - 163.9)^2 + (146 - 163.9)^2 + (155 - 163.9)^2 + (158 - 163.9)^2 + (162 - 163.9)^2 + (167 - 163.9)^2 + (176 - 163.9)^2 + (185 - 163.9)^2 + (192 - 163.9)^2}{9 - 1}}$$

$$\sigma_2 = 18.45$$

Тоді:

$$\Delta_2 = \frac{18.45}{\sqrt{9}} = 6.15$$

Отже, критерій достовірності різниці дорівнює:

$$t = \frac{\underline{X}_1 - \underline{X}_2}{\sqrt{\Delta_1^2 + \Delta_2^2}} = \frac{179.4 - 163.9}{\sqrt{7.25^2 + 6.15^2}} = 1.63$$

Порівняємо значення t із табличним.

Обчислимо n :

$$n = n_1 + n_2 - 2 = 9 + 9 - 2 = 16$$

Знайдемо t_{st} за таблицею для $n = 16$:

$$t_{st} = \{2.12 - 3.0 - 4.0\}$$

Оскільки $t < t_{st}$ для $p < 0.001$, різниця достовірна з максимальною надійністю 99.9 %.

Для додаткової перевірки розрахунків було використано Python бібліотеку для статистичних розрахунків SciPy.

Ttest_indResult(statistic=1.636280154811847, pvalue=0.12129679490580281)

Таким чином визначимо допустимі значення параметрів пацієнта.

Пульс:

- Низький: 20-60
- Середній: 60-100
- Високий: 100-160

Тиск:

- Низький: 80-120
- Середній: 120-130
- Високий: 130-140
- Дуже високий: 140-220

Сатурація:

- Низька: 85-95
- Нормальна: 95-100

Температура:

- Низька: 20-30
- Середня: 30-40
- Висока: 40-45

Проаналізувавши вибірки експериментальних даних було виявлено, що вибірка значень тиску не є репрезентативною. Всі інші відповідають нормі.

Висновки розділу 2

Було розглянуто систему, яка включає в себе мережу сенсорів, які збирають інформацію про стан пацієнта, модулі відео нагляду та прямої трансляції відеосигналу. Система передбачає використання модуля для синхронізації, стиснення та протоколювання даних з датчиків у зовнішню мережу. На основі аналізу та порівняння характеристик компонентів було визначено, які контролери та датчики будуть використані у системі.

Наведено алгоритми роботи модулів системи. Було проведено статистичний аналіз даних для визначення мінімальних, максимальних та нормальних допустимих значень параметрів пацієнта для формування оцінки стану.

РОЗДІЛ 3. Розвиток алгоритмів збору та попереднього аналізу, стиснення і передачі відео та параметричної інформації перебігу процедур

3.1. Алгоритми аналізу відео рядів їх стиснення, передача, зберігання інформації і оцінка втрат

Стиснення зображень є надзвичайно важливою частиною сучасних обчислень. Маючи можливість стискати зображення від початкового розміру, необхідний простір для їх зберігання можна зменшити. Крім того, передача стає легшою і менш трудомісткою.

Існує два типи стиснення: стиснення без втрат, коли дані реконструкції ідентичні оригіналу; і стиснення з втратами, коли відбувається втрата даних. Однак стиснення без втрат обмежене, оскільки швидкості стиснення дуже низькі [36]. Коефіцієнт стиснення з втратами дуже високий. Алгоритми стиснення з втратами, як правило, засновані на ортогональних процесах, таких як дискретне косинусне перетворення [38], дискретне перетворення Уолша [37], дискретне вейвлет-перетворення [39] і дискретне перетворення Чебишева [40,42].

Всі ці перетворення є унітарними, симетричними, оборотними і якість зображення до і після обробки залишається незмінною. Однак, хоча ці методи стиснення можуть мати хорошу якість відновлення зображення з високою швидкістю стиснення, вони повільні з точки зору часу кодування і не створюють гарного компромісу між відношенням пікового сигналу до шуму (PSNR) і коефіцієнтом стиснення (CR).

Щоб подолати цей недолік, алгоритми векторного квантування (VQ) найчастіше асоціюються з підвищенням продуктивності. Методи VQ широко використовуються в області кодування зображень через їх здатність досягати низької швидкості передачі даних [43,44]. Методи VQ досягають низької швидкості передачі даних за рахунок використання кореляції та надмірності між блоками [45, 46].

Дискретне перетворення Чебишева (DChT)

Дискретне перетворення Чебишева — це підхід, заснований на дискретних поліномах Чебишева. Ортогональні поліноми Чебишева зазвичай використовуються для аналізу, апроксимації, синтезу або реконструкції сигналів і зображень [47].

Для заданого натурального числа N (розмір вектора) і значення n в діапазоні $[1, N-1]$ ортогональні поліноми Чебишева порядку N $T_k(x), k=1,2,\dots,N-1$

визначаються за допомогою такого рекурсивного відношення [41, 48]:

$$T_0(x) = \frac{1}{\sqrt{N}}, \quad (3.1.1)$$

$$T_k(0) = \sqrt{\frac{N-k}{N+k}} \sqrt{\frac{2k+1}{2k-1}} T_{k-1}(0), \quad (3.1.2)$$

$$T_k(1) = \left\{ 1 + \frac{k(k+1)}{1-N} \right\} T_k(0), \quad (3.1.3)$$

$$T_k(x) = \gamma_1 T_k(x-1) + \gamma_2 T_k(x-2), \quad (3.1.4)$$

$$k = 1, 2, \dots, N-1, x = 2, 3, \dots, \left(\frac{N}{2} - 1\right), \quad (3.1.5)$$

де

$$\gamma_1 = \frac{-k(k+1) - (2x-1)(x-N-1) - x}{x(N-x)}, \quad (3.1.6)$$

$$\gamma_2 = \frac{(x+1)(x-N-1)}{x(N-x)}, \quad (3.1.7)$$

Пряме перетворення порядку N визначається формулою (3.1.8) з [47]:

$$F(k) = \sum_{x=0}^{N-1} f(x) T_k(x) \quad (3.1.8)$$

$$k = 0, 1, 2, \dots, N-1$$

де $F(k)$ позначає коефіцієнт ортонормованих поліномів Чебишева. $f(x)$ є одновимірним сигналом за часовим індексом x .

Обернене перетворення задано формулою (3.1.9) з [46]:

$$f(x) = \sum_{k=0}^{N-1} F(k)T_k(x) \quad (3.1.9)$$

$$x = 0, 1, 2, \dots, N - 1$$

Функція з двома змінними $f(x, y)$ які відбивається на квадратній сітці $N \times N$ точок. Її перетворення задається формулою (3.1.10) з [48]:

$$F(j, k) = \sum_{x=0}^{N-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x, y)T_j(y)T_k(x) \quad (3.1.10)$$

$$j, k = 0, 1, 2, \dots, N - 1$$

Обернене перетворення задається формулою (3.1.11):

$$f(x, y) = \sum_{j=0}^{N-1} \sum_{k=0}^{N-1} F(j, k)T_j(y)T_k(x) \quad (3.1.11)$$

$$x, y = 0, 1, 2, \dots, N - 1$$

Дискретне перетворення Уолша (DWT)

Функції Уолша вже є дискретними, і, таким чином, ними легко маніпулювати. Послідовність функції Уолша визначається як кількість переходів нуля за одиницю інтервалу часу.

Функція Уолша визначена в інтервалі $[0, 1]$ в роботі [49] через (3.1.12):

$$W(k, x) = \sum_{n=0}^{2^Y-1} W_k \left(\frac{n}{2^k} \right) \text{win}(x2^Y, n, n + 1) \quad (3.1.12)$$

$$\text{win}(x, a, b) = \begin{cases} 1 & \text{for } x \in (a, b) \\ 0 & \text{for } x \notin [a, b] \\ \frac{1}{2} & \text{for } x \in \{a, b\} \end{cases}$$

де win - розмірність зображення

Коли $x=m/N$ і для деякого цілого числа $0 < m < N$ виходить, що

$$W\left(k, \frac{m}{N}\right) = W_k\left(\frac{m}{N}\right) \delta_{n,n} = W_k\left(\frac{n}{N}\right) \delta_{m,n} = W_k\left(m, \frac{k}{N}\right) \quad (3.1.13)$$

Властивість ортонормальності функцій Уолша виражається (3.1.14) та (3.1.15) [49]:

$$(W(m, x), W(n, x)) = \delta_{m,n} \quad (3.1.14)$$

$$\sum_{i=0}^{N-1} \dots W\left(m, \frac{i}{N}\right) W\left(n, \frac{i}{N}\right) = N \delta_{m,n} \quad (3.1.15)$$

Розглянемо функцію $f(n)$, визначену в дискретній формі, її перетворення Уолша задано формулою (3.1.16) з [49, 50]:

$$F(m) = \sum_{n=0}^{N-1} \dots f(n) W_k(m, n) \quad (3.1.16)$$

де $W_k(m, n)$ є функцією Уолша рангу m , з $m = 0, 1, 2, \dots, N-1$

Обернене перетворення визначено формулою з [50] (3.1.17):

$$f(n) = \frac{1}{N} \sum_{m=0}^{N-1} \dots F(m) W_k(m, n) \quad (3.1.17)$$

Для функції з двома змінними $f(n, m)$ вибірка на квадратній сітці N^2 точки її двовимірне перетворення Уолша задано формулою в роботі [51] (3.1.18):

$$F(u, v) = \sum_{n=0}^{N-1} \dots \sum_{m=0}^{N-1} \dots W_k(u, v) f(n, m) W_k(u, v) \quad (3.1.18)$$

де $W_k(u, v)$ — це матриця Уолша, що має той самий розмір, що й функція $f(n, m)$.

Зворотне двовимірне перетворення також визначено формулою в роботі [51] (3.1.19):

$$f(n, m) = \frac{1}{N^2} \sum_{n=0}^{N-1} \dots \sum_{m=0}^{N-1} \dots W_k(n, m) F(u, v) W_k(n, m) \quad (3.1.19)$$

Для виконання квантування коефіцієнтів, отриманих у результаті дискретного перетворення Уолша та дискретного перетворення Чебишева, скалярного квантування та векторного квантування використовуються дві методики. Якщо звернутися до теорії коефіцієнта спотворення, введеної Шенноном [36, 38], найкраща продуктивність завжди досягається з векторами, а не зі скалярами. Тому приймається векторне квантування коефіцієнтів DWaT і DChT.

Векторне квантування

Основні поняття

Векторне квантування (VQ) було розроблено Гершо та Греєм [52]. Векторний квантувальник q може бути визначений шляхом застосування множини E до множини $F \subset E$ як (3.1.20).

$$\begin{aligned} E &\rightarrow F \subset E \\ x = (x_0, \dots, x_{k-1}) &\rightarrow q(x) \\ = x \in A = \{y_i, i = 1, \dots, M\}, & \quad (3.1.20) \\ y_i &\in F \end{aligned}$$

A — словник розміру M і розмірності k . E є розділений на $S = \{S_i, i = 1, \dots, M\}$, з $S_i = \left\{ \frac{x}{q(x)} = y_i \right\}$.

Спотворення між \hat{x} і x $d(\hat{x}, x)$, x є додатною величиною або нулем що визначається у [56] через (3.1.21):

$$d(\hat{x}, x) = \|X - \hat{X}\|^2 = \sum_{i=1}^L (X(i) - \hat{X}(i))^2 \quad (3.1.21)$$

де L — розмір вектора.

Тоді загальне спотворення квантувальника становить:

$$D(q) = \left(\frac{1}{L}\right) \times \sum_{i=1}^L \left(d(X_i, Y_j)\right) \quad (3.1.22)$$

Оптимальний квантувальник (q^*) - це той, який мінімізує спотворення для випадкової послідовності векторів X , де X має ймовірність $p(X)$, він повинен перевірити умову $D(q^*) \leq D(q)$. A і S повністю визначають q і можуть бути записані:

$$D(q) = D(\hat{A}, S) \quad (3.1.23)$$

де

$$\begin{aligned} D(\hat{A}, S) &= E(d(X, q(X))) \\ &= \sum_i^N P_r(x \in S_i) \int d(x, y_i/x \in S_i) p(x/x \in S_i) dx \end{aligned}$$

Більшість класичних алгоритмів векторного квантування засновані на двох важливих властивостях [57]:

- Якщо задано \hat{A} , то найкращим розбиттям вхідного простору є $p(\hat{A})$, отримане шляхом узгодження кожного X з вектором y_i до \hat{A} , мінімізуючи $d(x, x_j)$ найближчого сусіда.
- Якщо задано S , то припустимо, що для кожної S ненульової ймовірності в k -евклідовому просторі,

$$\begin{aligned} \exists \hat{x}(S) / E(d(X, \hat{x}(S)) / X \in S) \\ = \min_u E(d(X, u) / X \in S) \end{aligned} \quad (3.1.24)$$

Таким чином, $\hat{x}(S)$ відповідає узагальненому центроїду до S . За цих умов найкращий алфавіт для відтворення

$$\in \hat{x}(S) = \{\hat{x}(S_i), i=1, \dots, N\}.$$

Алгоритм K-Means

Алгоритм K-Means лежить в основі багатьох стандартних методів векторного квантування [47]. Виходячи з M навчальних векторів $x(n)$, $1 \leq n \leq M$, задача полягає в тому, щоб розбити множину на K груп S_i так, щоб задовольнилися оптимальні умови. Процедура класифікації даних проста та легка для кластеризації. K-Means — це алгоритм, що веде до локального оптимуму, що задовольняє наступним умовам [58, 59]:

а) Вибір K векторів $Y_i(0)$, ініціалізація m , індекс ітерацій, до 0;

b) Класифікація: на ітерації m зберігати вектори $\{x(n), n=1, \dots, M\}$ в $S_i(m)$, застосовуючи правило найближчого сусіда з векторів $Y_j(m)$;

c) Оновлення кодових векторів $Y_j(m+1) = \text{centroid}(S_i(m))$, $1 \leq i \leq K$;

d) Кінець тесту на посилення спотворення порівняно з попередньою ітерацією.

Якщо результат негативний, перейдіть до кроку b.

Кодування Хаффмана

Кодування Хаффмана — це алгоритм стиснення, заснований на частоті символів оригінального документа. Метод, розроблений Девідом Хаффманом у 1952 році, заснований на принципі поділу коротших кодів на загальні значення, а довших кодів на менш поширені значення [60]. Це кодування використовує таблицю, що містить частоти кожного символу, щоб визначити оптимальне представлення двійкових рядків. Процедура ділиться на три частини:

- Спочатку створюється частотне відображення таблиці символів на вихідних даних.
- Потім створить двійкове дерево за попередньо розрахованою таблицею.
- Кодування символів в оптимальному двійковому представленні.

Оцінка ефективності

Є чотири параметри для оцінки ефективності схеми стиснення:

середньоквадратична помилка (MSE), максимальна абсолютна помилка (MAE), пікове відношення сигнал/шум (PSNR) і ступінь стиснення (CR). Для зображення, представленого 256 відтінками сірого в діапазоні від 0 до 255. MSE і PSNR визначені в [46] як (3.1.25):

$$MSE = \frac{1}{M \cdot N} \sum_{i=0}^{M-1} \sum_{j=0}^{N-1} (I_i(i, j) - I_r(i, j))^2 \quad (3.1.25)$$

З I_o зображення як стиснення і I_r реконструйованого зображення і (M, N) розмір зображення. PSNR визначається формулою (3.1.26):

$$PSNR = 10 \log_{10} \left(\frac{255^2}{MSE} \right) \quad (3.1.26)$$

MSE являє собою середню помилку. Він вказує на різницю між вихідним зображенням і відновленим зображенням. PSNR дає об'єктивну міру спотворення, що вноситься стисненням. Виражається в децибелах (dB). Для високого PSNR і низького MSE розпаковане зображення близьке до вихідного зображення.

Коефіцієнт стиснення визначається як відношення між нестиснутим і стиснутим розміром. CR визначається з [61] (3.1.27):

$$CR = \frac{\text{розмір стиснутого зображення}}{\text{розмір нестиснутого зображення}} \quad (3.1.27)$$

У відсотках від виразу CR задається формулою (3.1.28):

$$CR(\%) = 100 - \frac{\text{розмір стиснутого зображення}}{\text{розмір нестиснутого зображення}} \times 100 \quad (3.1.28)$$

Максимальна абсолютна помилка (MAE), визначена у [62] (3.1.29), показує найгірший випадок помилки, що виникає у стиснутому зображенні.

$$MAE = \max |I_0(i, j) - I_r(i, j)| \quad (3.1.29)$$

3.2. Алгоритми аналізу стиснення, передача, зберігання параметричної інформації і оцінка коефіцієнтів стиснення і втрат

Обробка часових рядів, що представляє медичну інформацію вимагає швидкісного та змістовного аналізу даних, а також відбору патологічних станів та експертної оцінки даних [63].

Для вирішення задач такого типу використовуються байєсівський підхід, алгоритм пошуку асоціативних правил, методи кластерного аналізу [64]. Особливістю останнього є функціональне доповнення синаптичною пам'яттю, триступінчастим компаратором і алгебраїчною операцією додавання та множення [64]. Необхідність аналізу результатів переліку параметрів стану хворого як процесу набуває кількісно, логіко та пізнавального процесу, який пропонується реалізувати в комбінованих реабілітаційних системах. Проте різноплановість інформації, яку треба зібрати, обробити, зберегти та проаналізувати, є основною перешкодою.

Для реалізації ідеї зведення параметрів фізіобіологічних систем в єдиний простір потрібна нормалізація показників. Неоднорідність вмісту таких показників часового ряду, які обрані за основу: температура, сатурація, тиск, пульс.

Пов'язане з вищесказаним значення евклідової норми $|X_i|_{\max}$ було обрано для *i-того* значення кожного часового ряду. Це міркування забезпечує приведення всіх значень до набору безрозмірних. Однак, взявши максимум модуля в інтервалі області визначення $|X_i|_{\max}$ як норму, слід зазначити, що її потрібно перевизначати з кожною зміною та переходом від одного фактору до іншого. Звісно, це є істотною перешкодою, але саме це правило забезпечує високу чутливість до локальних змін факторів. Крім того, щоб максимально використати обмежений обсяг єдиного простору для представлення показників, другий з новою евклідовою нормою послідовно супроводжується першим обґрунтуванням:

$$\underline{x}_i = \frac{x_i/|x_i|_{\max} - |x_i|_{\min}/|x_i|_{\max}}{1 - |x_i|_{\min}/|x_i|_{\max}} \quad (3.2.1)$$

Далі було введено позначення інтегрованого глобального *GIS*-індикатора. Його функцію також можна назвати синонімом «загального індексу продуктивності». Було позначено *GIS*-індикатор *S* та індикатори X_i є безперервними значеннями (верхній рядок у зазначених стандартах тут і пізніше опущений).

В основі лежить метод, який дозволяє обчислити функцію, яка пов'язана між інтегрованим індикатором та нормованими показниками без розміру. До них відносяться: температура - X_1 ; сатурація - X_2 ; тиск - X_3 ; пульс - X_4 . Для цього функцію позначають так: $GIS = f(X_1, X_2, X_3, X_4)$ і з неї формується система припущень. Основні твердження системи: при нульовому пульсі: її ЗПС дорівнює нулю; при нулі тиск ЗПС також дорівнює нулю; за умов, коли кожен із множників одночасно дорівнює нулю, ЗПС дорівнює нулю.

Грунтуючись на заявах про безперервність, ЗПС розбивається на ряд Маклорена, яка представлена лінійним наближенням:

$$GIS = \sum_i^N \left. \frac{\partial GIS}{\partial X_i} \right|_{x_i=0} \Delta X_i = \sum_i^N \left. \frac{\partial GIS}{\partial X_i} \right|_{x_i=0} X_i = C \sum_i^N \delta_i X_i;$$

$$C = \left(\sum_i^N \left. \frac{\partial GIS}{\partial X_i} \right|_{x_i=0} \right); \delta_i = C^{-1} \left. \frac{\partial GIS}{\partial X_i} \right|_{x_i=0}. \quad (3.2.2)$$

Це враховує, що після подвійного нормування інтервал для визначення всіх показників становить один $X_i \in [0, 1]$. Зазначене розкладання ряду Маклорена (3.2.2) сумою за властивостями геометричної нерівності, оцінює нижню межу ЗПС:

$$GIS = C \sum_i^N \delta_i X_i \geq C \prod_{i=1}^N (X_i)^{\delta_i}. \quad (3.2.3)$$

При оцінці можливої залежності кожного з переліку типів показників від параметрів було виявлено, що вплив різних факторів не є однаковим. Значення які її визначають, стають як додатними, так і від'ємними. Верхня межа найменшого значення ЗПС оцінювалася за геометричною нерівністю (3.2.3), яка модифікована введенням значень модулів:

$$\begin{aligned} & (|X_1| + |X_2| + |X_3| + |X_4|) \geq \\ & \geq \left(\frac{|X_1|}{k_1}\right)^{k_1} \left(\frac{|X_2|}{k_2}\right)^{k_2} \left(\frac{|X_3|}{k_3}\right)^{k_3} \left(\frac{|X_4|}{k_4}\right)^{k_4}. \end{aligned} \quad (3.2.4)$$

$$|X_1| |X_2| |X_3| |X_4|_{\min} \leq GIS \leq |4X_1 X_2 X_3 X_4|_{\max}. \quad (3.2.5)$$

Ця кількість послідовно використаних норм для різних вагових коефіцієнтів визначають верхню та нижню границі загального індексу. Оцінку нижньої границі слід використовувати як значення індексу.

Для простоти та прозорості задачі згідно з реалізацією принципів адміністрування припустимо, що на початку було отримано дані про кількість вимірювань N . Під вимірюванням маємо на увазі отримання значень $K + P$ параметрів $x_k(t)$ ($k=1, 2, \dots, 4$), а саме: температура, сатурація, тиск, пульс. Параметри заміряються з інтервалом Δt відносно застосування розкладання кожної функції $x_k(t)$ ($k=1, 2, \dots, 4$) у ряд Тейлора у вигляді:

$$x_k(t) = x_k(t_0) + \frac{x'_k(t_0)}{1!} \Delta t + \frac{x''_k(t_0)}{2!} \Delta t^2 \quad (3.2.6)$$

Для отримання значення $x_k(t_0)$ треба провести вимірювання в момент часу $t=t_0$. Для визначення похідної, потрібно одержати всі значення $x_k(t)$ ($k=1, 2, \dots, 4$) у двох точках з інтервалом часу Δt . Потім похідна обчислюється відношенням приросту функції $x_k(t)$ до приросту аргументу Δt , який її викликав, за умови, що приріст наближається до нуля.

$$\Delta x_k(t) = x_k(t_0 + \Delta t) - x_k(t_0), \quad (3.2.7)$$

$$x'_k(t) = \frac{\Delta x_k(t)}{\Delta t} \text{ (при } \Delta t \rightarrow 0) \quad (3.2.8)$$

Отже, щоб отримати похідну другого порядку, потрібно отримати значення параметрів у трьох точках. Обчислюючи значення першої похідної для параметрів

$x_k(t)$ ($k=1,2,\dots,4$) у першій, другій і третій точках, отримуємо похідну другого порядку як відношення приросту першої похідної до приросту аргумента Δt , який наближається до нуля:

$$\Delta x'_k(t) = x'_k(t_0 + \Delta t) - x'_k(t_0), \quad (3.2.9)$$

$$x''_k(t) = \frac{\Delta x'_k(t)}{\Delta t} \text{ (при } \Delta t \rightarrow 0) \quad (3.2.10)$$

Відповідно, отримання третьої похідної потребує значення параметрів $x_k(t)$ ($k=1,2,\dots,4$) у чотирьох точках. Для отримання похідної $n-1$ -го типу треба отримати значення параметрів $x_k(t)$ ($k=1,2,\dots,4$) в n точках з постійним кроком у часі Δt .

Для формування уяви та подальшого обговорення алгоритм відстеження діагностичної схеми дослідження та корекції його одиничних процедур представлені на рисунку 3.2.1. Точка A передає кількість вимірювань і вибирається значення інтервалу поділу часу між вимірюваннями в двох точках Δt . Окрім цього, необхідно знати момент початку та момент завершення всіх N вимірювань (t_1, t_N). Наступним кроком є визначення інтервалу між N вимірюваннями ΔT

$$\Delta T = \frac{(t_N - t_1)}{N} - A * \Delta t \quad (3.2.11)$$

Для початку зворотного відліка в поточний час t призначається час початку t_1 і функція підрахунку кількості обчислень (*calc*), коли значення хоча б одного з параметрів ($x_1(t), x_2(t), x_3(t), x_4(t)$) встановити межі, встановити на нуль.

Починається цикл i від 1 до N з одиничним кроком для виконання N кількості вимірювання. Так на кожному етапі вимірювання отримується значення $x_{kij}(t)$ ($k=1,2,\dots,4$) для кількості точок A з кроком часу Δt .

Тому в рамках цього циклу починається новий цикл j від 1 до A з одиничним кроком. Потім позначаються параметри з інтервалом часу Δt . Після виконання циклу вимірювання в точках A в інтервалі часу Δt розраховується інтегральний показник $GIS_{ij}(t)$.

Далі у циклі з одиничним кроком перевіряються параметри чи входять вони у діапазон значень, що відповідають нормальному становищу для цього параметра.

Якщо параметри $x_{kij}(t)$ ($k=1,2,\dots,4$) не відповідають вимогам через відхилення котре досягає значення, що перевищує норму, для перевірки поведінки обчислюються значення першої та другої похідних і характер зміни функції $x_{kij}(t)$.

Лічильник обчислень збільшує значення на 1 і надсилає значення всіх параметрів $x_{kij}(t)$ ($k=1,2,\dots,4$) (якщо результат функції обчислення перевищує 1, але коли інший параметр не відповідає вимогам, дані не будуть відправлятися знову).

Після проходження всіх перевірок або після закінчення циклу k через значення від 1 до 4 з одиничним кроком надсилається тільки значення інтегрального показника $GIS_{ij}(t)$. Потім значення calc скидається, час збільшується на Δt і при переході до наступної точки вимірювання в циклі i значення змінюється від 1 до A з кроком 1.

В кінці серії вимірювань інтервал часу збільшується на ΔT і наступний крок циклу i від 1 до N з одиничним кроком. Після цього циклу програма закінчується.

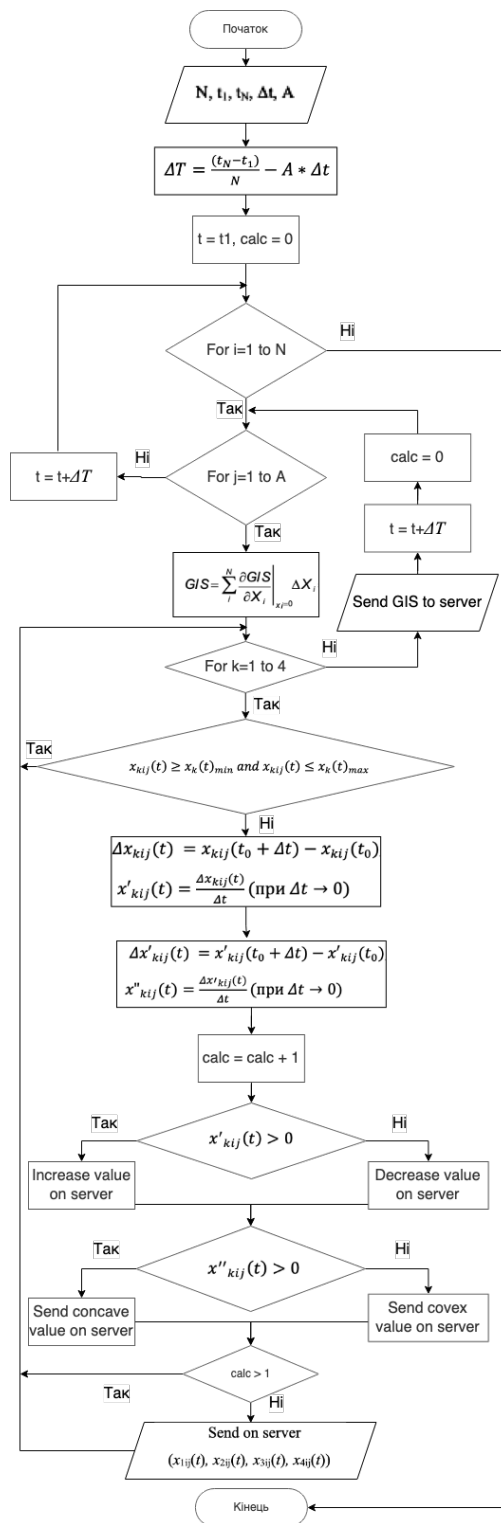


Рисунок 3.2.1 - Блок-схема алгоритму моніторингу для інтегральної оцінки та корегування проходження процедур

Візуалізація даних про ЗПС в числовому, якісному або графічному вигляді в метричному просторі надає дані у легкій для розуміння та доступній для всіх користувачів формі передбачених публічним адмініструванням.

3.3. Моделювання та порівняльний аналіз варіантів алгоритмів

Для моделювання схеми стиснення зображень на основі K-Means було використано програмне забезпечення на мові програмування Python. Оригінальний розмір зображення 750 x 1000.

За результатами моделювання алгоритму K-Means було зроблено такі висновки:

- Розміри всіх стиснутих зображень такі ж, як і оригінальні.
- Розмір стисненого файлу зменшується зі зменшенням k .
- Для значення $k=32, 64, 128, 256$ вихідні стиснуті зображення здаються досить хорошими і втрати кольори не дуже помітні для людського ока. Розмір стисненого зображення зменшується майже в 3 рази порівняно з вихідним зображенням для $k=32$.
- При значенні $k=16, 8$ вихідні стиснуті зображення втрачають багато кольорів, а стиснення з втратами видно людському оку.
- При значенні $k=4, 2$ вихідні стиснуті зображення втрачають майже всі кольори, а зміст зображення також втрачається.



Рисунок 3.3.1 – Алгоритм роботи скрипта компресії зображення на основі K-Means

```
from skimage import io
from sklearn.cluster import KMeans
import numpy as np

#Read the image
image = io.imread('home.png')
io.imshow(image)
io.show()

#Dimension of the original image
rows = image.shape[0]
cols = image.shape[1]

#Flatten the image
image = image.reshape(rows*cols, 3)

#Implement k-means clustering to form k clusters
kmeans = KMeans(n_clusters=32)
kmeans.fit(image)

#Replace each pixel value with its nearby centroid
compressed_image =
kmeans.cluster_centers_[kmeans.labels_]
compressed_image =
np.clip(compressed_image.astype('uint8'), 0, 255)

#Reshape the image to original dimension
compressed_image = compressed_image.reshape(rows,
cols, 3)

#Save and display output image
io.imwrite('compressed_image_32.png',
compressed_image)
io.imshow(compressed_image)
io.show()
```

Рисунок 3.3.2 - Скрипт для компресії зображення на основі K-Means



Рисунок 3.3.3 - Оригінальне зображення

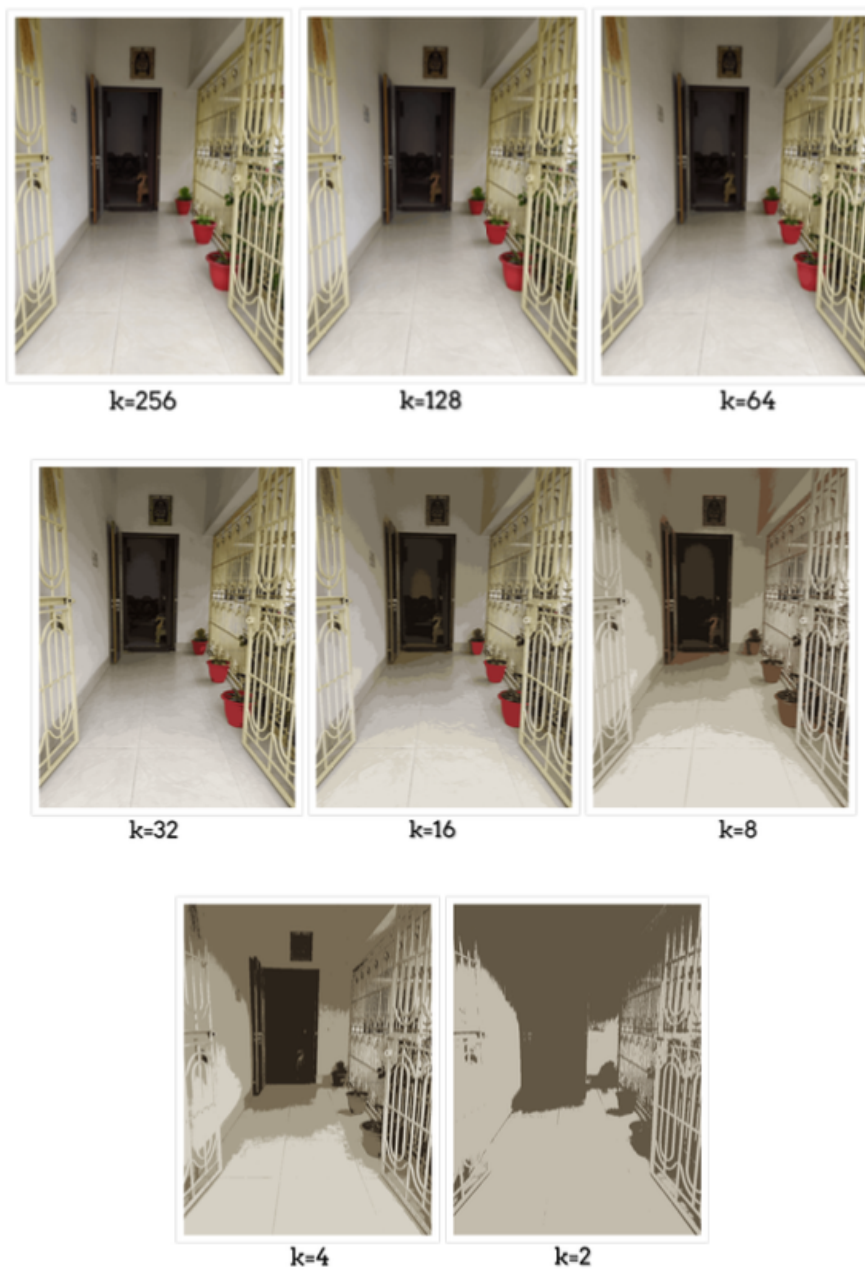


Рисунок 3.3.4 - Стиснення зображення з різними коефіцієнтами

Таблиця 3.3.1 - Оцінка результатів стиснення за методом K-Means (розмір файла)

Коефіцієнт стиснення	Розмір файла
Оригінальне зображення	1037 KB
k=2	31 KB
k=4	74 KB
k=8	142 KB
k=16	234 KB
k=32	343 KB
k=64	494 KB
k=128	632 KB
k=256	785 KB

Таблиця 3.3.2 - Оцінка результатів стиснення за методом K-Means (час компресії/декомпресії)

Розмір зображення	Приблизний час компресії (сек)	Приблизний час декомпресії (сек)
32x32	20.25	37.12
64x64	26.27	43.44
128x128	35.01	89.59
256x256	43.11	125.09
512x512	59.05	157.36

Для покращення цих результатів у майбутньому потрібно використовувати алгоритм, який буде виконувати обчислення у багато поточному режимі.

Для моделювання стиснення зображень методом DWaT було використано програмне забезпечення MATLAB. Оригінальний розмір зображення 512 x 512.

У таблиці 3.3.3 можна спостерігати зміну PSNR, MSE, MAE, CR, CT (час стиснення) і DT (час декомпресії) відповідно до розміру. Для розміру 512 значення PSNR дуже високі, і для деяких зображень вони наближаються до нескінченності. Коефіцієнт стиснення коливається від 99,72% до 99,90% незалежно від зображення та розміру. Також можна помітити, що при збільшенні розміру CR трохи зменшується. Тоді результати є задовільними, враховуючи хороший компроміс між PSNR і CR. На рисунку 3.3.6 представлені деякі з тестових зображень, декомпресованих за допомогою DWaT. З цих зображень підтверджується, що крок квантування дуже впливає на характеристики стиснення, особливо впливає розмір зображення.



Рисунок 3.3.5 - Алгоритм роботи скрипта компресії зображення на основі DWaT

```

[filename, pathname] = uigetfile('*.**', 'Select your greyscale image');
filewithpath = strcat(pathname, filename);
img = imread(filewithpath);
[r, c] = size(img); %getting image size
imgg = double(img);
%Forward WHT
yc = fwht(imgg); %Column wise operation
yr = fwht(yc'); %Row wise operation
y = yr'; %WHT coefficients
yo=y; %Co-efficient backup
y(256:r, 256:c) = 0; %truncating WHT coefficients
%inverse WHT
Irl = ifwht(y); %column wise operation
Ir2 = ifwht(Irl'); %Row wise operation
imgr = Ir2'; %recovered image
imgr8 = uint8(imgr);
imwrite(imgr8, 'imgcompressed.jpg'); % writing image
%Calculate PSNR
mse = sum(sum((imgr-imgg).^2))/(r*c);
maxp = max(max(imgr(:)), max(imgg(:)));
PSNR = 10*log10(double((maxp^2)/mse));
fprintf('\n MSE=%f\n', mse);
fprintf('\n MAXP=%f\n', maxp);
fprintf('\n PSNR=%f\n', PSNR);

```

Рисунок 3.3.6 - Скрипт для трансформування зображення на основі DWaT

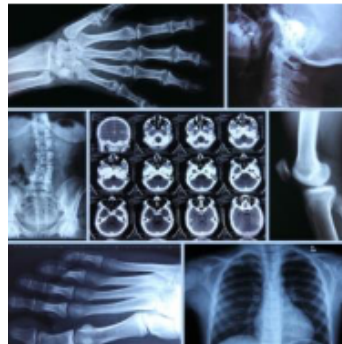


Рисунок 3.3.7 - Оригінальне зображення

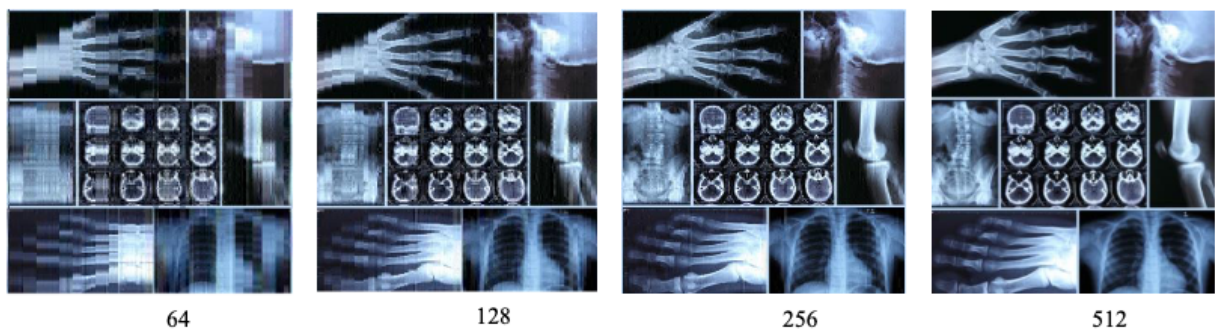


Рисунок 3.3.8 - Трансформовані зображення

Таблиця 3.3.3 - Оцінка результатів стиснення за методом DWaT

PSNR (dB)	19.21	22.86	27.57	Inf
MSE	780.1	336.2	113.8	0
MAE	9.08	5.50	3.14	0
CR (%)	99.89	99.85	99.81	99.78
CT (сек)	6.67	9.86	16.18	31.02
DT (сек)	11.38	14.76	22.72	42.91

Для визначення придатності ЗПС для стиснення інформації було проведено моделювання. Для порівняння ефективності моделі, коли числа представлені вісьмома значеннями в двійковій системі, було проведено експеримент з визначення обсягів, які підлягають передачі. Результати експерименту наведені в таблиці 3.3.4.

Таблиця 3.3.4 - Обсяги інформації, що підлягають передачі

№	Десять замірів		Двадцять замірів		N замірів	
	обсяг інформації, байт	Коефіцієнт стиснення	обсяг інформації, байт	Коефіцієнт стиснення	обсяг інформації, байт	Коефіцієнт стиснення
1	40	0,75	80	0,75	4A	$1-A/(4A)$
2	56	0,536	96	0,625	4A+16	$1-A/(4A+16)$
3	60	0,500	100	0,600	4A+20	$1-A/(4A+20)$

У ході експерименту за описаним алгоритмом припускалось, що чотири параметри виходять за межі допустимих значень. Також кількість точок, дані яких було подано у таблиці, дорівнює 10 та 20. Як засвідчує експеримент, введення моделі ЗПС суттєво скорочує загальний обсяг даних, що необхідно передавати до сервера.

Висновки розділу 3

Було розглянуто відомі методи, які використовуються для безвтратного стиснення зображень. Було розроблено програмне забезпечення потрібне для безвтратного стиснення матеріалу з модуля відеокамери. В ході моделювання було виміряно якісні та кількісні показники зображення, які дозволяють зменшити розмір файлу відео.

Було розглянуто алгоритм стиснення інформації з датчиків на основі інтегрального показника. За результатами моделювання було зроблено висновок, що такий алгоритм суттєво зменшує кількість даних, які потрібно відправляти на сервер.

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
Чорноморський національний університет імені Петра Могили
Факультет комп'ютерних наук
Кафедра автоматизації та комп'ютерно-інтегрованих технологій

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА НА ЗДОБУТТЯ СТУПЕНЯ МАГІСТРА

на тему: «Засоби збору, протоколювання, безвратного стиснення
та передачі інформації Wi-Fi приладів доказового моніторингу»

СПЕЦІАЛЬНИЙ РОЗДІЛ З ОХОРОНИ ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКИ У НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

Виконав: студент 6_курсу, групи 671
за спеціальністю
151 «Автоматизація та комп'ютерно-
інтегровані технології»
галузі знань
15 «Автоматизація та приладобудування»

_____ В. С. Смола

Консультант _____ Ю. Г. Щербак

Миколаїв – 2022

РОЗДІЛ 4. Охорона праці та безпека у надзвичайних ситуаціях

Процес створення Wi-Fi приладів доказового моніторингу передбачає два основних етапи: проєктно-конструкторський та виробничо-технологічний. Сучасна проєктно-конструкторська діяльність пов'язана з використанням сучасних інформаційних технологій. Широке розповсюдження отримали персональні комп'ютери. Однак їх використання загострило проблеми збереження власного та суспільного здоров'я, вимагає вдосконалення існуючих та розробки нових підходів до організації робочих місць, проведення профілактичних заходів для запобігання розвитку негативних наслідків впливу ПК на здоров'я користувачів. Тому є доцільним розглянути питання вимоги охорони праці щодо забезпечення здорових та нешкідливих умов праці проєктанта.

Також потрібно приділити увагу питанню техніки безпеки при створенні прототипу пристрою, оскільки під час цього процесу відбуваються паяльно-лужильні роботи та робота зі струмом.

Крім того, розглянуто заходи захисту програмного продукту від кібератак.

4.1 Урахування вимог охорони праці при створенні Wi-Fi приладів доказового моніторингу

Санітарно-гігієнічні вимоги щодо умов праці інженерів-проєктантів

На робочому місці користувача ПК виникають небезпечні та шкідливі фактори: підвищений рівень шуму, несприятливі мікрокліматичні умови, недостатній рівень освітленості, шкідливі речовини, підвищений рівень електромагнітних випромінювань радіочастот, висока напруга електричної мережі, статична електрика та інші. Робота з ПК супроводжується також підвищеним ступенем напруженості трудового процесу [69]. При систематичному впливі виробничих факторів, які не відповідають нормативним показникам, зростає рівень професійно зумовленої захворюваності працюючих та можуть виникнути професійні захворювання органів зору, руху, нервової системи. Таким чином, вивчення умов праці на робочому місці користувача ПК є необхідною умовою запобігання негативних наслідків впливу небезпечних та шкідливих факторів [70].

Організація робочого місця. Приміщення, в якому знаходиться робоче місце програміста, загальною площею 20 м² і висотою стелі 3 м. У приміщенні знаходиться 5 робочих місць з ПК. Кожне робоче місце обладнане робочим столом площею 1.2 м², стільцем та персональним комп'ютером, що складається з монітора, системного блоку, клавіатури та миші.

Слід відзначити, що площа одного робочого місця оператора ПК не повинна бути меншою за 6 м², а об'єм не менший за 20 м³, тобто площі та об'єму даного приміщення не вистачає для розташування 5 робочих місць.

Параметри мікроклімату. Нормування параметрів проводиться в залежності від періоду року та категорії важкості виконуваних робіт. Для постійних робочих місць встановлені оптимальні параметри мікроклімату, а за неможливості їх дотримання використовують допустимі параметри. Робота оператора ПК за енерговитратами відноситься до категорії легких робіт Іа, Іб. В таблиці 4.1.1 наведені оптимальні параметри мікроклімату.

Таблиця 4.1.1 - Параметри мікроклімату для приміщень з ПК

Період року	Параметр мікроклімату	Величина
Холодний	Температура повітря в приміщенні; відносна вологість; швидкість руху повітря	22...24°C; 40...60%; до 0,1 м/с
Теплий	Температура повітря в приміщенні; відносна вологість; швидкість руху повітря	23...25 °C; 40...60%; 0,1...0,2 м/с

Виміряні за допомогою приладів температура та вологість у розглянутому виробничому приміщенні відповідають вказаним у таблиці для теплого періоду року. Слід зазначити, що для нормалізації параметрів мікроклімату необхідно використовувати у приміщеннях кондиціонування повітря або забезпечити подачу свіжого повітря системами вентиляції. Норми подачі свіжого повітря наведені у таблиці 4.1.2.

Таблиця 4.1.2 - Норми подачі свіжого повітря в приміщення з ПК

Характеристика приміщення	Об'ємна витрата свіжого повітря, що подається в приміщення, м ³ на одну людину в годину
Об'єм До 20 м ³ на людину 20... 40 м ³ на людину Більше 40 м ³ на людину	Не менше 30 Не менше 20 Може бути використана природна вентиляція

Розташовані у приміщенні 5 ПК є джерелами тепловиділень, крім того для підтримання у приміщенні в холодний період року оптимальних параметрів мікроклімату використовуються нагріті поверхні опалювальної системи. Нормованим показником являється гранично допустима густина потоку енергії $I_{г.д}$, Вт/м², яка встановлюється в залежності від площі опромінюваної поверхні тіла людини ($S_{опр}$). Нормовані рівні складають:

$$I_{г.д} = 35 \text{ Вт/м}^2 \text{ за } S_{опр} > 50\%;$$

$$I_{г.д} = 70 \text{ Вт/м}^2 \text{ за } S_{опр} \sim 25-50\%;$$

$$I_{г.д} = 100 \text{ Вт/м}^2 \text{ за } S_{опр} < 25\%$$

Випромінювання монітору. Допустимі значення параметрів неіонізуючих електромагнітних випромінювань від монітору комп'ютера представлені в таблиці 4.1.3.

Таблиця 4.1.3 - Допустимі значення параметрів неіонізуючих електромагнітних випромінювань

Найменування параметра	Допустимі значення
Напруженість електричної складової електромагнітного поля на відстані 50 см від поверхні монітору	10 В/м
Напруженість магнітної складової електромагнітного поля на відстані 50 см від поверхні монітору	0,3 В/м
Напруженість електростатичного поля не повинна перевищувати: для дорослих користувачів для дітей дошкільних установ і що навчаються середніх спеціальних і вищих навчальних закладів	20кВ/м 15кВ/м

Освітленість. Нормованим параметром природного освітлення являється коефіцієнт природного освітлення (КПО). КПО встановлюється в залежності від розряду виконуваних зорових робіт.

Робота оператора ПК відноситься до робіт середньої точності (IV розряд зорових робіт, мінімальний розмір об'єкту розрізнення складає 0,5 – 1,0 мм), для яких при використанні бокового освітлення КПО=1,5 %.

Для штучного освітлення нормованим параметром виступає E_{\min} – мінімальний рівень освітленості, та $K_{\text{п}}$ – коефіцієнт пульсації світлового потоку, який не повинний бути більшим ніж 20%.

Мінімальна освітленість встановлюється в залежності від розряду виконуваних зорових робіт. Для IV розряду зорових робіт вона складає 300...500 лк.

Для штучного освітлення у приміщенні використовуються люмінесцентні лампи.

Досвід роботи в даному приміщенні показує, що наявні проблеми зі штучним освітленням. Тому доцільно провести розрахунок штучного освітлення.

За даними вимірювань рівень природної освітленості поверхні, де розташований ПК, складає 200 лк за освітленості тієї же поверхні відкритим небосхилом в 20000 лк, тобто КПО = 1%, що не відповідає нормативному КПО.

Розрахунок штучного освітлення проведемо для кімнати площею 20 м², ширина якої складає 5м, довжина – 4м, висота – 3м.

Скористаємося методом використання світлового потоку. Для визначення потрібної кількості світильників, які повинні забезпечити нормований рівень освітленості, визначимо світловий потік, що падає на робочу поверхню за формулою:

$$F = \frac{E \cdot K \cdot S \cdot Z}{\eta}, \quad (4.1.1)$$

де F – світловий потік, що розраховується, лм;

E – нормована мінімальна освітленість, лк; $E = 300$ лк;

S – площа освітлюваного приміщення (у нашому випадку $S=20$ м²);

Z – відношення середньої освітленості до мінімальної (зазвичай приймається рівним 1,1... 1,2, в нашому випадку $Z = 1,1$);

K – коефіцієнт запасу, що враховує зменшення світлового потоку лампи в результаті забруднення світильників в процесі експлуатації (його значення залежить

від типу приміщення і характеру робіт, що проводяться в ньому, в нашому випадку $K = 1,5$);

η – коефіцієнт використання світлового потоку, (виражається відношенням світлового потоку, що падає на розрахункову поверхню, до сумарного потоку всіх ламп, і обчислюється в долях одиниці; залежить від характеристик світильника, розмірів приміщення, забарвлення стін і стелі, що характеризуються коефіцієнтами відбиття від стін ($\rho_{\text{ст.}}$) і стелі ($\rho_{\text{стелі}}$)), значення коефіцієнтів дорівнюють $\rho_{\text{ст.}} = 40\%$ і $\rho_{\text{стелі}} = 60\%$.

Обчислимо індекс приміщення за формулою:

$$I = \frac{S}{h(A+B)}, \quad (4.1.2)$$

де S – площа приміщення, $S = 20 \text{ м}^2$; h – розрахункова висота підвісу, $h = 2,9 \text{ м}$; A – ширина приміщення, $A = 4 \text{ м}$; B – довжина приміщення, $B = 5 \text{ м}$.

Підставивши значення отримаємо:

$$I = \frac{20}{2,9*(4+5)} = 0,77 \quad (4.1.3)$$

Підставимо всі значення у формулу для визначення світлового потоку F :

$$F = \frac{300*1,5*20*1,1}{0,22} = 45000 \text{ лм} \quad (4.1.4)$$

Для освітлення використані люмінесцентні лампи типу ЛБ 40-1, світловий потік яких $F = 4320 \text{ лм}$. Розрахуємо необхідну кількість ламп у світильниках за формулою:

$$N = \frac{F}{F_{\text{л}}}, \quad (4.1.5)$$

де N – кількість ламп, що визначається; F - світловий потік, $F = 45000 \text{ лм}$; $F_{\text{л}}$ - світловий потік лампи, $F_{\text{л}} = 4320 \text{ лм}$

$$N = \frac{45000}{4320} = 11 \quad (4.1.6)$$

В приміщенні використовуються світильники типу ОД. Кожен світильник комплектується двома лампами. Тобто необхідно використовувати 6 світильників із 12 працюючими лампами в них. На момент атестації робочого місця оператора працювало 7 ламп, тому рівень штучного освітлення не задовольняв санітарним нормам . Для покращення умов праці рекомендуємо збільшити рівень загальної освітленості приміщення шляхом встановлення 5 додаткових ламп.

Напруженість праці. Оцінка напруженості праці здійснюється на підставі обліку всіх наявних значущих показників, які можуть перевищувати нормативні рівні. Спочатку встановлюється клас кожного з показників, що визначались. Кінцева оцінка напруженості праці встановлюється за показником, який має найвищий ступінь напруженості. У тих випадках, коли більше трьох показників мають оцінку 3.1 та 3.2, напруженість трудового процесу оцінюється на один ступінь вище, тобто класами 3.2-3.3.

Під час атестації робочого місця користувача ПК значущими є такі показники:

- інтелектуальні навантаження - належить до класу 3.1 (Передбачає рішення складних завдань з вибором за відомим алгоритмом (робота за серією інструкцій));
- розподіл функцій за ступенем складності завдання - належить до класу 2 (обробка, виконання завдання та його перевірка);
- характер виконуваної роботи належить до класу 2 (Робота за встановленим графіком з можливим його коректуванням у ході діяльності);
- навантаження на зоровий аналізатор (при відстані від очей працюючого до об'єкта розрізнення не більше 0,5 м), за тривалості зосередженого спостереження (% часу зміни) – належить до класу 2 (5,0...1,1 мм більше 50 % часу; 1,0...0,3 мм до 50 % часу; менше 0,3 мм до 25 %);
- спостереження за екранами терміналів (годин на зміну) - належить до класу 3.2 (більше 4 годин).
- монотонність праці. Кількість елементів (приймів, необхідних для реалізації простого завдання або в операціях, які повторюються багаторазово) - належить до класу 3.1 (5...3 прийоми).
- режим праці (Фактична тривалість робочого дня (год.)) - належить до класу 1 (6-7 годин).
- наявність регламентованих перерв та їх тривалість - належить до класу 2 (Перерви регламентовані, недостатньої тривалості: від 3 % до 7 % часу зміни).

Отже за даними атестації робоче місце за показниками напруженості трудового процесу відноситься до класу 3.1 - Шкідливий (напружена праця).

Шум. Як було вказано вище, в приміщенні знаходиться 5 робочих місць користувачів ЕОМ, кожне з яких устатковане монітором, вінчестером в системному блоці, трьома вентиляторами системи охолодження ПК та клавіатурою. Крім того поряд працює периферійна техніка. Таким чином у приміщенні мають місце шуми механічного і аеродинамічного походження, широкосмугові із аперіодичним підсиленням при роботі принтерів. Допустимий еквівалентний рівень шуму для робочого місця складає 65 дБА. Розрахуємо середній рівень шуму на робочому місці користувача під час роботи всієї вказаної техніки. Для цього потрібно врахувати рівні звукового тиску від різних джерел:

- жорсткий диск – 45 дБА;
- кулер – 45 дБА;
- принтер – 55 дБА;
- сканер – 50 дБА.

Рівень шуму, що виникає від декількох некогерентних джерел, що працюють одночасно, підраховується на підставі принципу енергетичного підсумовування рівня інтенсивності окремих джерел:

$$L_{\text{сер}} = 10 \lg \sum_{i=1}^n 10^{0.1 \cdot L_i}, \quad (4.1.7)$$

де L_i – рівень звукового тиску i -го джерела шуму; n - кількість джерел шуму.

Підставивши значення рівня звукового тиску для кожного виду устаткування у формулу, отримаємо:

$$L_E = 10 \lg(10^{4.5} + 10^{4.5} + 10^{5.5} + 10^5) = 57 \text{ Дб} \quad (4.1.8)$$

Отримані результати розрахунку порівнюються з допустимим значенням рівня шуму для даного робочого місця. Якщо розрахований рівень шуму перевищує допустиме значення, то необхідні спеціальні заходи зі зниження шуму. До них відносяться: облицьовування стін і стелі залу звукопоглинальними матеріалами, зниження шуму в джерелі, правильне планування устаткування і раціональна організація робочого місця оператора. Розраховане значення середнього рівня шуму не перевищує гранично допустимого рівня шуму для робочого місця оператора, тобто в спеціальних заходах зі зниження рівня шуму не має потреби.

Вплив електромагнітного випромінювання технології Wi-Fi. Випромінювання Wi-Fi мають дециметрові хвилі ультрависокої частоти - УВЧ (2,4 ГГц) та сантиметрові хвилі надвисокої частоти – СВЧ (5 ГГц). Таку ж характеристику мають відомі мікрохвилі і видимі промені світла. В Україні зазначені державні санітарні норми і правила стосовно роботи з джерелами електромагнітних полів [71], що встановлюють вимоги до умов праці працівників, що займаються виготовленням, експлуатацією, обслуговуванням ремонт обладнання, при роботі якого виникають постійні магнітні та електромагнітні випромінювання (ЕМВ) у діапазоні частот від 50,0 Гц до 300,0 ГГц.

Не менш важливою характеристикою є потужність випромінювання, але тут варто згадати заяву Британського Агентства з охорони здоров'я, що використовувати Wi-Fi доступ впродовж року – все одно що поговорити по мобільному двадцять хвилин, тому можна вважати, що Wi-Fi має низькорівневе випромінювання. Середня потужність випромінювання роутера не перевищує 100 мВт або 0,1 Вт, в той час як максимальна потужність випромінювання мобільного телефону – 2 Вт, а увімкнена мікрохвильовка виробляє близько 800 Вт, що в 800 000 разів більше сигналу роутера [72].

Для контролю ЕМВ існує безліч приладів, одним з яких є аналізатор потужності Wi-Fi Caterpillar (BVSsystems, США). Прилад розроблений спеціально для вимірювання потужності та частоти в діапазоні Wi-Fi, відрізняється унікальними можливостями по активації: в процесі вимірювання та аналізу рівня потужності, визначення каналу і частоти, а також складання профілю.

Таблиця 4.1.4 - Втрати при проходженні через завади

Завада	Додаткові втрати при проходженні (дБ)	Відсоток ефективної відстані, %
Відкритий простір	0	100
Вікно без тонування (відсутнє металізоване покриття)	3	70
Вікно з металізованим покриттям (тонуванням)	5-8	50
Стіна із дерева	10	30
Стіна міжкімнатна (16 см)	15-20	15
Стіна несуча (31 см)	20-25	10

Бетонна стеля або підлога	15-25	10-15
Цілісне залізобетонне перекриття	20-25	10

У будь-якому випадку, лікарі попереджають, що концентрований вплив обладнання з безпечним рівнем радіації може викликати проблеми в майбутньому, особливо у дітей. Але це всього лише теорія, заснована на знаннях фізики про те, як використання концентрації і потужності неіонізованих сигналів може вплинути на організм.

Дотримання вимог техніки безпеки при створенні прототипа

У приміщенні, де створюється прототип відбувається виконання паяльних робіт та робота зі струмом. Тому доречно буде розглянути питання безпеки при роботі з необхідною для цих видів робіт апаратурою.

Виконання паяльних робіт. При виконанні лудильних і паяльних робіт потрібно строго виконувати вимоги техніки безпеки, а також правила гігієни праці, а саме:

- при роботі з сірчаною і соляною кислотами необхідно строго дотримуватися запобіжних заходів. Сірчана кислота роз'їдає одяг і шкірний покрив людини, шкідливі і її пари; крім того, сірчана кислота в певних умовах вогнебезпечна. Сірчану кислоту необхідно зберігати в скляних бутлях з притертими пробками окремо від горючих речовин та оберігати бутлі від механічного пошкодження. Соляну кислоту також треба зберігати в скляних бутлях з притертими пробками;
- при переливанні кислоти з бутлів в робочі судини необхідно користуватися безпечними воронками і сифонами. Можливість розливання або розбризкування кислоти тоді майже виключається;
- не слід зберігати велику кількість кислот. Це абсолютно неприпустимо в умовах навчальних закладів. Зберігати кислоти треба в мінімальних кількостях і обов'язково в розведеному вигляді;
- при розведенні кислот необхідно обов'язково користуватися рукавицями та окулярами. Травлення кислотами повинно проводитися в окремому, добре

- вентилюваному приміщенні. Над травильними ваннами або судинами обов'язково влаштовуються ковпаки з витяжним пристроєм;
- лудильних і паяльні роботи не можна проводити поблизу легкозаймистих або вогненебезпечних матеріалів. Мінімальна відстань від таких матеріалів має становити 5 м;
 - при лудінні і паянні для захисту очей від бризок розплавленого металу або кислоти треба обов'язково надягати спеціальні окуляри;
 - при розігріванні паяльної лампи не можна надмірно накачувати в неї повітря; це може повести до вибуху і пожежі. Неприпустимо наливати пальне в неостиглу лампу. Крім того, пальне для розпалювання лампи не можна переливати через краю чашечки, наявної на лампі. Розпалювати можна тільки суху лампу. Не можна наповнювати лампу палим біля вогню, підігрівати її в горні, розпалювати від горна. Закінчивши роботу, треба випустити з паяльної лампи повітря;
 - при роботі електропаяльником потрібно завжди застосовувати цілком справний, перевірений паяльник і виробляти паяння в калошах або на гумовому килимку, маючи на руках гумові рукавички. Не слід допускати перегріву електропаяльника.

Електробезпека. Заходи електробезпеки, на які необхідно звернути особливу увагу:

1. Облаштування електромережі, зокрема:

- правильний розподіл навантаження на всі приміщення офісу;
- правильний розподіл електромережі за призначенням (наприклад: освітлення – це одна група, робоча зона – інша);
- якість самих комплектуючих електромережі (розетки, вимикачі, лампи, світильники);
- чи є потенціал для збільшення навантаження (на випадок створення додаткових робочих місць чи розширення компанії);
- використання офісного обладнання, в якому електроенергія застосовується за призначенням згідно з технічними рекомендаціями виробника.

2. Проведення інструктажів з охорони праці з питань електробезпеки.

Одним з важливих заходів попередження електротравматизму є проведення інструктажів з охорони праці з питань електробезпеки. Доцільно проводити інструктажі у формі співбесіди. З власного досвіду можу сказати, що нерідко працівники мають дуже віддалені поняття про небезпеку електроструму.

Тому під час проведення вступного інструктажу варто більш детально зупинитись на наступних питаннях:

- небезпека електроструму;
- дія струму на тіло людини та можливі наслідки для життя та здоров'я;
- фактори, за яких людина може потрапити під дію струму;
- перша допомога при ураженні електричним струмом;
- як вберегти себе та оточуючих від вражаючих факторів струму при стихійних лихах, аваріях.

4.2 Заходи захисту програмного продукту від кібератак

Загальні заходи безпеки під час влаштування кібератак

Проблема захисту інформації є багатоплановою і комплексною та охоплює такі важливі завдання, як забезпечення конфіденційності даних, ідентифікація користувача шляхом аналізу коду, що використовується ним для підтвердження своїх прав на доступ в систему, на роботу з даними і на їх зміну. Кожен серйозний збій в роботі комп'ютерної мережі веде до відчутних матеріальних втрат. Жодні апаратні, програмні і будь-які інші рішення не зможуть гарантувати абсолютну надійність і безпеку даних в комп'ютерних системах, але лише при комплексному підході до питань безпеки можливо звести ризик втрат до мінімуму.

Для вирішення проблеми безпеки інформації необхідним є поєднання як правових заходів, так і організаційних та програмно-технічних. Джерелами дестабілізуючих чинників можуть бути як компоненти ІС, так і зовнішнє середовище, окремі особи або групи осіб, що мають стосунок до функціонування ІС і дії яких можуть стати причиною порушення захищеності інформації; технічні пристрої, моделі алгоритми і програми, технологія функціонування.

Одним з основних видів загроз цілісності і конфіденційності інформації, а також працездатності комп'ютерних систем є навмисні загрози, реалізація яких заздалегідь планується зловмисником для нанесення шкоди. Захист від комп'ютерних вірусів та інших програмних дій і змін є самостійним напрямком захисту процесів опрацювання інформації в комп'ютерній системі. Безпека даних є однією з головних проблем в інтернеті. Даний тип атак на додатки або сервіси, які здійснюються деякими особами або ж групою осіб називаються кібератаками.

Проблеми інформаційної безпеки постійно посилюються процесами проникнення у всі сфери суспільства технічних засобів опрацювання і передавання даних. Це дає підставу розглянути проблему комп'ютерного права, одним з основних аспектів якої є комп'ютерні злочини. Об'єктами зазіхань можуть бути як технічні засоби (комп'ютерні і периферійні пристрої), так і програмне забезпечення і бази даних.

Кожен збій роботи комп'ютерної мережі – це не лише “моральний” збиток для працівників підприємства і мережевих адміністраторів. На сьогоднішній день сформульовано три базові принципи, якими повинна відповідати інформаційна безпека:

- цілісність даних – захист від збоїв, що ведуть до втрати інформації, а також захист від неавторизованого створення або знищення даних;
- конфіденційність інформації;
- доступність інформації для всіх авторизованих користувачів.

Слід зазначити, що окремі сфери діяльності (банківські і фінансові інститути, інформаційні мережі, системи державного управління, оборони і спеціальні структури) вимагають специфічних заходів безпеки і пред'являють підвищені вимоги до надійності функціонування інформаційних систем відповідно характеру і важливості завдань, що ними вирішуються.

При розробленні інформаційних систем питання інформаційної безпеки стають першочерговими. Відомо багато заходів, скерованих на реалізацію безпеки, основними з яких є технічні, організаційні та правові.

До технічних заходів належать захист від несанкціонованого доступу до системи резервування особливо важливих підсистем, організація комп'ютерних мереж з можливістю перерозподіл ресурсів у випадку порушення працездатності окремих ланок, встановлення устаткування виявлення і гасіння пожеж і устатковування виявлення витоків води, використання конструктивних заходів захисту від крадіжок, саботажу, диверсій, вибухів, встановлення резервних систем електроживлення, оснащення приміщень замками, встановлення сигналізації і т. ін.

До правових заходів належать розроблення норм, що встановлюють відповідальність за комп'ютерні злочини, передбачають захист авторських прав програмістів, а також вдосконалення кримінального і цивільного законодавства, процесу судочинства. До правових заходів належать і питання суспільного контролю за розробниками інформаційних систем і прийняття міжнародних договорів, що регламентують цю діяльність.

Заходи безпеки у випадку кібератаки на власну систему

Складність створення системи захисту інформації визначається тим, що дані можуть бути викрадені з комп'ютера й одночасно залишатися на місці; цінність даних для порушника полягає у володінні ними, а не в знищенні або зміні.

Засоби захисту інформації не можна проектувати, купувати або встановлювати до тих пір, поки не проведений відповідний аналіз. Аналіз ризику повинен дати об'єктивну оцінку багатьох чинників (схильності до появи порушення роботи системи, вірогідності появи порушення роботи, збитку від комерційних втрат, зменшення коефіцієнта готовності системи, суспільних стосунків, юридичних проблем) і надати інформацію для визначення відповідних типів і рівнів безпеки. Комерційні організації всі більшою мірою переносять критичну корпоративну інформацію з великих комп'ютерних систем в середовище відкритих систем і зустрічаються з новими і складними проблемами при реалізації і експлуатації систем безпеки. При збільшенні міри розподіленості зростає також і ризик неавторизованого доступу до даних і їх спотворення.

Шифрування даних традиційно використовувалося урядовими і оборонними відомствами, але у зв'язку з необхідністю захисту комерційної таємниці приватні

компанії теж починають використовувати можливості, що надаються шифруванням, для забезпечення конфіденційності інформації. Слід підкреслити, що жодні апаратні, програмні і будь-які інші рішення не зможуть гарантувати абсолютну надійність і безпеку даних в комп'ютерних системах. В той же час звести ризик втрат до мінімуму можливо лише при комплексному підході до питань безпеки.

Захистом інформації є комплекс заходів, скерованих на забезпечення найважливіших аспектів інформаційної безпеки (цілісності, доступності, конфіденційності інформації і ресурсів, що використовуються для введення, зберігання, опрацювання й передачі даних).

Систему можна вважати безпечною, якщо вона використовуючи відповідні апаратні й програмні засоби, управляє доступом до інформації так, що лише належним чином авторизовані особи або ж процеси, що діють від їх імені, отримують право читати, записувати, створювати і видаляти інформацію.

Основними складовими розробленої системи і аспектами інформаційної безпеки є:

- захист інформації (у сенсі охорони персональних даних й інших видів інформації обмеженого поширення);
- захищеність інформації і інфраструктури, що її підтримає, від випадкових або навмисних дій природного або штучного характеру;
- захищеність потреб громадян, окремих груп і соціальних прошарків, масових об'єднань людей в якісній інформації, необхідність для їх життєдіяльності, освіти й розвитку.

Також серед запроваджених мір захисту в розробленій системі наявні наступні:

- ідентифікація і аутентифікація (окрім перевірки достовірності користувача наявні функції для реєстрації нових й видалення старих, в тому числі перевірка аутентифікаційної інформації, а також засобів контролю цілісності і функції обмеження кількості повторних спроб аутентифікації);
- управління доступом (в тому числі функції безпеки, які забезпечують: тимчасове обмеження доступу до об'єктів, що спільно використовуються, з метою підтримання цілісності цих об'єктів; управління поширенням прав

- доступу; контроль за здобуттям інформації шляхом логічного виведення і агрегації даних);
- аудит (незалежний контроль);
 - точність інформації (підтримання відповідності між різними частинами даних і забезпечення незмінності даних при передаванні між процесами).

Висновки до розділу 4

Вивчення й вирішення проблем, пов'язаних із забезпеченням здорових і безпечних умов, у яких відбувається праця людини – одне з найбільш важливих завдань у розробці нових технологій і систем виробництва.

В даному розділі дипломної роботи виконано аналіз факторів виробничого середовища та трудового процесу на робочому місці проєктанта Wi-Fi приладів доказового моніторингу. Встановлено, що більшість з них відповідають існуючим санітарно-гігієнічним вимогам.

Виконано розрахунок загального рівномірного штучного освітлення у робочій зоні виробничого об'єкту, що дозволяє модернізувати існуюче освітлення та компенсувати його недостатність.

Розглянуто питання техніки безпеки при виконанні паяльно-лудильних робіт в умовах обмеженого виробничого простору, а також електробезпеки та пожежної безпеки.

Крім того, розглянуто загальні принципи та засоби забезпечення захисту програмного продукту від кібератак, а також їх адаптація на власну захисну систему.

ВИСНОВКИ

За результатами виконання дослідження:

1. Проаналізувавши існуючі рішення, були виявлені позитивні та негативні сторони їх роботи;
2. Було запропоновано проєкт модуля збору, протоколювання, стиснення та передачі відео та параметричної інформації
3. Виконано аналіз статистичних даних;
4. Було проведено аналіз існуючих алгоритмів стиснення зображень та параметричної інформації;
5. Були проведено моделювання алгоритмів стиснення зображень та параметричної інформації;
6. Розроблено програмне забезпечення для модулів збору, протоколювання, стиснення та передачі даних.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. Gay V, Leijdekkers P. A health monitoring system using smart phones and wearable sensors. *Int J ARM*. 2007;8(2):29–35.
2. Otto CA, Jovanov E, Milenkovic A. A WBAN-based system for health monitoring at home. In: 2006 3rd IEEE/EMBS International Summer School on Medical Devices and Biosensors. IEEE, pp 20–23 2006.
3. Baraka A, Shokry A, Omar I, Kamel S, Fouad T, El-Nasr MA, Shaban H. A WBAN for human movement kinematics and ECG measurements. *E-Health Telecommun Syst Netw*. 2012;1(02):19.
4. Roşu M, Paşca S. A WBAN-ECG approach for real-time long-term monitoring. In: 2013 8TH International symposium on advanced topics in electrical engineering (ATEE). IEEE, pp 1–6 2013.
5. Al Rasyid MUH, Lee BH, Sudarsono A. Implementation of body temperature and pulseoximeter sensors for wireless body area network. *Sens Mater*. 2015;27(8):727–732.
6. Kommey B, Kotey SD, Opoku D. Patient medical emergency alert system 2018.
7. Saha R, Biswas S (2018) Analytical study on data transmission in WBAN with user mobility support. In 2018 International Conference on Wireless Communications, Signal Processing and Networking (WiSPNET). IEEE, pp. 1- 5.
8. Lee YD, Chung WY. Wireless sensor network based wearable smart shirt for ubiquitous health and activity monitoring. *Sens Actuators B: Chem*. 2009;140(2):390–395.
9. Burns A, Greene BR, McGrath MJ, O’Shea TJ, Kuris B, Ayer SM, Cionca V. SHIMMERTM—a wireless sensor platform for noninvasive biomedical research. *IEEE Sens J*. 2010;10(9):1527–1534.
10. Chen CM. Web-based remote human pulse monitoring system with intelligent data analysis for home health care. *Expert Syst Appl*. 2011;38(3):2011–2019.
11. Pawar PA. Heart rate monitoring system using IR base sensor and Arduino Uno. In: 2014 Conference on IT in Business, Industry and Government (CSIBIG) IEEE. pp. 1–3. 2014

12. Abdullah A, Ismael A, Rashid A, Abou-ElNour A, Tarique M. Real time wireless health monitoring application using mobile devices. *Int J Comput Netw Commun (IJCNC)* 2015;7(3):13–30. doi: 10.5121/ijcnc.2015.7302.
13. Wannenburg J, Malekian R. Body sensor network for mobile health monitoring, a diagnosis and anticipating system. *IEEE Sens J.* 2015;15(12):6839–6852. doi: 10.1109/JSEN.2015.2464773.
14. Fan K, Wang P, Zhuang S. Human fall detection using slow feature analysis. *Multimed Tools Appl.* 2019;78:9101–9128. doi: 10.1007/s11042-018-5638-9.
15. Saha R, Naskar S, Biswas S, Saif S. Performance evaluation of energy-efficient routing with or without relay in medical body sensor network. *Health Technol.* 2019;9(5):805–815. doi: 10.1007/s12553-019-00346-z.
16. Zhang J. Intelligent temperature sensor DS18B20 and its application. *Instrum Technol.* 2010;4:68–70.
17. Hongru D., Goyea T. Novel coronavirus (COVID-19) cases. Johns Hopkins University, Baltimore, Maryland. 2020, <https://coronavirus.jhu.edu/>
18. Hypoxemia: Symptoms, Causes, Treatments. Cleveland Clinic. 2020, <https://my.clevelandclinic.org/health/diseases/17727-hypoxemia>.
19. Pourhomayoun M., Alshurafa N., Dabiri F., et al. Why do we need a remote human-health monitoring system? A study on predictive analytics for heart failure patients. 11th International Conference on Body Area Networks; 2016; Turin, Italy. [Google Scholar]
20. Islam M. M., Rahmanand A., Islam M. R. Development of smart healthcare monitoring system in IoT environment. *SN Computer Science* . 2020;1(3) doi: 10.1007/s42979-020-00195-y.
21. Prof. Dr. Pawel Strumillo Topical Collection "Medical Applications of Sensor Systems and Devices, https://www.mdpi.com/journal/sensors/topical_collections/MASSD.
22. Types of medical sensors | Functions of medical sensors, <https://www.rfwireless-world.com/Articles/Medical-sensor-basics-and-medical-sensor-types.html>.

23. CONTEC FDA&CE ICU CCU Vital Signs Patient Monitor, 6 Parameters CMS8000 – ContecEurope, <https://contecmed.eu/products/contec-fda-ce-icu-ccu-vital-signs-patient-monitor-6-parameters-cms8000>.
24. Cooking Hacks e-Health Sensor Shield V2.0 for Arduino, Raspberry Pi and Intel Galileo, <https://www.cooking-hacks.com/ehealth-sensor-shield-biometric-medical-arduino-raspberry-pi.html>.
25. MySignals Device Libelium Comunicaciones, <http://www.my-signals.com>.
26. US20160066829A1 - Wearable mental state monitor computer apparatus, systems, and related methods, <https://patents.google.com/patent/US20160066829A1/en>.
27. US10448867B2 - Wearable gait monitoring apparatus, systems, and related methods, <https://patents.google.com/patent/US10448867B2/en>.
28. US8948832B2 - Wearable heart rate monitor, <https://patents.google.com/patent/US8948832B2/en>.
29. US6544173B2 - Patient monitoring system, <https://patents.google.com/patent/US6544173B2/en>.
30. WO2004036390A3 - Patient activity monitor, <https://patents.google.com/patent/WO2004036390A3>.
31. US20030010345A1 - Patient monitoring devices and methods, <https://patents.google.com/patent/US20030010345>.
32. Verkada - <http://verkada.com/security-cameras/dome/#overview>.
33. ESP32 - <https://www.espressif.com/en/products/socs/esp32>.
34. Raspberry Pi 4 - <https://www.raspberrypi.com/products/raspberry-pi-4-model-b/>.
35. Pulse Express Pulse-Ox & Heart Rate Sensor with MAX32664 - <https://protocentral.com/product/pulse-express-pulse-ox-heart-rate-sensor-with-max32664/>.
36. Sayood K, Introduction to Data Compression, third ed., Morgan Kaufmann, San Francisco, 2006.
37. S. K. Singh and S. Kumar, “Mathematical Transforms and Image Compression: A review”, Maejo. Int. J. Sci. Technol pp. 235-249, 2010.

38. Salomon David, *A Concise Introduction to data compression*, Springer-Verlag, London, 2008.
39. S. Lee, "Compression image reproduction based on block decomposition", *IET Image Processing*. Vol.3, No.5, pp. 188-199, 2009.
40. Taubman David, Marcellin M, *JPEG2000 Image Compression fundamentals, Standards and Practice*, Kluwer Academic Publishers, Boston, 2002.
41. R. Mukundan, "Transform Coding Using Discrete Tchebichef Polynomials", *Proceedings IASTED International Conference on Visualization Imaging and Image Processing*, pp. 270-275, 2006.
42. Pratiapati S, Swamy M, Meher P, "A Comparison of Integer Cosine and Tchebychev Transforms for Image Compression Using Variable Quantization", *Journal of Signal and Information Processing*, Vol. 6, pp. 203-216, 2015.
43. Senapati R, Pati U, Mahapatra K, "Reduced memory, low complexity embedded image compression algorithm using hierarchical listless discrete Tchebichef transform", *IET Image Processing*, Vol. 8, No.4, pp. 213-238, 2014.
44. Pan Z, Kotani K and Ohmi T, "Fast Encoding Method for Image Vector Quantization by Using Partial Sum Concept in Walsh Domain", *IEEE Signal Processing Conference*, 4p, 2005.
45. GERSHO A, "On the Structure of Vector Quantizers", *IEEE Trans. on Inform. Theory*, Vol. 28, 1982.
46. Zhong S, Chin F, Yun Shi Q, "Adaptive hierarchical vector quantization for image coding: new results", *Optical Engineering*, Vol.34, pp. 2912-2917, 1995.
47. Chuang J, Hu Y, "An adaptive image authentication scheme for vector quantization compressed image", *Elsevier J. Vis. Commun. Image R*, Vol. 22, pp. 440-449, 2011.
48. Setiawan A, Suksmono A and Mengko T, "Color Medical Image Vector Quantization Coding Using K-Means: Retinal Image", *Springer IFMBE Proceedings*, Vol. 23, pp. 911-914, 2009.

49. Shakibaei Asli B, Paramesran E, Lim C, “The fast recursive computation of Tchebichef moment and its inverse transform based on Z-transform”, Elsevier Digital Signal Processing, Vol.23, No.5, pp.1738-1746, 2013.
50. Ernawan F and Azman Abu N, “Efficient Discrete Tchebichef on Spectrum Analysis of Speech Recognition”, International Journal of Machine Learning and Computing, Vol.1, pp. 1-6, 2011.
51. Xiao B, Lu G, Zhang Y, Li W, Wang G, “Lossless image compression based on integer Discrete Tchebichef Transform”, Elsevier Neurocomputing, Vol. 214, pp. 587- 593, 2016.
52. Gegum A, Manimegali D, Abudhahir A, Baskar S, “Evolutionary optimized discrete Tchebichef moments for image compression applications, Turk J Elec Eng & Comp Sci, Vol.24“ pp. 3321-3334, 2016. doi:10.3906/elk-1403-318.
53. Chirikjian G and Kyatkin A 0233 Engineering Applications of Noncommutative Harmonic Analysis: With Emphasis on Rotation and Motion Groups, CRC Press LLC, Boca Raton, Florida, 2000. ISBN: 0-8493-0748-1
54. Aloui N, Bousselmi S, Cherif A., “Speech Compression Based on Discrete Walsh Hadamard Transform”, Int.J. Information Engineering and Electronic Business, Vol.3, pp. 59-65, 2013.
55. Karagodin M, Polytech T, Russia U, Osokin A, “Image [51] Compression by Means of Walsh Transform”, IEEE Modern Technique and Technologies, pp. 173–175, 2002.
56. Linde Y, Buzo A, Gray M, “An Algorithm for Vector [52] Quantizer Design”, IEEE Transactions on Communications, Vol. 28, No. 1, pp. 84- 95, 1980.
57. Nagaradjane P, Swaminathan S, Krishnan S, “Performance of space-division multiple-access system using preprocessing based on feedback of vector- quantized channel spatial information”, Elsevier Computers and Electrical Engineering, Vol.40, pp. 1316– 1326, 2014.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.compeleceng.2014.01.002>.
58. Cosman P, Gray R and Vetterli M, “Vector Quantization of Image Subbands: A Survey”, IEEE Transactions on Image Processing, Vol.5, No.3, pp. 202-224, 1996.

59. Dhanachandra N, Manglem K and Jina Chanu Y, "Image Segmentation using K-means Clustering Algorithm and Subtractive Clustering Algorithm", Elsevier Procedia Computer Science, Vol.54, pp. 764 – 771, 2015.
60. Tomasz Biskup M and Plandowski W, "Shortest Synchronizing Strings for Huffman Codes", Elsevier Theoretical Computer Science, Vol.410, No. 30-40, pp. 3925-3941, 2009.
61. S. Shunmugan, P. Arockia Jansi Rani, "Secured Lossy Color Image Compression Using Permutation and Predictions", International Journal of Image, Graphics and Signal Processing (IJIGSP), Vol.9, No.6, pp.29-36, 2017. DOI: 10.5815/ijigsp.2017.06.04
62. Ananthi V, Balasubramaniam P, "A new image denoising method using interval-valued intuitionistic fuzzy sets for the removal of impulse noise", Elsevier Signal Processing, Vol.121 pp. 81-93, 2015.
63. Shchelkalyn V. N. Systemnyi podkhod k syntezy matematycheskykh modelei prohozyrovaniya vzaymosv'yazannykh nestatsyonarnykh vremennykh riadov // Vostochno-Evropeyskiy zhurnal peredovykh tekhnolohiyi. 2015. T. 2, № 4 (74). S. 21–35. doi: <https://doi.org/10.15587/1729-4061.2015.40065>.
64. Trunov A. Recurrent Approximation in the Tasks of the Neural Network Synthesis for the Control of Process of Phototherapy // Computer Systems Healthcare and Medicine. Denmark, 2017. P. 213–248.
65. Державні санітарні правила і норми ДСанПіН 5.5.6.009-98 Влаштування і обладнання кабінетів комп'ютерної техніки в навчальних закладах та режим праці учнів на персональних комп'ютерах. Державні санітарні правила та норми (згідно з наказом від 30.12.1998 N 9).
66. Державні санітарні правила і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин ДСанПіН 3.3.2.007-98 (згідно з наказом від 10.12.98 № 7).
67. Наказ від 31.10.2016 № 287 Про затвердження ДБН В.1.1-7:2016 Пожежна безпека об'єктів будівництва. Загальні вимоги.

68. Катренко Л. А., Катренко А. В. Охорона праці в галузі комп'ютерингу. Львів: Магнолія-2006, 2012. 544 с.
69. Желібо Є. П. Заверуха Н.М., Зацарний В.В. Безпека життєдіяльності. Навчальний посібник. / За ред. Желібо Є. П. 4-е видання. – К.; Каравела, 2004. 328 с.
70. НПА ОП 0.00-1.28-10 Правила охорони праці під час експлуатації електронно-обчислювальних машин.
71. Верховна Рада України. Міністерство Охорони Здоров'я. Про затвердження Державних санітарних норм та правил при роботі з джерелами електромагнітних полів [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/z0203-03#Text> (Дата звернення 14.06.22).
72. Макснет [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://blog.maxnet.ua/2018/04/vliyaniye-signal-a-wi-fi-na-zdorovye-cheloveka-mify-i-realnost/> (Дата звернення 14.06.22).
73. Наказ Про затвердження Загальних вимог стосовно забезпечення роботодавцями охорони праці працівників - Режим доступу: https://hrliga.com/index.php?module=norm_base&op=view&id=715 (Дата звернення 15.06.22).