МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ЗАПОРІЗЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

ІНЖЕНЕРНИЙ НАВЧАЛЬНО-НАУКОВИЙ ІНСТИТУТ
ім. Ю.М. ПОТЕБНІ

Кафедра електричної інженерії та кіберфізичних систем
(повна назва кафедри)

Кваліфікаційна робота (проєкт)

другого (бакалаврського) рівня освіти
(рівень вищої освіти)

на тему Проект моніторингу стану людини. Система автоматизованого контролю в режимі реального часу

Виконав: студент 4 курсу, групи 6.1743-с2
спеціальності 174 «Автоматизація, комп'ютерно-інтегровані технології та робототехніка

освітньої програми Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології

Гольда Р.П.

Керівник професор, доктор т. н. Пазюк Ю.М.
(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)
Рецензент _____

Запоріжжя 2026

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ЗАПОРІЗЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ІНЖЕНЕРНИЙ НАВЧАЛЬНО-НАУКОВИЙ ІНСТИТУТ
ім. Ю.М. ПОТЕБНІ

Кафедра електричної інженерії та кіберфізичних систем
Рівень вищої освіти другий (бакалаврський)
Спеціальність 174 «Автоматизація, комп'ютерно-інтегровані технології та робототехніка
(код та назва)
Спеціалізація
(код та назва)
Освітня програма Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології

З А В Д А Н Н Я
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ (ПРОЄКТ) СТУДЕНТОВІ
Гольда Роман Павлович
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи (проекту) Проект моніторингу стану людини. Система автоматизованого контролю в режимі реального часу
роботи Пазюк М.Ю, професор, доктор т. н.
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)
затверджені наказом ЗНУ від «23» грудня 2025 року № 1833-с
2. Строк подання студентом роботи 14 червня 2026 р.
3. Вихідні дані до роботи технічна документація, технологічні інструкції, дані, отримані під час проходження виробничої практики
4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити) аналіз існуючого рівня автоматизації; розробка схеми інформаційних потоків; розробка технічного завдання; структура програмно-технічного комплексу; проєктування системи контролю в режимі реального часу; розробка технічної документації; техніко-економічних показники; охорона праці, пожежна безпека
5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень): функціональна схема автоматизації, принципові електричні схеми, монтажно-комутаційна схема, схема зовнішніх з'єднань креслень) презентація роботи

6. Консультанти розділів роботи.

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
1	професор, Пазюк М.Ю.		
2	професор, Пазюк М.Ю.		
3	професор, Пазюк М.Ю.		
4	професор, Пазюк М.Ю.		
5	професор, Пазюк М.Ю.		
6	професор, Пазюк М.Ю.		

7 Дата видачі завдання 14.04.2026 р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів кваліфікаційної роботи	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	Аналіз існуючого рівня автоматизації	21.04-27.04.26	
2	Розробка схеми інформаційних потоків	28.04-04.05.26	
3	Розробка технічного завдання	05.05-07.05.26	
4	Вибір структури та складу програмно-технічного комплексу	08.05-10.05.26	
5	Проєктування системи регулювання температури	08.05-14.05.26	
6	Розробка технічної документації	15.05-18.05.26	
7	Розрахунок системи автоматизації та показників її надійності	19.05-21.05.26	
8	Розрахунок техніко-економічних показників	22.05-23.05.26	
9	Розгляд питань охорони праці та техногенної безпеки	24.05-25.05.26	
10	Розробка презентації роботи, проходження нормконтролю, підготовка доповіді	26.05 – 10.06.26	

Студент _____ Роман ГОЛЬДА
(підпис) (ініціали та прізвище)

Керівник роботи (проекту) _____ Михайло ПАЗЮК
(підпис) (ініціали та прізвище)

Нормоконтроль пройдено

Нормоконтролер _____ Андрій КОЛОСОК
(підпис) (ініціали та прізвище)

РЕФЕРАТ

Гольда Р. П. Проект моніторингу стану людини. Система автоматизованого контролю в режимі реального часу.

Кваліфікаційна робота бакалавра на здобуття вищої освіти за спеціальністю 174 «Автоматизація, комп’ютерно-інтегровані технології та робототехніка», науковий керівник М.Ю. Пазюк, Запорізький національний університет, Інженерний науково-навчальний інститут ім. Ю.М. Потебні, кафедра електричної інженерії та кіберфізичних систем. Запоріжжя, 2026.

Метою роботи є проектування, розробка та аналіз функціонування автоматизованої системи для моніторингу фізіологічного стану людини.

У рамках кваліфікаційної роботи спроєктовано трирівневу архітектуру Інтернету речей (IoT), яка забезпечує безперервний збір, фільтрацію та передачу біомедичних показників (ЕКГ, артеріального тиску та температури тіла) через бездротовий канал Bluetooth на локальний мобільний шлюз і віддалений вебсервер. Апаратна частина нижнього рівня реалізована на базі мікроконтролера Arduino Uno з інтеграцією прецизійного 16-бітного АЦП ADS1115, аналогового драйвера AD8232 та інструментального підсилювача AD620 для високоточного відстеження осциляцій і тонусу м'язів. Програмна частина містить алгоритми безвтратного стиснення та шифрування даних, а також кросплатформений вебзастосунок для фіксації та візуалізації соматичного статусу пацієнтів у реальному часі, що оптимізує процес їхньої постінсульної реабілітації в домашніх умовах.

Кваліфікаційна робота бакалавра складається з вступу, шести розділів, висновків, переліку джерел посилання з 35 найменувань, викладена на 79 сторінках машинописного тексту, включаючи 23 рисунка, 3 таблиці, 2 доданка та 9 аркушів графічного матеріалу.

Ключові слова: автоматизована система моніторингу, Інтернет речей (IoT), біомедичні сигнали, мікроконтролер, електрокардіографія, осцилометрична тонометрія, бездротова передача даних, вебзастосунок, реабілітація.

ЗМІСТ

ВСТУП 6
1. ОПИС ОБ'ЄКТА АВТОМАТИЗАЦІЇ 8
1.1 Технологічний опис об’єкта автоматизації 8
1.2 Технологічний процес 12
1.3 Постановка задачі проєктування системи автоматизації 21
2 ВИМОГИ ДО СИСТЕМИ АВТОМАТИЗАЦІЇ 24
3 МОДЕЛЮВАННЯ ТА ІДЕНТИФІКАЦІЯ ОБ’ЄКТА КЕРУВАННЯ 29
4. ПРОЄКТУВАННЯ СИСТЕМИ РЕГУЛЮВАННЯ ТЕМПЕРАТУРИ 34
4.1 Алгоритм роботи автоматизованої системи 34
4.2 Структура автоматизованої схеми моніторингу стану людини 38
4.3 Вибір та обґрунтування технічних засобів САУ 41
4.4 Функціональні схеми автоматизації управління 49
4.5 Принципова схема з’єднання між собою технічних засобів автоматизації .. 53
5. ОХОРОНА ПРАЦІ І ТЕХНОГЕННА БЕЗПЕКА 56
5.1 Аналіз потенційних небезпек 56
5.2 Заходи безпеки обслуговуючого персоналу 59
5.3 Заходи з виробничої санітарії і гігієни праці 62
5.4 Заходи з пожежної безпеки 64
6. ТЕХНІКО–ЕКОНОМІЧНЕ ОБГРУНТУВАННЯ ПРОЕКТУ 66
6.1 Формування бюджету компаній медичних технологій 66
6.2 Економічні бенефіти для користувачів розробленого застосунку 68
6.3 Перспективи розвитку сервісу моніторингу стану людини 69
ВИСНОВКИ 71
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ 74
ДОДАТКИ

ВСТУП

Сучасний вектор розвитку охорони здоров’я спрямований на інтеграцію комп’ютеризованих технологій, що відкриває широкі перспективи для створення інноваційних рішень. Серед них особливе місце посідають автоматизовані системи моніторингу життєдіяльності людини. Актуальність їх впровадження зумовлена стрімким поширенням хронічних патологій, пріоритетністю превентивного підходу в медицині та запитом на персоналізовану терапію. Завдяки безперервному збору, обробці та аналізу біомедичних показників у режимі реального часу, такі системи забезпечують раннє виявлення соматичних відхилень, мінімізують ризики ускладнень та підвищують загальну якість медичного обслуговування.

Синергія медичних інновацій та IT-рішень перетворює моніторингові комплекси на базовий інструмент сучасних клінік. Використання IoT-архітектури, сенсорних мереж та інтелектуальних алгоритмів дозволяє створювати універсальні платформи як для стаціонарів, так і для повсякденного дистанційного контролю. Популяризація смарт-гаджетів, розвиток бездротового зв'язку, сучасних мікроконтролерів та мультиплатформного вебпрограмування суттєво спрощують практичну інтеграцію таких систем у сферу охорони здоров'я.

Мета дослідження – проектування, розробка та аналіз функціонування автоматизованої системи для моніторингу фізіологічного стану людини.

Об’єкт дослідження – процеси та комплекси автоматизованого контролю стану здоров'я пацієнта.

Предмет дослідження – методичні, моделізовані, апаратні та програмні інструменти дистанційного відстеження соматичних показників.

Для реалізації визначеної мети необхідно вирішити такі завдання:

1. Надати загальну характеристику об’єкта дослідження.

2. Проаналізувати сучасні технології, методики та технічні засоби біомедичного контролю.

3. Побудувати математичну модель функціонування моніторингової системи.

4. Спроектувати апаратну архітектуру автоматизованого комплексу.

5. Обрати комплекс технічного обладнання та обґрунтувати його вибір.

6. Обґрунтувати заходи з охорони праці, проаналізувати виробниче середовище та мінімізувати вплив негативних факторів.

7. Розрахувати техніко-економічні показники проєкту та оцінити доцільність впровадження системи.

Наукова новизна одержаних результатів полягає у створенні комплексної архітектури автоматизованої системи моніторингу, яка інтегрує сучасні IoT-технології та мультиплатформенні веб-рішення для безперервного контролю стану людини в режимі реального часу. Вперше запропоновано математичну модель функціонування системи, що враховує динаміку зміни кількох фізіологічних показників одночасно для раннього виявлення соматичних відхилень. Подальшого розвитку набули методи дистанційного біомедичного моніторингу за рахунок оптимізації алгоритмів обробки та візуалізації даних, що дозволило підвищити точність оцінки ризиків як у клінічних умовах, так і в повсякденному житті.

1. ОПИС ОБ'ЄКТА АВТОМАТИЗАЦІЇ

1.1 Технологічний опис об’єкта автоматизації

Процеси метаболізму в організмі людини відбуваються безперервно, а біосигнали, які генеруються при цьому, безпосередньо відображають ключові показники життєдіяльності та дозволяють прогнозувати загальний фізичний стан. Безперервне відстеження таких параметрів має критичне значення для своєчасної діагностики патологій і загального контролю здоров'я людини [23, 24].

Організм є джерелом різноманітних фізіологічних сигналів, причому такі процеси, як серцева діяльність та респіраторна функція, не припиняються навіть у стані повного спокою. На рис. 1.1 систематизовано основні типи біосигналів, які піддаються реєстрації: фізичні (електрична активність, артеріальний тиск, термометрія) та хімічні (склад слини, крові, слізної рідини та поту).

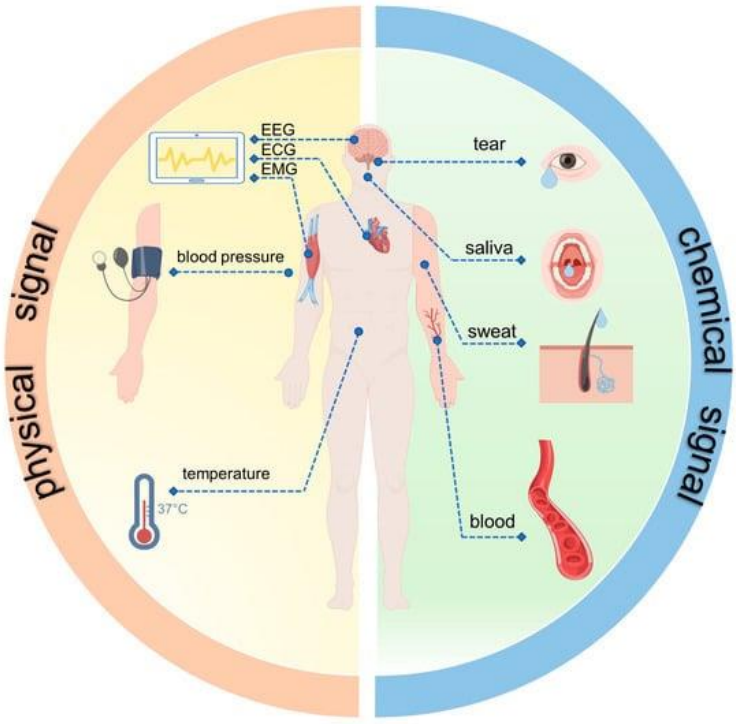


Рисунок 1.1 – Фізичні сигнали та хімічні сигнали, які можуть бути зібрані з людського тіла [23]

Реєстрація та аналіз фізіологічних маркерів є фундаментальною основою для комплексного контролю стану здоров'я людини [25]. У таких системах сенсори виконують роль первинних перетворювачів («очей» системи), що диференціюють різноманітні параметри життєдіяльності. Оскільки сенсорні елементи функціонують на основі різних фізико-хімічних принципів, критично важливим є чітке розуміння класифікації сигналів людського тіла. Залежно від своєї природи, вони поділяються на дві макрокатегорії: фізичні та хімічні (біохімічні).

1. Фізичні сигнали.

Фізичні сигнали є матеріальними носіями інформації, які відображають динаміку функціонування внутрішніх систем організму, кодують його поточний стан та дозволяють прогнозувати потенційні патологічні ризики. До цієї групи належать електрофізіологічні показники, артеріальний тиск, температурні коливання, параметри респіраторної системи та кінематичні характеристики руху.

Електрофізіологічні сигнали. Пов'язані з регулярною електричною активністю клітин і тканин як у стані спокою, так і під час функціональних навантажень. Серед них виділяють:

– сигнали ЕЕГ (електроенцефалографія) – відображають біоелектричну активність головного мозку;

– сигнали ЕКГ (електрокардіографія) – фіксують зміни потенціалів серцевого м'яза протягом кардіоциклу, що є базою для кардіомоніторингу;

– сигнали ЕМГ (електроміографія) – реєструють електричну активність скелетних м'язів під час їх скорочення, що активно застосовується у спортивній медицині та реабілітації.

Сучасний розвиток мікроелектроніки дозволяє інтегрувати цифрові фільтри безпосередньо в сенсорні модулі для первинного очищення ЕКГ та ЕМГ сигналів від артефактів руху.

Артеріальний тиск (АТ). Представляє собою гідродинамічний тиск крові на одиницю площі судинної стінки. Безперервний моніторинг коливань АТ є життєво необхідним для пацієнтів із хронічною артеріальною гіпертензією. Інтеграція таких вимірювачів у портативні носимі гаджети гарантує зручний цілодобовий скринінг, суттєво знижуючи ризики раптових серцево-судинних ускладнень.

Температура тіла. Надійний індикатор загального гомеостазу організму. У нормі, незалежно від зовнішніх чинників, термобаланс людини коливається в межах 36–37 °C, що є базовою умовою для коректного перебігу метаболічних процесів. Інфекційні ураження провокують імунну відповідь у вигляді гіпертермії (лихоманки), тоді як тривалий вплив екстремального холоду веде до небезпечного зниження внутрішньої температури ядра тіла (гіпотермії).

Дихання (респіраторна функція). Процес вентиляції легень та газообміну є інформативним методом неінвазивної експрес-діагностики. Моніторинг амплітуди й частоти дихальних рухів (ЧДР) здійснюється за допомогою натільних або нагрудних датчиків, які фіксують екскурсію грудної клітки, забезпечуючи швидкий збір даних для подальшого комп'ютерного аналізу.

Параметри прискорення (кінематичні сигнали). Акселерометричні датчики інтегруються в систему для відстеження просторового переміщення, локомоторної активності пацієнта та зміни положення його тіла. Вони диференціюють швидкість зміщення (темп руху всього тіла) та швидкість дії (динаміку окремих рухів).

Завдяки алгоритмам машинного навчання на основі даних акселерометрії стає можливим не лише фіксувати факт падіння людини, а й передбачати втрату рівноваги на основі аномальних коливань центру ваги тіла.

Перспективним вектором розвитку портативної медицини є створення мультисенсорних систем, здатних синергетично обробляти декілька фізичних сигналів одночасно для формування комплексної оцінки здоров'я користувача.

2. Хімічні сигнали.

Хімічні (або біохімічні) сигнали представлені молекулярними маркерами,

які забезпечують міжклітинну взаємодію та відображають метаболічний статус. Їх носіями є біологічні рідини: кров, слина, сльози, піт та сеча. До ключових хімічних параметрів, що підлягають реєстрації портативними сенсорами, належать рівень pH, концентрація лактату, вміст глюкози, баланс електролітів та насичення крові киснем (SpO_2).

Використання екскретів (слини, поту, сліз, сечі) відкриває можливості для неінвазивного моніторингу. Аналіз цих субстратів дає змогу оцінювати фізіологічний стан без травмування шкірних покривів, а в деяких інноваційних рішеннях біохімічні реакції в поті навіть використовуються як джерело енергії (біопаливні елементи) для живлення самих мікросенсорів.

Основним викликом при аналізі таких рідин залишається забезпечення селективності хімічних датчиків в умовах низької концентрації цільових біомаркерів порівняно з аналізом цільної крові.

Трендом розвитку сенсорики є перехід до неінвазивного багатопараметричного аналізу за допомогою електрохімічних датчиків, які мають високу чутливість, низьку собівартість та ідеально підходять для мініатюризації.

Для систематизації інструментальних засобів контролю біосенсори класифікують за кількома базовими критеріями, зокрема за фізико-хімічним принципом роботи, функціональним призначенням та архітектурою контакту з об'єктом дослідження.

За фізико-хімічною природою вимірювальних методів виділяють пристрої для моніторингу:

– фізичних параметрів;

– хімічних (біохімічних) показників.

За специфікою інтерфейсу взаємодії з організмом пацієнта сенсори поділяються на:

– інвазивні (*in vivo*) – імплантовані датчики, які контактують безпосередньо з внутрішнім середовищем організму (наприклад, судинами чи

тканинами);

– неінвазивні (*in vitro*) – носимі (натільні) сенсори, які здійснюють збір інформації з поверхні шкіри або через аналіз зовнішніх секретів [24].

Вибір між цими двома типами архітектури визначається компромісом між необхідною точністю даних (яка є вищою у інвазивних методів) та рівнем безпеки і комфорту для пацієнта під час повсякденного моніторингу.

1.2 Технологічний процес

У сучасній охороні здоров'я класичні методи діагностики, терапії та моніторингу суттєво залежать від стаціонарного високоточного обладнання. Клінічна практика сьогодення базується на використанні великогабаритних приладів, таких як медичні манометри, пульсоксиметри, електрокардіографи, електроміографи, електроенцефалографи та термометри. Проте експлуатація таких комплексів часто створює дискомфорт для пацієнтів, а в деяких випадках супроводжується інвазивним чи травматичним впливом. Дефіцит медичних ресурсів та перевантаженість лікарень зумовлюють поступову децентралізацію медичних послуг і перенесення процесів скринінгу в домашні умови, що вимагає розробки високотехнологічних мініатюрних та портативних засобів.

Традиційні системи, адаптовані для реєстрації біосигналів, стикаються з проблемою низької завадостійкості під час повсякденної активності людини через деформації шкірного покриву та рухи суглобів (ліктьових, колінних, зап'ястних тощо). Головними недоліками класичного обладнання залишаються значні масогабаритні показники та обмежена мобільність. Наявні на споживчому ринку смарт-гаджети (розумні годинники, фітнес-браслети) частково вирішують проблему мобільності, проте похибка їхніх вимірювань залишається високою, що унеможливлює їх застосування для точної клінічної діагностики чи терапевтичного супроводу.

Крім того, натільні сенсори неспроможні фіксувати локальні патологічні процеси всередині організму, а зняття показників із поверхні епідермісу піддається суттєвому впливу зовнішніх завад. Ефективною альтернативою в таких умовах є використання інгестованих (придатних для ковтання) біосенсорів, відомих як капсульні біосенсори (IBC) (рис. 1.2).

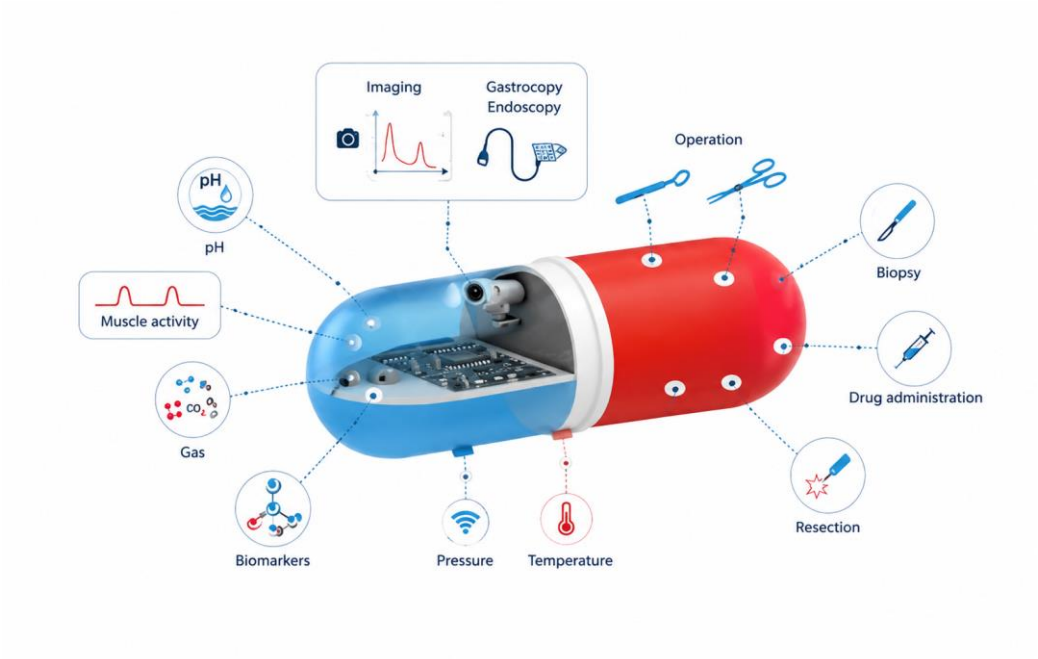


Рисунок 1.2 – Схематичне зображення моделі інгестованого сенсора [25]

Вони можуть переміщатися близько до основних органів через шлунково-кишковий тракт, моніторити широкий спектр біомаркерів, слугувати ефективними клінічними інструментами для діагностики та навіть забезпечувати цілеспрямовану хірургічну та фармацевтичну терапію. Інгестовані датчики значно перевищили свої скромні початки як датчики температури тіла в 1960-х роках з громіздкими установками для вимірювання одного показника.

Завдяки останнім досягненням у галузі мікроелектроніки, біоінженерії, машинобудування та матеріалознавства, інгестовані сенсори, які тепер інтегрують кілька функцій (pH, тиск, температура, оптичне зображення тощо) в ковтну капсулу, стали комерційно доступними та популярними (наприклад, PillCam, VitalSense, myTemp) [25].

Сучасні наукові пошуки демонструють високий потенціал застосування капсульних технологій для проведення експрес-біопсії, малоінвазивних хірургічних маніпуляцій, а також для контролю дозування та таргетованого введення лікарських препаратів, що наближає ці розробки до стадії реального комерційного впровадження у медичну практику [16]. Попри очевидні переваги, проектування таких систем ускладнюється жорсткими габаритними обмеженнями шлунково-кишкового тракту. Крім того, існує низка критичних архітектурних викликів, які необхідно вирішити для створення надійних інгестованих біосенсорів; зокрема, особливої уваги потребують аспекти автономного енергозабезпечення, механіки руху, точної просторової локалізації всередині організму та загальної біосумісності й безпеки матеріалів. Зокрема, проблема бездротової передачі даних крізь біологічні тканини з високим вмістом рідини вимагає ретельного підбору робочих частот зв'язку.

Окремим класом пристроїв є імплантовані біосенсори, які інтегруються безпосередньо у внутрішнє середовище організму для безперервної реєстрації фізіологічних сигналів. Яскравим прикладом такого рішення є імплантований тензометричний сенсор тиску на основі п’єзоелектричної тонкої плівки (рис. 1.3), архітектура якого дозволяє фіксувати його навколо аорти для високоточного моніторингу динаміки артеріального тиску.

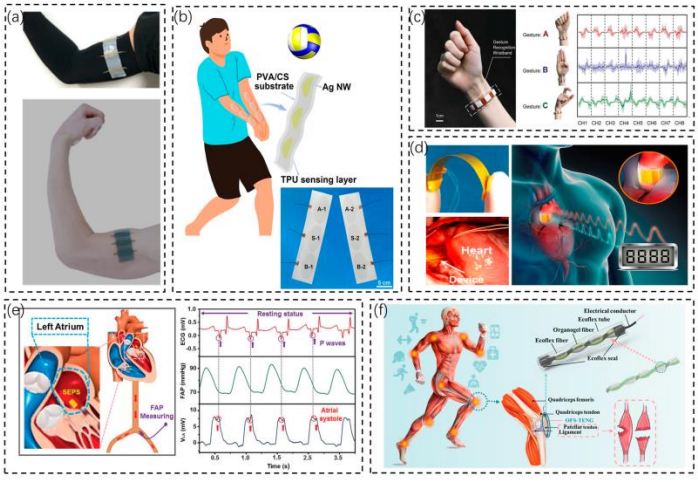


Рисунок 1.3 – Використання тензометричних тискосенсорів на основі п'єзоелектричної тонкої плівки [26]

Застосування п’єзоелектричного ефекту у гнучких структурах дозволяє частково вирішити проблему автономного енергозабезпечення за рахунок генерації електричного заряду від механічних пульсових коливань самої судини. Це відкриває реальні перспективи для проектування повністю автономних імплантованих модулів із практично необмеженим терміном експлуатації. Завдяки конструктивним особливостям імплантованих біосенсорів забезпечується безпосередній і щільний контакт із внутрішніми тканинами організму, що мінімізує похибки вимірювань і дозволяє реєструвати максимально точні фізіологічні та біохімічні сигнали в режимі реального часу. Зокрема, пряма інтеграція сенсора з об'єктом вимірювання нівелює вплив зовнішніх завад та артефактів руху, які є критичними для натільних систем.

Масштабування сучасної елементної бази та вдосконалення архітектури біосенсорів зумовили значне трендове зменшення їхніх масогабаритних показників при одночасному зростанні метрологічної точності. Завдяки використанню інноваційних композитів та полімерів, сучасні датчики набули таких унікальних властивостей, як еластичність, здатність до самовідновлення (self-healing), висока біосумісність та контрольований біорозклад (biodegradation). Застосування біорозкладних матеріалів дозволяє уникнути повторного хірургічного втручання для вилучення імпланта після завершення терміну його моніторингу. Високий рівень адаптації гнучких носимих та імплантованих біосенсорів до анатомічної форми людських тканин або органів суттєво підвищує стабільність їх функціонування.

Яскравим прикладом реалізації такого підходу є розробка розтяжної та повністю герметичної самозабезпеченої енергетичної системи (energy harvesting system). Вона поєднує в собі еластичний трибоелектричний наногенератор (ТЕНГ) та інтегровану гнучку підсистему акумулювання енергії, які захищені герметичним гнучким компаундом. Механізм роботи ТЕНГ базується на поєднанні ефектів контактної електризації та електростатичної індукції при взаємодії шарів з різною діелектричною проникністю. Конструкція є достатньо міцною та еластичною, щоб без руйнації витримувати значні зовнішні

деформації, такі як розтягування та скручування, ефективно конвертуючи кінетичну енергію цих процесів в електричну. Енергетичного потенціалу, що отримується від природних рухів людини при фіксації системи на тілі, цілком достатньо для безперервного живлення портативних електронних пристроїв, наприклад, смарт-годинників чи медичних трекерів.

Приклади біосенсорів наведені на рис. 1.4.

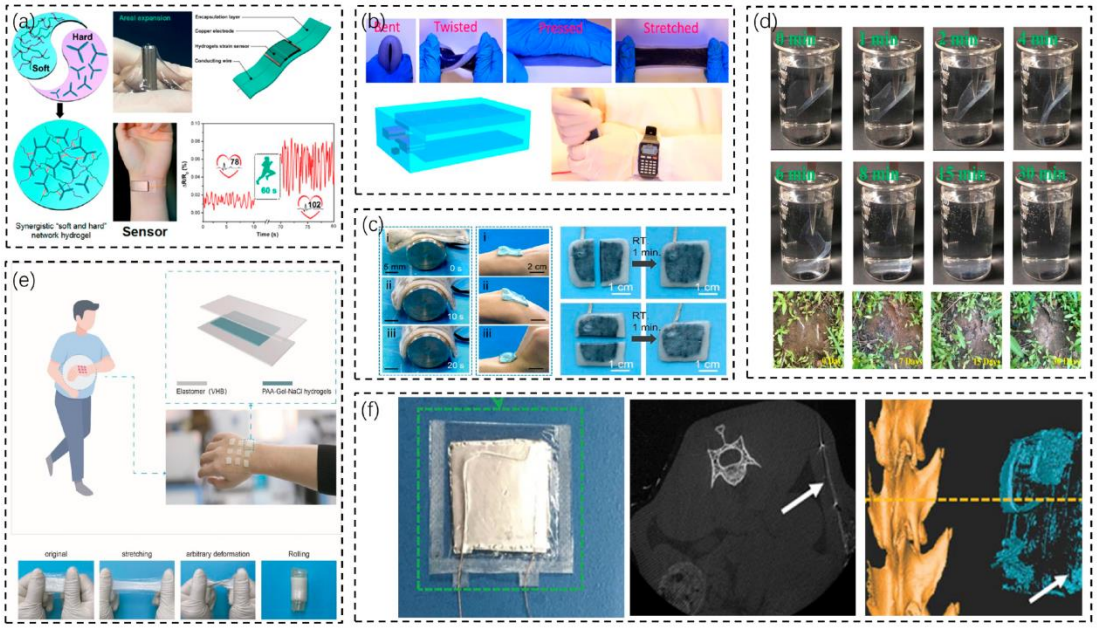


Рисунок 1.4 – Приклади використання біосенсорів [27]

Приклади біосенсорів з характеристиками [27]:

– гідрогелевий сенсор (рис. 1.4, a), що може моніторити пульс, має розтяжні та самовідновлювальні характеристики, з виїмкою, яка відновлюється сама протягом 5 хвилин після розрізу;

– розтяжний трибогенераторний електричний генератор (ТЕНГ) (рис. 1.4, b) та енергетична система зберігання енергії, що може живити електронний лічильник з енергією, отриманою від людського тіла;

– ТЕНГ з адаптацією форми, який відновлюється через 1 хвилину після розрізу (рис. 1.4, c);

– біорозкладний водорозчинний ТЕНГ, що розкладається у воді та природному середовищі (рис. 1.4, d);

– самовідновлювальний гідрогель, що завершує відновлення протягом 2,5 хвилин після розрізу при кімнатній температурі та може використовуватись як сенсор для дотику та тиску в електронній шкірі (рис. 1.4, e);

– біорозкладний ТЕНГ, що розкладається та реабсорбується в організмі після виконання своєї функції (рис. 1.4, f).

Основна сутність діагностики стану людини наступного покоління полягає в персоналізованій діагностиці та точній медицині. Хоча різні традиційні сенсори та біосумісні сенсори надають багатовимірну підтримку даних для розвитку точної медицини, все ж таки важливо застосовувати ці зібрані дані.

Для того, щоб подолати недоліки та задовольнити потреби в розвитку існуючих продуктів, дослідники почали експериментувати з поєднанням сенсорів з носіями та імплантованими технологіями, а також інтеграцією різних електронних пристроїв [28].

Для того щоб отримані сигнали могли використовуватися як основа для діагностики та моніторингу захворювань, необхідно покращити продуктивність носіїв діагностичних/моніторингових пристроїв, зокрема їх чутливість, селективність, надійність, миттєвість тощо, навіть за умов деформації.

Для подолання технологічних бар’єрів у процесах реєстрації та аналізу біосигналів у сучасні медичні сенсорні системи інтегруються інтелектуальні алгоритми. Це створює підґрунтя для стрімкого розвитку персоналізованої прецизійної діагностики. Синергетичне поєднання інноваційних біосумісних сенсорів із технологіями штучного інтелекту (ШІ) розглядається як архітектурний базис діагностичних комплексів наступного покоління. Алгоритми ШІ дозволяють суттєво підвищити точність інтерпретації даних безпосередньо на первинному етапі їх збору («на місці»).

Яскравим прикладом є багатофункціональна сенсорна платформа на основі наноматеріалів, запропонована Вералінгамом та колегами [29, 30]. Цей

комплекс забезпечує одночасний і безперервний експрес-моніторинг критично важливих параметрів гомеостазу: рівня гідратації епідермісу, концентрації глюкози та pH-показників поту. Для забезпечення людино-машинної взаємодії (HMI) та обробки великих масивів даних (Big Data), сенсорний модуль інтегровано з мікроконтролерною платформою *QueSSence*. Утилізований у її структурі алгоритм штучного інтелекту k-найближчих сусідів (k_{NN}) дозволяє оперативно й точно апроксимувати дані зі складних математичних вузлів.

Основні типи програм, що використовуються в цій області зображено на рисунку 1.5.



Рисунок 1.5 – Основні типи програм, що використовуються для моніторингу стану людини

У концепції Інтернету речей (IoT) натільні та імплантовані датчики трансформуються в інтелектуальні периферійні вузли, що суміщають функції внутрішньо-орієнтованого сенсингу, первинної фільтрації та аналізу інформації. Завдяки мініатюризації, малій вазі, високій біосумісності та широким функціональним можливостям, такі рішення є незамінними в телемедицині, превентивному скринінгу та спортивній медицині [31]. На відміну від класичних засобів клінічного контролю, сучасні біосенсори надають прямий доступ до верифікованих даних, нівелюючи ризики витоку конфіденційної інформації

пацієнта. Застосування спеціалізованого програмного забезпечення та автоматизованих алгоритмів у медичних закладах оптимізує роботу персоналу, забезпечуючи миттєве реагування на критичні відхилення фізіологічних показників та підвищуючи загальну ефективність терапії.

Функціональна класифікація спеціалізованого програмного забезпечення та інтелектуальних алгоритмів:

1. Програми моніторингу базових функцій: ці програми допомагають медичному персоналу відстежувати основні життєві показники пацієнта, такі як пульс, тиск, температура і рівень кисню в крові, щоб своєчасно виявити можливі порушення. Вони часто використовуються в умовах інтенсивної терапії, де важлива постійна увага до стану пацієнта.

2. Алгоритми контролю за лікуванням: алгоритми автоматично коригують дозу ліків в залежності від показників пацієнта, таких як аналізи крові або реакція на лікування. Вони допомагають уникнути помилок у дозуванні та забезпечують точність у лікуванні, що особливо важливо при складних захворюваннях.

3. Програми моніторингу хвороби: ці програми дозволяють пацієнтам використовувати сенсори та мобільні пристрої для спостереження за своїм станом, а також визначати, коли необхідно звернутися до лікаря для коригування лікування. Вони дають пацієнтам більше контролю над власним здоров'ям і можуть покращити ефективність терапії.

4. Алгоритми контролю за станом післяопераційного періоду: ці алгоритми допомагають відстежувати відновлення пацієнта після операції, визначаючи можливі ускладнення і вчасно ініціюючи необхідні заходи. Вони знижують ризик післяопераційних ускладнень і забезпечують швидке реагування медичного персоналу на зміни в стані пацієнта.

Ці програми та алгоритми допомагають лікарям і медичному персоналу ефективно моніторити стан пацієнтів і визначати необхідність додаткових лікувальних заходів або переведення пацієнта до іншої палати, підрозділу лікування чи спеціалізованої клініки. Вони базуються на даних, що отримуються

з медичних пристроїв, таких як монітори життєвих функцій, електрокардіографи, глюкометри, термометри тощо. Ці дані можуть передаватися в реальному часі до спеціальних систем, які аналізують інформацію та створюють алгоритми для допомоги в прийнятті рішень щодо лікування [32].

Важливою частиною цього процесу є використання технологій штучного інтелекту, зокрема машинного навчання та нейронних мереж. Ці технології дозволяють програмам вчитися на основі зібраних даних, що покращує точність прогнозування стану пацієнта та допомагає лікарям приймати обґрунтовані рішення.

Усі ці програми і алгоритми сприяють покращенню якості медичної допомоги та знижують ризик ускладнень під час лікування, але вони не можуть замінити кваліфікованих медичних працівників. Їхнє використання є додатковим інструментом для лікаря.

При розробці програмного забезпечення для контролю стану пацієнта важливими аспектами є:

– контроль аутентифікації користувачів для забезпечення доступу тільки авторизованим особам;

– бездротове з’єднання, яке забезпечує безвтратну і надійну передачу даних;

– документування всіх процесів для коректного ведення медичних записів.

Забезпечення цих аспектів безпосередньо впливає на якість кінцевого продукту, що є критичним для успішного впровадження в медичну практику [33].

Інтеграція таких програмних комплексів та інтелектуальних алгоритмів забезпечує перехід від традиційного дискретного спостереження до безперервного автоматизованого моніторингу життєдіяльності пацієнта. Завдяки оперативній обробці біомедичних даних у режимі реального часу, ці системи мінімізують вплив людського фактора, запобігають помилкам у дозуванні ліків

та значно знижують ризик післяопераційних ускладнень. З інженерної точки зору, такий підхід трансформує медичні пристрої у єдину кіберфізичну систему, яка не лише оптимізує роботу клінічного персоналу, а й забезпечує пацієнтів надійними інструментами для превентивного контролю здоров'я у повсякденному житті [32].

1.3 Постановка задачі проєктування системи автоматизації

Ця випускна кваліфікаційна робота бакалавра присвячена проектуванню комп’ютерно-інтегрованої системи дистанційного моніторингу стану пацієнтів, які перебувають на етапі медичної реабілітації після перенесених захворювань або травм. Функціонал системи передбачає безперервний контроль та архівацію соматичних показників користувачів відповідно до уніфікованих клінічних протоколів Міністерства охорони здоров'я (МОЗ) України.

Цільовою групою дослідження є пацієнти у постінсультному періоді, які мають ускладнення у вигляді залишкового спазмування м'язових тканин верхніх кінцівок.

Базовим технологічним рушієм системи є бездротова передача даних, що дозволяє реалізувати телемедичний нагляд у режимі реального часу, мінімізуючи потребу у фізичній присутності пацієнта в амбулаторії чи регулярних візитах до профільного лікаря.

Ефективне розгортання архітектури такого рівня вимагає створення розгалуженої інфраструктури, яка містить первинні перетворювачі, програмні комплекси для автоматизованого збору й аналітики Big Data, а також контури автоматичного керування. Це забезпечує наскрізний аудит фізіологічного статусу пацієнта як безпосередньо під час відновлювальних процедур, так і в міжпроцедурні інтервали, поєднуючи параметричний аналіз із візуальним контролем та можливістю негайного диспетчерського реагування.

Критично важливою архітектурною ланкою є забезпечення інтероперабельності даних між усіма суб'єктами процесу: пацієнтом, профільним медичним персоналом, сімейними лікарями та реабілітологами. З метою дотримання політики конфіденційності та захисту персональних даних, уся інформація зберігається на віддаленому сервері у зашифрованому вигляді за допомогою стійких криптографічних протоколів. Окрім клінічного контуру, система підтримує захищені шлюзи інтеграції з інформаційними сервісами страхових компаній та адміністративними модулями лікарень для верифікації страхових випадків і моніторингу фінансово-економічної складової лікування. Своєю чергою, мережева інфраструктура та серверна частина розраховані на високошвидкісний обмін потоковими даними у реальному часі із гнучким рольовим розподілом прав доступу (RBAC) та детальним логуванням дій користувачів.

Основна науково-практична задача полягає у розробці автоматизованої системи параметричного контролю, що здійснює моніторинг релевантної групи біомедичних показників на основі сучасних IoT-технологій. Проєктоване рішення повинно містити дворівневу аутентифікацію, алгоритми безвтратного стиснення інформації для оптимізації трафіку, модулі криптографічного захисту для передачі через незахищені канали зв'язку, а також структуровану базу даних віддаленого доступу.

Для досягнення визначеної мети сформульовано такі етапи дослідження:

1. Аналіз предметної області: визначення номенклатури фізіологічних параметрів, необхідних для оцінки динаміки реабілітації постінсультних станів, та формалізація технічних вимог до системи.

2. Аналітичний огляд аналогів: дослідження існуючих комерційних та наукових рішень, виявлення їхніх системних недоліків та обґрунтування напрямків їх вдосконалення.

3. Обґрунтування та вибір комплексу технічних засобів: аналіз ринку сучасної мікроконтролерної периферії, бездротових інтерфейсів та біомедичних

сенсорів, на основі якого обрано оптимальний за критеріями енергоефективності та точності програмно-апаратний комплекс для первинного збору біосигналів.

4. Визначення інструментарію розробки: вибір середовищ програмування, стеків технологій для кросплатформних вебзастосунків, СКБД та серверних платформ.

5. Розробка структурно-архітектурних рішень: побудова загальної топології системи, схем взаємодії компонентів та контурів віддаленого адміністрування.

6. Системна інтеграція та тестування: об'єднання розроблених програмно-апаратних модулів у цілісну кіберфізичну систему з подальшою верифікацією її працездатності.

Висновки. У першому розділі виконано детальний аналіз фізичних та хімічних сигналів, які є інформаційними маркерами соматичного стану людини. Особливу увагу приділено методам безперервної реєстрації електрофізіологічних параметрів (ЕЕГ, ЕКГ, ЕМГ), артеріального тиску, температурних трендів, частоти дихання та кінематичних характеристик руху. Додатково розглянуто аналітичний потенціал біохімічних маркерів, що екскретуються з рідин організму (слини, крові, поту, сечі), та відображають метаболічний статус пацієнта.

Встановлено, що зазначені біосигнали є релевантною базою для превентивної діагностики та клінічного супроводу. Технологічний прогрес у сфері мікроелектроніки зумовлює перехід до неінвазивних, точних та портативних засобів вимірювання (смарт-гаджетів, інгестованих капсул ІВС), що діють у реальному часі та відкривають нові горизонти для персоналізованої медицини. Водночас визначено ключові інженерні виклики, пов'язані з підвищенням завадостійкості вимірювань, автономним енергозабезпеченням сенсорів та їхньою біосумісністю. Вирішення цих проблем лежить у площині інтеграції новітньої сенсорики з технологіями штучного інтелекту (ШІ) та концепцією Інтернету речей (IoT), що й сформувало вектор подальшого інженерного проектування у цій роботі.

2 ВИМОГИ ДО СИСТЕМИ АВТОМАТИЗАЦІЇ

Проєктована комп’ютерно-інтегрована система дистанційного моніторингу та реабілітаційного контролю пацієнтів із залишковіми спазмами м’язів верхніх кінцівок є складним програмно-апаратним комплексом (кіберфізичною системою). Для забезпечення надійної, безпечної та ефективної роботи системи в реальних клінічних та домашніх умовах до неї висувається комплекс загальносистемних, функціональних, технічних та спеціальних вимог.

1. Загальносистемні вимоги.

Загальносистемні вимоги визначають базові архітектурні принципи побудови системи, її структуру та умови взаємодії між компонентами.

Система повинна будуватися за блочно-модульним принципом як на апаратному, так і на програмному рівнях. Це має забезпечити легку взаємозамінність первинних сенсорів, модернізацію обчислювальних потужностей (мікроконтролерів) та масштабованість програмного забезпечення (додавання нових функцій без зміни ядра системи).

Забезпечення сумісності та безперешкодного обміну даними між усіма рівнями системи (периферійні вузли, мобільні шлюзи, вебсервер, хмарна база даних) та сторонніми сервісами (медичні інформаційні системи, бази даних страхових компаній) за допомогою відкритих стандартів та протоколів.

Програмно-апаратний комплекс повинен функціонувати у безперервному режимі (24/7) із високим коефіцієнтом готовності ($K_г$ = 0,995).

Кросплатформність користувацького інтерфейсу: Програмне забезпечення для віддаленого моніторингу (вебзастосунок) має коректно відображатися та стабільно функціонувати на різних типах пристроїв (ПК, планшети, смартфони) під керуванням операційних систем Windows, Linux, Android та iOS.

2. Функціональні вимоги до системи.

Функціональні вимоги визначають перелік завдань, які система повинна вирішувати в процесі експлуатації для забезпечення параметричного контролю стану пацієнта.

Безперервне зняття аналогових або цифрових сигналів із датчика поверхневої електроміографії (пЕМГ) для оцінки тонусу та спастичності м'язів верхніх кінцівок, а також супутніх фізичних показників (наприклад, пульсу та рухової активності через акселерометр).

Апаратне та програмне очищення сигналів від мережевих завад (50 Гц) та артефактів руху пацієнта безпосередньо на мікроконтролері.

Реалізація алгоритму безвтратного стиснення сформованих пакетів даних для мінімізації обсягу інформації, що передається через бездротовий канал, та заощадження енергоресурсу батареї.

Попереднє криптографічне кодування даних перед відправленням у мережу зв'язку.

3. Функції програмного (серверного) рівня.

Стабільна реєстрація вхідних пакетів даних від периферійних вузлів через відкриті (незахищені) мережі зв'язку, їх дешифрування та розпакування без втрати інформаційної цілісності. Автоматичне структурування, ведення та збереження медичних записів, логів рухової активності пацієнта та динаміки зміни параметрів спазмування у реляційній або нереляційній СКБД.

Відображення графіків м'язової активності (ЕМГ), трендів відновлення та поточного соматичного статусу пацієнта на графічному панелі користувача.

Реалізація алгоритмів оцінки стану (включаючи елементи машинного навчання) для прогнозування критичних станів або перевтоми м'язів, із генерацією тривожних сповіщень для медичного персоналу в разі виходу показників за межі норми.

4. Вимоги до апаратного забезпечення (КТЗ).

Комплекс технічних засобів (КТЗ) повинен задовольняти критерії мініатюрності, енергоефективності та точності, що є критичним для носимих реабілітаційних пристроїв.

Датчик пЕМГ повинен мати високий коефіцієнт послаблення синфазного сигналу (КПСС = 90 дБ) для нівелювання завад навколишнього середовища.

Електроди датчика мають бути гнучкими, гіпоалергенними та мати високу біосумісність із шкірним покривом людини для тривалого носіння.

Наявність вбудованого багатоканального АЦП з розрядністю не менше 12 біт. Достатній обсяг оперативної (SRAM) та флеш-пам'яті для виконання алгоритмів первинної фільтрації, стиснення та шифрування на борту пристрою.

Підтримка режимів глибокого енергозбереження для оптимізації автономної роботи.

Живлення від літій-полімерного (Li-Po) акумулятора компактних розмірів.

Час автономної роботи периферійного вузла в режимі безперервної передачі даних повинен становити не менше 12 годин.

Наявність інтегрованої схеми безпечного заряджання та контролю рівня розряду батареї.

5. Вимоги до каналів зв'язку та передачі даних

Передача інформації від натільного реабілітаційного модуля до сервера має відбуватися бездротовим шляхом, зважаючи на мобільність пацієнта.

Використання енергоефективних протоколів бездротового зв'язку короткого радіусу дії (Bluetooth Low Energy – BLE або Wi-Fi 802.11 b/g/n) для зв'язку натільного модуля з домашнім шлюзом (смартфоном/роутером).

Передача даних від шлюзу до вебсервера має здійснюватися через Інтернет за допомогою легковагових IoT-протоколів (наприклад, MQTT або WebSockets), які забезпечують мінімальні затримки та низький оверхед (надлишковість) заголовків пакетів.

Програмні протоколи обміну повинні підтримувати автоматичне перевідправлення пакетів у разі тимчасової втрати зв'язку або виявлення помилок контрольної суми (CRC).

6. Вимоги до безпеки та захисту інформації.

Оскільки об'єктом автоматизації є параметри здоров'я людини, захист персональних даних та обмеження доступу є найважливішим критерієм проєктування системи відповідно до нормативних актів (зокрема, Закону України «Про захист персональних даних» та міжнародного стандарту HIPAA).

Дворівневий контроль доступу (Role-Based Access Control — RBAC):

Перший рівень (Пацієнт): доступ виключно до власних поточних показників, індивідуального журналу реабілітації та графіку процедур без права модифікації системних налаштувань.

Другий рівень (Медичний персонал: лікарі, реабілітологи, медсестри): доступ до медичних карток закріплених пацієнтів, аналітичних інструментів, трендів, з можливістю віддаленого коригування процедур лікування та порогів спрацювання сигналізації.

Обов'язкова надійна аутентифікація користувачів (пацієнтів та лікарів) за допомогою логіну/паролю або двофакторної аутентифікації (2FA) для входу у вебзастосунок.

Шифрування даних «на льоту» під час бездротової передачі відкритими каналами з використанням алгоритмів із високою стійкістю (наприклад, AES-128 або AES-256).

Захист вебтрафіку між сервером та клієнтом за допомогою протоколу HTTPS (SSL/TLS сертифікати).

Цілісність та резервування баз даних: Організація автоматичного щоденного резервного копіювання (Backup) бази даних на ізольований сервер для запобігання втраті інформації внаслідок збоїв обладнання або кібератак.

7. Вимоги до ергономіки та інтерфейсу користувача (UI/UX).

Програмне забезпечення системи розробляється для двох різних категорій користувачів, що вимагає специфічного підходу до проектування інтерфейсів.

– інтерфейс пацієнта: повинен бути максимально спрощеним, мати великі елементи керування, контрастні шрифти (що важливо для людей після перенесеного інсульту, які можуть мати легкі порушення зору чи координації). Мінімум текстових налаштувань, акцент на інтуїтивно зрозумілих графічних індикаторах стану (наприклад, колірна індикація рівня спазму: зелений/жовтий/червоний).

– інтерфейс лікаря: повинен забезпечувати глибоку аналітичну роботу: відображення деталізованих графіків ЕМГ з можливістю масштабування часових інтервалів, формування звітів за обраний період реабілітації, таблиці порівняльного аналізу та панелі конфігурації параметрів підсистеми автоматизації.

8. Вимоги до надійності та умов експлуатації.

Натільний сенсорний модуль повинен мати клас захисту від пилу та вологи не нижче ніж IP54 (захист від бризок поту та пилу).

Корпус натільного модуля має витримувати випадкові падіння з висоти до 1 метра на тверду поверхню без втрати працездатності.

У разі повного розряду або вимкнення живлення периферійного контролера, налаштування та невиправлені пакети даних (якщо реалізовано локальний буфер) не повинні знищуватися (використання енергонезалежної пам'яті EEPROM/Flash).

Висновки. У другому розділі сформульовано повний і несуперечливий перелік вимог до комп’ютерно-інтегрованої системи віддаленого реабілітаційного моніторингу. Визначено функціональні завдання для апаратного та програмного рівнів системи, спрямовані на параметричний контроль стану пацієнтів у постінсультному періоді. Задано жорсткі метрологічні, технічні та енергетичні обмеження до комплексу технічних засобів (первинних сенсорів пЕМГ та мікроконтролерів).

Особливий акцент виконано на інформаційній безпеці: деталізовано вимоги до дворівневого рольового контролю доступу (пацієнт/лікар) та криптографічного захисту медичних даних при їх передачі через відкриті інтернет-мережі. Сформульовані вимоги слугують безпосереднім технічним завданням для подальших розділів бакалаврської роботи, зокрема для етапів вибору конкретного апаратного забезпечення, розробки структурних схем, написання програмних алгоритмів стиснення, шифрування та проектування вебзастосунку.

3 МОДЕЛЮВАННЯ ТА ІДЕНТИФІКАЦІЯ ОБ'ЄКТА КЕРУВАННЯ

Розроблена математична модель автоматизованої системи параметричного контролю стану пацієнта за групою показників:

– вимірювання артеріального тиску;

– температури тіла.

Розглянемо більш детально роботу сенсора для вимірювання артеріального тиску. Вимірювання, що здійснює сенсор – тонометр проводяться у фіксовані моменти часу t. За ініціалізацією u проводиться включення компресора, що нагнітає повітря до манжети. Датчик тиску починає вимірювати тиск. Одночасно включається датчик підрахунку ударів пульсу. Повітря нагнітається до тих пір, поки датчик ударів пульсу не перестане їх фіксувати. Після фіксації цього моменту компресор перестає нагнітати повітря до манжети. Через проміжок часу відкривається випускний електромагнітний клапан і починається викид повітря. При першому ударі пульсу проводиться вимірювання фактичного значення величини систолічного тиску, а у момент останнього удару діастолічного. Одночасно підраховується кількість ударів пульсу. Зафіксовані виміряні значення виводяться як три компоненти вихідного вектора Y.

Представимо модель в графічному редакторі, рисунок 3.1.

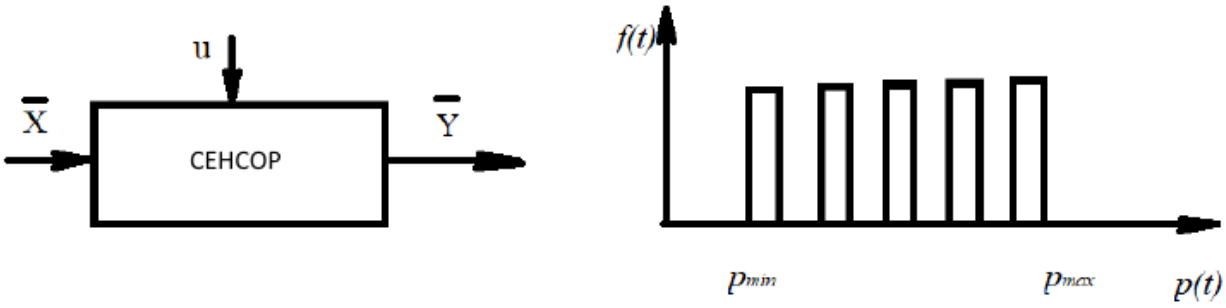


Рисунок 3.1 – Вхідні та вихідні параметри математичної моделі та графік вихідної функції

Введемо вхідну матрицю, що ініціює ініціалізацію:

$$u = \begin{bmatrix} 1 \\ 1 \\ 1 \end{bmatrix}, \tag{3.1}$$

Представимо модель роботи у період нагнітання повітря до манжети. Для цього, введемо позначення характеристик:

7. Компресор:

$$\mathrm{p}(t) = p_0 + at + bt^2 \tag{3.2}$$

8. Датчик тиску:

$$p_{\text{д}}(t) = kp(t) \pm \Delta = k(p_0 + at + bt^2) \pm \Delta \tag{3.3}$$

9. Датчика ударів серця:

$$f_{\text{д}}(t) = af(t) \tag{3.4}$$

Введемо системний час i, за еталон часу візьмемо Δt, що визначено частотою роботи кварца ν:

$$\begin{gathered} \Delta t = \frac{1}{\nu}; \\ i\Delta t = i\frac{1}{\nu}; \\ i = \overline{1,n} \end{gathered} \tag{3.5}$$

Визначимо найбільший тиск нагнітання компресором.

$$p_{max} = \{If\ f_{д}(t) = af(t) \leq \Delta_{ПЧ} THEN \qquad t\frac{i}{v}\ and$$

$$p_{max} = \left\{p(t) = p_0 + at + bt^2 = p_0 + a\frac{i}{v} + b\left(\frac{i}{v}\right)^2 \right. \tag{3.6}$$

Тепер представимо представимо компоненти вектора Y:

10. Систолічний тиск

$$p_s = \left\{p_{д}\left(\frac{i}{v}\right), if = p_{д}\left(\frac{i}{v}\right) < p_{max} and\ f_{д} > 0\ and\ i_{max} = i \right. \tag{3.7}$$

11. Діастолічний тиск

$$p_{д} = \left\{p_{д}\left(\frac{i}{v}\right), if = p_{д}\left(\frac{i}{v}\right) < p_{max} and\ f_{д} > 0\ and\ i_{min} = i \right. \tag{3.8}$$

12. Пульс

$$P = \frac{i_{max} - i_{min}}{60v} \tag{3.9}$$

Тепер вихідне вимірювання представимо:

$$Y = \begin{bmatrix} p_s, 0, 0 \\ 0, p_{д}, 0 \\ 0, 0, \mathrm{P} \end{bmatrix} u^T = \begin{bmatrix} p_s \\ p_{д} \\ \mathrm{P} \end{bmatrix} = [p_s, p_{д}, \mathrm{P}]^{\mathrm{T}} \tag{3.10}$$

Отже, отримана математична модель дозволяє створити початкове розуміння майбутнього алгоритму роботи тонометра в рамках автоматизованої системи, а також забезпечує ґрунтовну основу для подальшої алгоритмізації процесів. Моделювання роботи автоматизованої системи параметричного

контролю стану пацієнта, що базується на різних показниках здоров'я, вимагає побудови відповідної моделі для електрокардіографа (ЕКГ).

Вимірювання, які проводить ЕКГ, здійснюються в певні фіксовані моменти часу, позначені як t. Для активації приладу використовується ініціалізація, позначена як u. При цьому можна розглядати електрокардіограф як «чорну скриньку», що отримує на вході певні сигнали і виводить результат. У цьому контексті для спрощення розглядається модель з трьома відведеннями. Вводиться чотиривимірна векторна функція, позначена як u, яка активує функцію входів X і виходів Y, що також розглядаються як чотиривимірні (3.11).

Графічно ця модель може бути зображена у вигляді схеми, яка допомагає наочніше показати взаємозв'язок між параметрами та процесами в системі, що може бути зручним для подальшої роботи з алгоритмами автоматизованого контролю стану пацієнта. Важливо, що для повної реалізації цієї моделі слід враховувати різноманітні параметри вимірювання, зокрема специфіку сигналів, отриманих від кожного з відведень, та можливість їх обробки для отримання точних результатів.

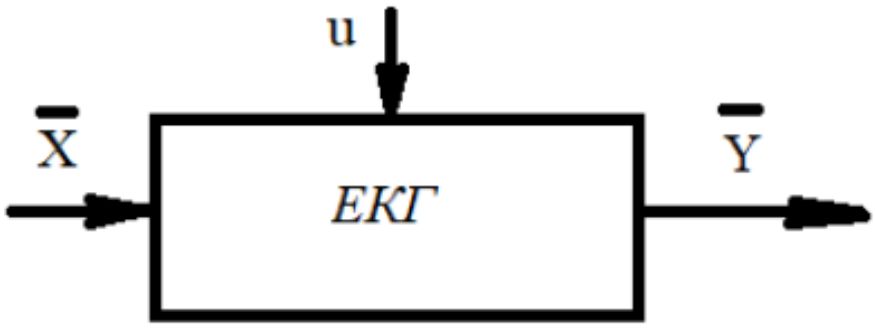


Рисунок 3.2 – Представлення моделі графічним способом

Таким чином отримуємо вектор функцію активації та функцію входів:

$$u = \begin{bmatrix} 1 \\ 1 \\ 1 \\ 1 \end{bmatrix}, \qquad X = \begin{bmatrix} X_1 - X_4 \\ X_2 - X_4 \\ X_3 - X_4 \\ 1 \end{bmatrix} \tag{3.11}$$

Розрахунок математичної моделі:

$$Y^T = \begin{bmatrix} \frac{\varepsilon_{1out}}{\varepsilon_{col}}(X_1 - X_4) \\ \frac{\varepsilon_{2out}}{\varepsilon_{col}}(X_2 - X_4) \\ \frac{\varepsilon_{3out}}{\varepsilon_{col}}(X_3 - X_4) \\ 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1,0,0,0 \\ 0,1,0,0 \\ 0,0,1,0 \\ 0,0,0,i \end{bmatrix} =$$

$$= \left[\frac{\varepsilon_{1out}}{\varepsilon_{col}}(X_1 - X_4), \frac{\varepsilon_{2out}}{\varepsilon_{col}}(X_2 - X_4), \frac{\varepsilon_{3out}}{\varepsilon_{col}}(X_3 - X_4), i \right] \quad (3.13)$$

Висновки. У цьому розділі була розроблена математична модель для технологічного об’єкта. Отримана математична модель у вигляді вектора надає початкове розуміння майбутнього алгоритму роботи багатофункціонального пристрою моніторингу стану людини в автоматизованій системі та впроваджує ґрунтовність алгоритмізації.

Сформована модель динаміки нагнітання та скидання повітря в манжеті тонометра, пов'язана із системним часом мікроконтролера, є безпосередньою математичною основою для написання керуючої програми компресора та електромагнітного клапана. Організоване векторне представлення сигналів триканального ЕКГ у вигляді структури «чорної скриньки» дозволяє формалізувати вимоги до алгоритмів цифрової обробки та фільтрації біосигналів на серверному рівні. Наявність чітких аналітичних залежностей між вхідними факторами активації та вихідними компонентами векторів вимірювань спрощує процес алгоритмізації дворівневої системи доступу до баз даних. У підсумку, розроблений математичний апарат дозволяє перейти від теоретичного опису фізіологічних процесів до безпосереднього програмування мікроконтролерної периферії та проектування структури бази даних вебзастосунку.

4. ПРОЄКТУВАННЯ СИСТЕМИ РЕГУЛЮВАННЯ ТЕМПЕРАТУРИ

4.1 Алгоритм роботи автоматизованої системи

Алгоритм функціонування являє собою строго визначену послідовність логічних та обчислювальних операцій, яка регламентує процес виконання завдань для досягнення заданої мети або розв'язання конкретної інженерної задачі. Він деталізує кожен крок керування, враховуючи динамічні умови, технологічні обмеження та зовнішні чинники, що впливають на стабільність системи. Структурна схема автоматизованої системи моніторингу стану людини наведена на рис. 4.1.

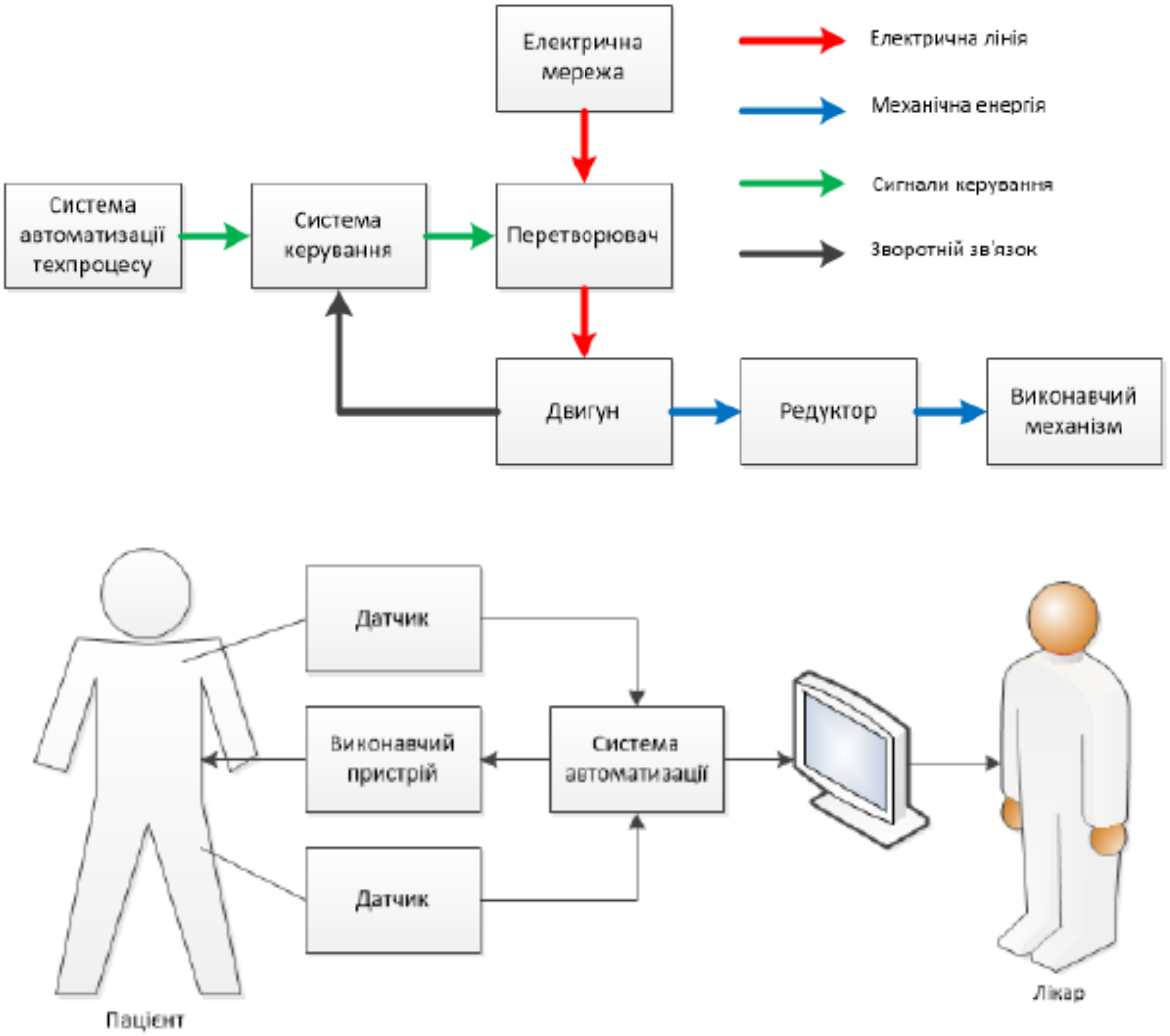


Рисунок 3.1 – Структурна схема автоматизованої системи моніторингу стану людини

У контексті комп’ютерно-інтегрованих технологій алгоритм слугує безпосереднім містком між теоретичною математичною моделлю та її програмною реалізацією в коді мікроконтролера або вебзастосунку. Правильно структурована алгоритмічна схема дозволяє оптимізувати використання обчислювальних ресурсів та мінімізувати час відгуку системи на зовнішні події. Це забезпечує детермінованість поведінки автоматизованого комплексу за будь-яких режимів роботи.

Існує багато способів представлення алгоритмів, але одним із найефективніших і найпоширеніших є блок-схема.

За допомогою блок-схеми на рисунку 4.2 можна наочно зобразити алгоритм роботи системи параметричного контролю стану пацієнта.



Рисунок 4.2 – Загальна блок-схема алгоритму роботи автоматизованої системи моніторингу стану людини

Загальна схема алгоритму ілюструє роботу системи в цілому, де основним етапом є постійне очікування сигналу для запуску вимірювання. Після отримання відповідного сигналу система виходить зі стану очікування та переходить у режим роботи. У цей момент активуються підсистеми, такі як термометр, тонометр та ЕКГ.

Далі наведено блок-схему роботи термометра, зображену на рисунку 4.3, яка відображає його послідовність дій.



Рисунок 4.3 – Блок-схема алгоритму роботи термометру

При аналізі алгоритму можна відзначити його простоту та помірний рівень деталізації, що відповідає поставленій задачі.

Наступною підсистемою, яку слід розглянути, є система вимірювання тиску та пульсу, позначена на загальній блок-схемі як «Тонометр» (рис. 3.1). Ця підсистема має більш складну архітектуру, тому розробка її алгоритму є детальнішою та вимагає більшої уваги. Підсумковий алгоритм представлений у вигляді блок-схеми на рисунку 4.4.

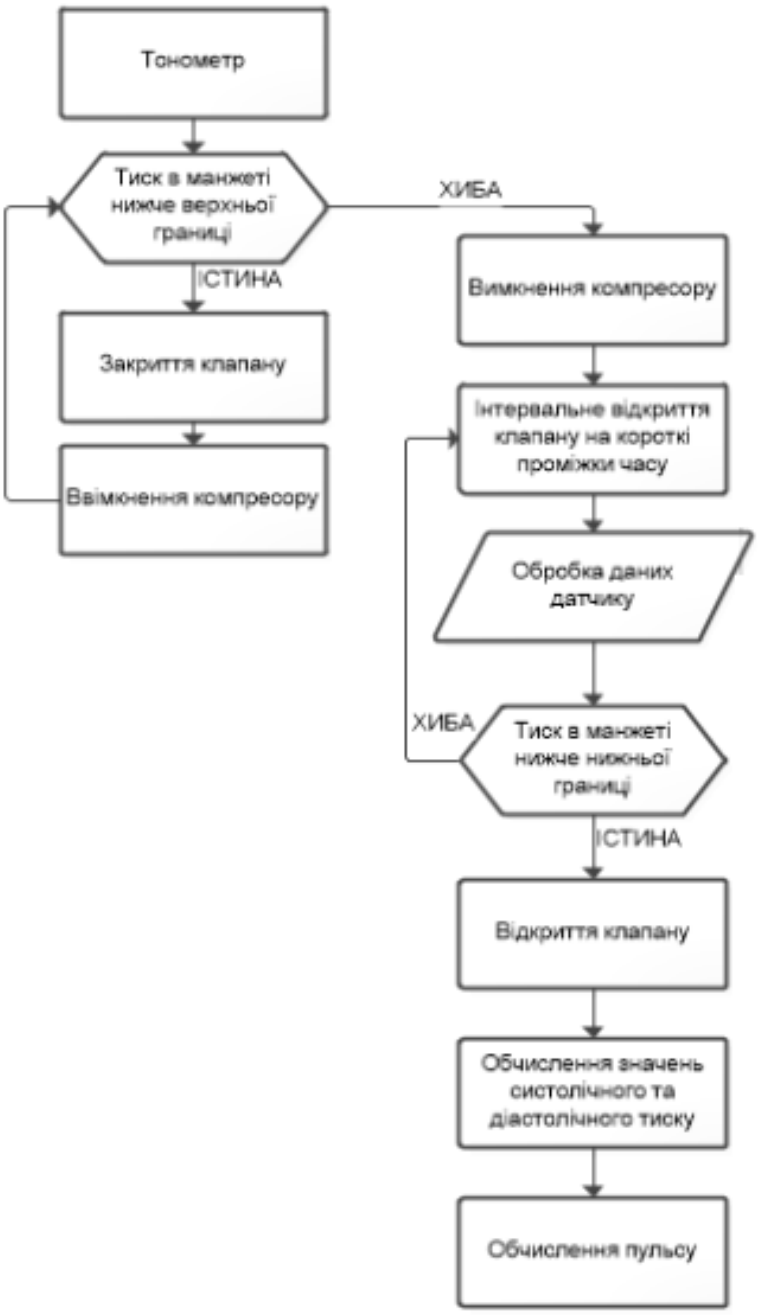


Рисунок 4.4 – Блок-схема алгоритму роботи тонометру

З наведеного вище алгоритму видно, що процес роботи умовно поділяється на 3 етапи:

1. Заповнення манжети повітрям за допомогою компресору.

2. Безпосередньо вимірювання значень.

3. Обчислення та інтерпретація даних.

Блок-схема алгоритму роботи ЕКГ наведена на рис. 4.5.



Рисунок 4.5 – Блок-схема алгоритму роботи ЕКГ

4.2 Структура автоматизованої схеми моніторингу стану людини

Виділяють два основні типи архітектур передачі даних:

– дротова;

– бездротова.

Переваги дротової передачі:

– висока швидкість передачі даних, яка перевершує бездротові аналоги;

– стійкість до перешкод, що забезпечує стабільну якість сигналу та швидкість;

– надійність з'єднання, адже дротові мережі менш схильні до збоїв чи втрати даних.

Недоліки дротової передачі:

– обмежена мобільність, оскільки пристрої повинні бути фізично підключені до мережі;

– менш гнучке налаштування, адже зміни у мережі потребують прокладання чи перенесення кабелів;

– обмежена дальність передачі, що вимагає використання додаткових технологій, таких як оптоволоконні кабелі чи підсилювачі.

Переваги бездротової передачі:

– висока мобільність, адже пристрої не залежать від кабельного підключення;

– гнучкість у налаштуванні, оскільки підключення можна легко змінювати без фізичних обмежень;

– можливість передачі даних на великі відстані без необхідності встановлення додаткового обладнання.

Недоліки бездротової передачі даних:

– нижча швидкість передачі, у порівнянні з дротовим підключенням;

– чутливість до перешкод, які можуть впливати на якість сигналу та швидкість передачі;

– менша надійність зв’язку, оскільки бездротові мережі частіше зазнають збоїв, особливо на великих відстанях або за слабкого сигналу;

– підвищене енергоспоживання, що може скоротити час роботи пристроїв на батареї, особливо мобільних.

При виборі між дротовою та бездротовою передачею даних слід враховувати їхні переваги, недоліки та відповідність конкретним вимогам і умовам використання. Наприклад, дротова мережа підходить для стаціонарних пристроїв, таких як комп’ютери або телевізори, які не потребують мобільності. У той же час бездротова передача є більш зручною для мобільних пристроїв, як-от смартфони чи планшети, які потребують гнучкості у підключенні.

Аналізуючи ці характеристики, перевага віддається бездротовій структурі.

На основі вибраного типу мережі розроблено структурну схему автоматизованої системи контролю стану пацієнта, що зображена на рисунку 4.6.

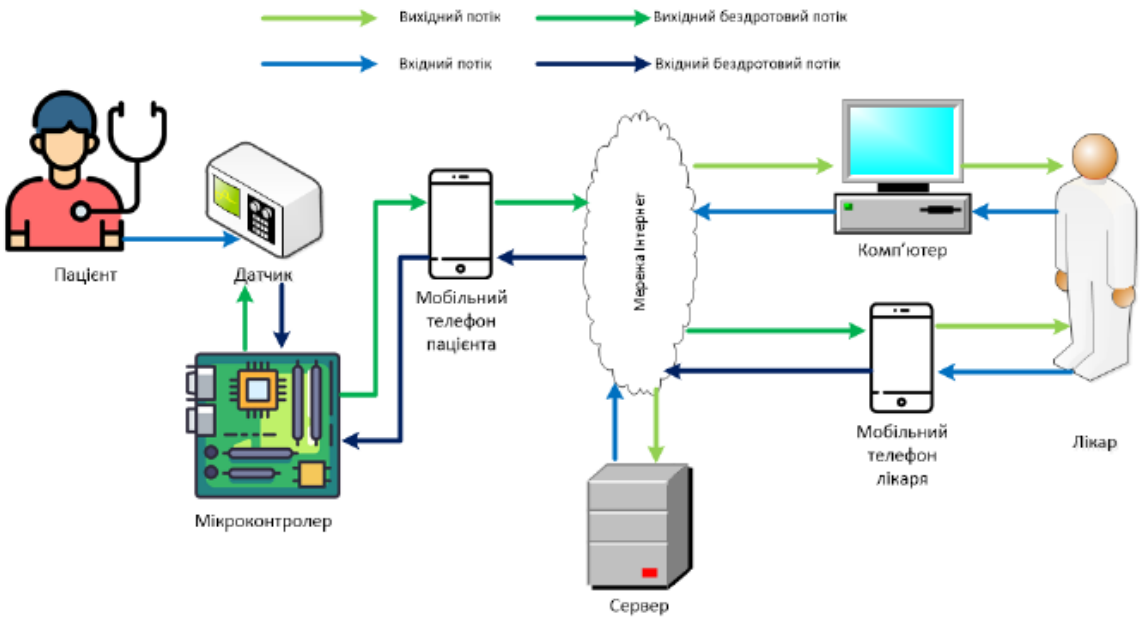


Рисунок 4.6 – Структурна схема АС моніторингу стану людини

Відповідно до структурно-функціональної схеми (рис. 4.6), топологія комп'ютерно-інтегрованої системи дистанційного моніторингу та параметричного контролю базується на трирівневій архітектурі Інтернету речей (IoT) і функціонує за таким алгоритмом:

1. Периферійний рівень (Рівень збору даних): безпосередньо до пацієнта, який перебуває під клінічним наглядом, підключається сенсорна матриця (первинні перетворювачі ЕКГ, респіраторних сигналів, температури або тиску). Зняті фізіологічні показники у вигляді аналогових або цифрових сигналів надходять до центрального обчислювального вузла – мікроконтролера. Після первинної фільтрації та пакетування мікроконтролер транслює дані через вбудований енергоефективний бездротовий інтерфейс (Bluetooth Low Energy або Wi-Fi) на локальний мобільний шлюз користувача (смартфон).

2. Мережевий та серверний рівні (Рівень транзиту та обробки даних): Мобільний шлюз ретранслює отримані пакети через глобальну мережу Інтернет на віддалений вебсервер. На серверному рівні забезпечується декомпресія, дешифрування та структурування інформації з її подальшим збереженням у реляційній базі даних. Доступ до накопиченого масиву біомедичних трендів

надається профільному лікарю в асинхронному режимі через кросплатформний вебзастосунок, адаптований як для стаціонарних ПК, так і для портативних гаджетів (смартфонів, планшетів).

3. Контур зворотного зв'язку (Рівень дуплексного керування): архітектура системи підтримує повнодуплексний режим зв’язку у реальному часі. Окрім пасивного спостереження за телеметричними даними, медичний персонал має можливість через графічний інтерфейс вебзастосунку надсилати імперативні команди керування на периферійний контролер пацієнта. Шляхом реверсного проходження сигналу лікар може дистанційно ініціювати позачерговий цикл вимірювань, реконфігурувати частоту опитування сенсорів або змінювати пороги спрацювання тривожної сигналізації.

4. Рівень інтелектуального аналізу (Аналітичний контур): програмне забезпечення сервера інтегрує модулі автоматизованого експрес-аналізу вхідного інформаційного потоку. Спеціалізовані алгоритми здійснюють безперервний математичний скринінг з метою верифікації аномалій або гострих соматичних відхилень. У разі ідентифікації критичного стану система генерує миттєве push-сповіщення високого пріоритету (Alarm) для медичного координатора, мінімізуючи час реакції на загрозу.

Запропонована апаратно-програмна конфігурація мінімізує затримки при передачі біосигналів, забезпечує високу завадостійкість і є ефективним інструментом для організації безперервного телемедичного супроводу пацієнтів в амбулаторних чи домашніх умовах.

4.3 Вибір та обґрунтування технічних засобів САУ

Обґрунтування та вибір комплексу технічних засобів (КТЗ) є критично важливим етапом проектування системи автоматичного управління (САУ), оскільки від технічних характеристик елементної бази безпосередньо залежить надійність, точність та енергоефективність усього комплексу. У контексті

розробки медичної системи віддаленого моніторингу вибір апаратних компонентів ускладнюється жорсткими вимогами до мініатюрності, біосумісності сенсорів та здатності мікроконтролера виконувати первинну обробку даних «на борту». Даний підрозділ присвячено аналізу ринку сучасної мікропроцесорної периферії, бездротових модулів зв'язку та первинних перетворювачів фізіологічних сигналів. На основі проведеного порівняльного аналізу за критеріями швидкодії, енергоспоживання в режимах сну та вартості буде сформовано оптимальний програмно-апаратний базис системи. Це дозволить забезпечити безперервне зняття точних біометричних показників пацієнта та їх стабільну ретрансляцію до хмарного сервера через захищені канали зв'язку.

Мікроконтролер обрано Arduino Uno, який зображено на рисунку 4.7.

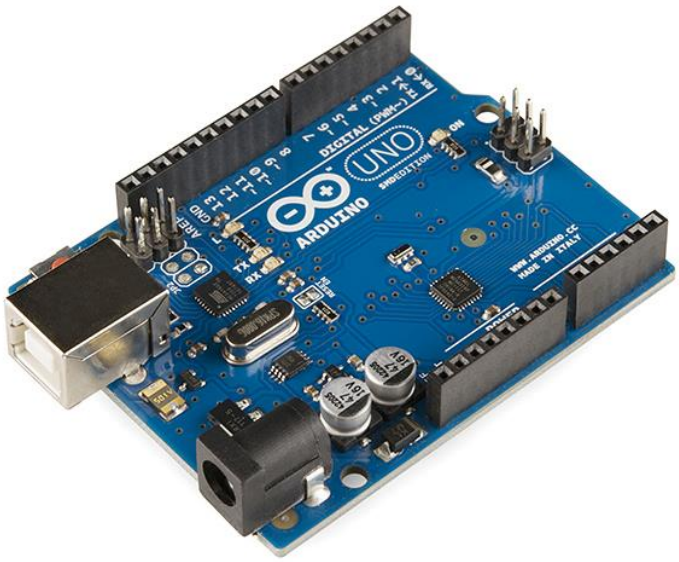


Рисунок 4.7 – Мікроконтролер Arduino Uno [35]

Для забезпечення бездротового з’єднання було обрано Bluetooth, для реалізації даного протоколу обрано модуль HC-06, який зображено на рисунку 4.8.

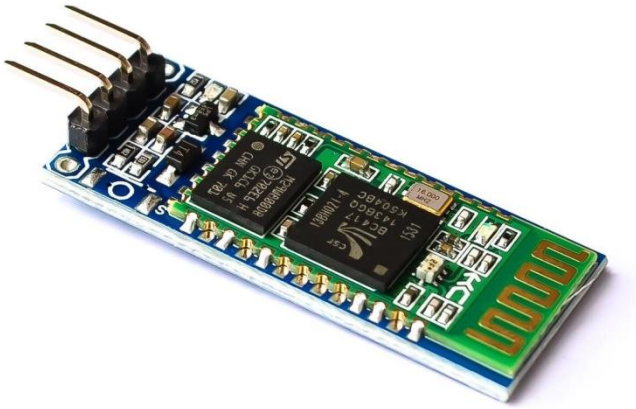


Рисунок 4.8 – Bluetooth модуль HC-06

Відповідно до структури автоматизованої системи, для електрокардіографії обрано модуль ЕКГ AD8232, що зображено на рисунку 4.9.

Модуль включає в себе:

– основну плату;
– комплект з трьох самоклеючих електродів;
– кабель для підключення електродів до плати.



Рисунок 4.9 – Модуль ЕКГ AD8232

Схема підключення модулів до МК зображена на рисунку 4.10.

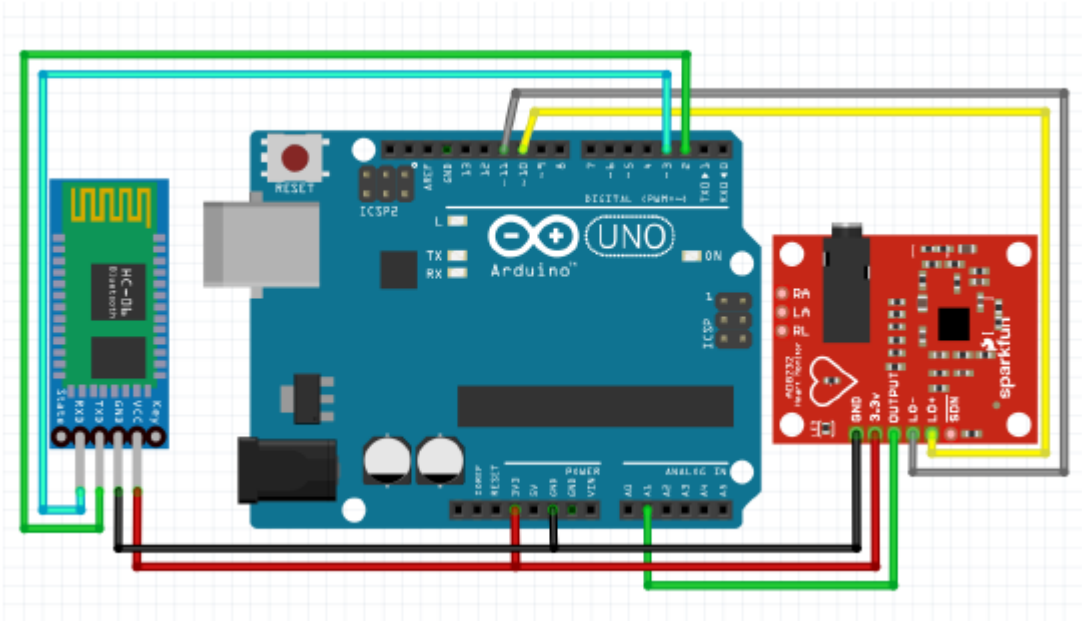


Рисунок 4.10 – Підключення модулів HC-06 та AD8232 до МК

Наступним етапом є створення пристрою для фонометричних вимірювань. Для реалізації було вирішено використати датчик тиску MPX2050GP (рис. 3.11). Цей датчик чудово підходить для поставлених завдань, оскільки його робочий діапазон вимірювань охоплює значення як систолічного, так і діастолічного тиску, забезпечуючи необхідну точність і надійність.



Рисунок 4.11 – Датчика тиску MPX2050GP

Також на даному датчику відносно невелика похибка. Детальні характеристики датчика вказані в таблиці 3.1.Також за інформацією з офіційного сайту розробника, датчик тиску цілком можна використовувати в медицині.

Таблиця 4.1 – Технічні параметри датчика тиску MPX2050GP

Параметр	Значення параметра
Робочий тиск	50 кПа (375,03 мм. рт. ст.)
Вихідна напруга	0 мВ ~ 40 мВ (при напрузі живлення 10 В)
Напруга живлення	10В ~ 16В
Особливості	Компенсується температура (макс. +125 °С)
Чутливість	0,8мВ/кПа (при напр. живлення 10 В)
Максимальний тиск	29,01PSI (200 кПа)

Оскільки діапазон вихідної напруги датчика MPX2050GP становить лише від 0 до 40 мВ, а максимальний тиск у манжеті, який планується використовувати, становить 180 мм рт. ст. (що відповідає 19,2 мВ на виході датчика), виникає проблема з фіксацією осциляцій тиску. Такий малий сигнал не дозволяє якісно відобразити коливання тиску в манжеті.

Щоб сигнал, поданий на АЦП, був достатньо сильним і осциляції тиску можна було чітко розрізнити, його необхідно підсилити. Для цього потрібен підсилювач сигналу, який збільшуватиме амплітуду вихідного сигналу.

Розраховано, що сигнал потрібно підсилити приблизно в 200 разів, щоб діапазон від 0 до 20 мВ перетворився на 0 до 4 В. Для цієї задачі обрано операційний підсилювач AD620, який відповідає необхідним вимогам. Його схематичне зображення наведено на рисунку 4.12.

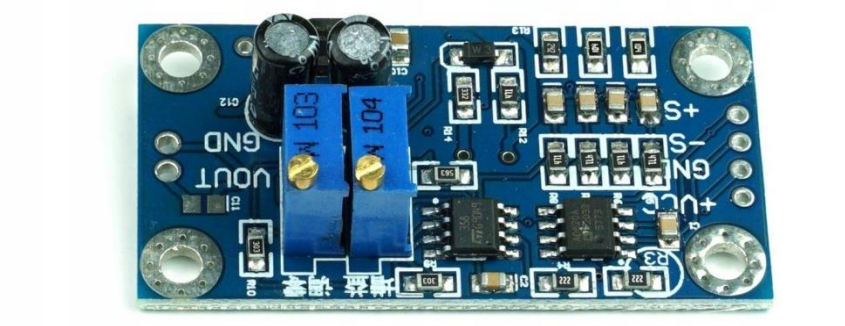


Рисунок 4.12 – Операційний підсилювач AD620

Операційний підсилювач AD620 має кілька переваг, таких як простота використання, хороші характеристики вихідного сигналу та широкий діапазон напруги живлення. В технічних характеристиках зазначено, що коефіцієнт підсилення можна налаштувати за допомогою резистора, який підключається між відповідними виходами підсилювача. Це дозволяє точно відрегулювати рівень підсилення сигналу.

Після підсилення, постійна і змінна складові сигналу передаються на аналого-цифровий перетворювач (АЦП). Для цього приладу було вибрано АЦП ADS1115, який представлений на рисунку 4.13. Це АЦП має високу точність та підтримує необхідні характеристики для подальшої обробки сигналу.

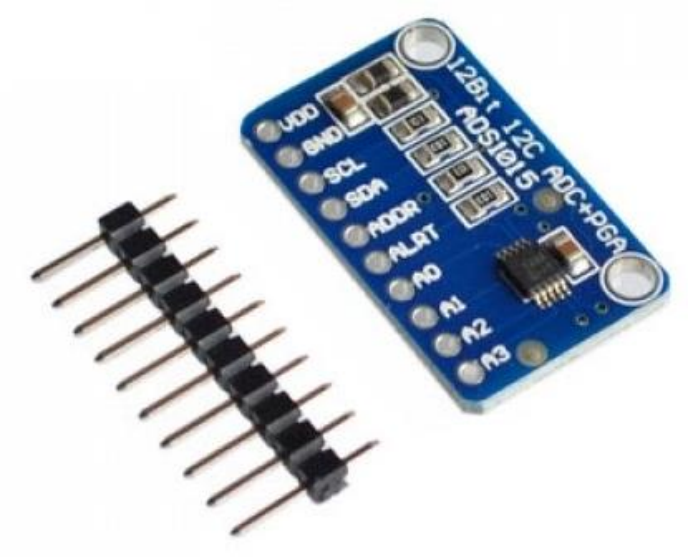


Рисунок 4.13 – Аналого-цифровий перетворювач ADS1115

Аналого-цифровий перетворювач (АЦП) ADS1115 має роздільну здатність 16 біт, що дозволяє отримати максимальне значення 32767. Це значення відповідає 3,3 В, що дозволяє точно вимірювати напругу з великою деталізацією. Для порівняння, вбудований АЦП в Arduino має лише 10 біт, що дає можливість отримати тільки 1024 різних значення. Після перетворення сигналу в зручний формат, він передається на мікроконтролер для подальшої обробки. Компресор зображений на рисунку 4.14.



Рисунок 4.14 – Компресор KPM14A

Для управління тиском у системі було обрано компресор KPM14A, який використовується для нагнітання повітря в манжету та регулювання рівня тиску. Також в приладі будемо використовувати клапан JQF1. Цей компонент малий по габаритам, також має низьку напругу живлення, доволі точно керується сигналом, і добре ізолює тиск в системі. Технічні характеристики клапану вказані в таблиці 4.2 і зображення клапану показане на рисунку 4.15.

Таблиця 4.2 – Технічні параметри компресору KPM14A

Параметр	Значення параметра
Робочий тиск	< 300 мм рт. ст.
Герметичність	< 3 мм рт. ст./мин
Номінальна напруга	3 В
Номінальний струм	75 мА
Номінальна потужність	0,225 Вт



Рисунок 4.15 – Клапан JQF1

Управління компресором та клапаном здійснюється через польовий NPN транзистор. Керуючий сигнал подається на базу емітера транзистора. Коли значення цього сигналу велике (логічний рівень 1), транзистор проводить струм, замкнувши коло, що дозволяє компресору нагнітати повітря, а клапану – закриватися.

На схемі також присутній діод, підключений паралельно до компресора. Його роль полягає в захисті транзистора та мікроконтролера від можливих пошкоджень, що можуть виникнути під час зупинки двигуна компресора. Коли двигун зупиняється, на обмотках може виникати електромагнітна сила самоіндукції (ЕРС), що викликає стрибки напруги. Діод дозволяє згладити ці стрибки, запобігаючи пошкодженню транзистора і контролера.

Для контролю температури пацієнта був обраний прецизійний низьковольтний датчик температури DS18B20 – цифровий температурний сенсор з інтерфейсом 1-Wire. Він дуже популярний завдяки своїй точності (±0,5°C), простоті підключення і здатності працювати на великій відстані від мікроконтролера.

Датчик представлений на рисунку 4.16.



Рисунок 4.16 – Датчик температури DS18B20

Цей датчик має широкий діапазон температур (від -55°C до +125°C), що робить його універсальним. Згідно з технічними характеристиками, опублікованими на сайті розробника, цей датчик забезпечує високу точність вимірювань і не потребує калібрування.

4.4 Функціональні схеми автоматизації управління

Розробка функціональної схеми автоматизації (ФСА) є визначальним етапом проєктування комп’ютерно-інтегрованої системи, що задає технологічну структуру керування, перелік каналів вимірювання (технологічного моніторингу) та характер взаємодії між первинними вимірювальними перетворювачами, обчислювальними модулями та виконавчими механізмами.

Відповідно до ГОСТ 21.404-85 (ДСТУ ISO 351-1:2015), нижче наведено інженерно-технічне обґрунтування та побудову контурів автоматизації проєктуємого медичного комплексу віддаленого параметричного контролю.

Об’єктом автоматизованого керування та моніторингу виступає комплекс фізіологічних та соматичних параметрів пацієнта (біологічний об'єкт). Функціональна схема автоматизації побудована за дворівневим принципом:

– нижній (польовий) рівень: первинні сенсори, розміщені на тілі пацієнта, а також виконавчі елементи гідравлічного контуру манжети;

– верхній (мікропроцесорний) рівень: центральний обчислювальний блок на базі мікроконтролера Arduino Uno (регулятор/контролер), що здійснює опитування периферії, реалізує логіку керування та координує бездротову трансляцію даних через Bluetooth-модуль HC-06.

Для кодування функціональних ознак приладів та контурів автоматизації використано стандартні літерні позначення:

E – електричні величини (вхідні біопотенціали серця для ЕКГ);

P – тиск (гідродинамічний тиск у манжеті тонометра);

T – температура (термометрія тіла пацієнта);

Q – інтегральні або спеціальні величини (у даному контексті — частота серцевих скорочень / пульс);

I – показання (індикація параметрів);

R – реєстрація (архівація та логування);

C – керування / регулювання (автоматичний вплив).

У проєктованій системі виділяються чотири основні функціональні контури автоматизації, що працюють паралельно під керуванням єдиного мікропроцесорного ядра.

Контур 1. Автоматизований аналіз електрокардіографічних сигналів (Контур ЕКГ).

Первинне зняття біопотенціалів серця здійснюється за допомогою трьох натільних електродів, підключених до спеціалізованого аналогового драйвера AD8232 (елемент 1a, первинний перетворювач). Модуль здійснює апаратне підсилення та попередню фільтрацію сигналу від наводок. Очищений аналоговий сигнал (EMG/ECG) надходить на вхід вбудованого АЦП мікроконтролера Arduino Uno (елемент 1b, вторинний прилад, що суміщає функції індикації та реєстрації – EIR). Контролер здійснює програмний розрахунок частоти пульсу на основі інтервалів між R-зубцями (R-R інтервали) та формує масив даних для передачі на верхній хмарний рівень системи.

Контур 2. Автоматичне регулювання та моніторинг тиску (Контур тонометрії).

Даний контур є найбільш складним за структурою і містить як вимірювальні, так і керуючі елементи:

1. Канал вимірювання тиску та осциляцій.

П'єзорезистивний датчик тиску MPX2050GP (елемент 2a, PT) фіксує рівень деформації судинної стінки. Низьковольтний сигнал (0-40 мВ) надходить на інструментальний підсилювач AD620 (елемент 2b), де масштабується до рівня 0-4 В. Підсилений сигнал оцифровується прецизійним 16-бітним зовнішнім АЦП

ADS1115 (елемент 2c, PIT) та через цифровий інтерфейс I^2C передається до мікроконтролера Arduino Uno (2d).

2. Канал керування виконавчим обладнанням.

На основі алгоритму обробки осцилометричної кривої мікроконтролер формує дискретні керуючі сигнали (логічні рівні 0/1) на затвори комутуючих NPN-транзисторів. Транзистори замикають силові кола живлення виконавчих механізмів: мікрокомпресора KPM14A (елемент 2e, виконавчий механізм нагнітання) та випускного електромагнітного клапана JQF1 (елемент 2f, виконавчий механізм скидання тиску). Автоматичний останов компресора та ініціалізація плавного випуску повітря відбуваються безпосередньо в моменти припинення та відновлення реєстрації амплітуди пульсових хвиль.

Контур 3. Цифрове вимірювання температури тіла (Контур термометрії).

Контур побудовано на базі прецизійного цифрового термосенсора DS18B20 (елемент 3a, TT). Датчик здійснює безпосереднє перетворення температури в цифровий код на місці вимірювання, що виключає спотворення сигналу через вплив наводок на кабельні лінії. Передача даних до Arduino Uno (3b, TIR) реалізована через послідовну шину 1-Wire. Контролер зчитує температурне значення з розрядністю до 12 біт без потреби в додатковому апаратному калібруванні.

Контур 4. Підсистема бездротового шлюзування та телеметричного зв'язку.

Усі сформовані вихідні вектори вимірювань (Y) зводяться в єдиний інформаційний пакет у пам'яті Arduino Uno. Через асинхронний послідовний інтерфейс UART дані передаються на трансівер HC-06 (елемент 4a, передавальний перетворювач), який забезпечує бездротову модуляцію і ретрансляцію пакетів по радіоканалу Bluetooth на локальний мобільний шлюз (смартфон) з подальшим виходом у глобальну мережу TCP/IP та вебсервер.

Для наочного представлення взаємозв'язку між апаратними компонентами, типами сигналів та лініями зв'язку мікроконтролера розроблено зведену таблицю підключень системи автоматизації.

Таблиця 4.3 – Специфікація підключень та функцій КТЗ у системі автоматизації

Позн. на ФСА	Найменування компонента	Тип вхідного/вихідного сигналу	Порт підключення до Arduino Uno	Функціональна роль у САУ
1a	Модуль ЕКГ AD8232	Аналоговий (0…5 В) + Дискретний	Аналоговий вхід A0, цифрові D10, D11 (LO+/LO−)	Первинне зняття та фільтрація біопотенціалів
2a, 2b	Сенсор тиску MPX2050GP + підсилювач AD620	Аналоговий диф. (0…40 мВ) → (0…4 В)	Входи AIN0/AIN1 модуля ADS1115	Реєстрація статичного тиску та динамічних осциляцій
2c	16-бітний АЦП ADS1115	Цифровий шинний інтерфейс	Лінії SDA (A4), SCL (A5) (I2C)	Високоточне дискретизування сигналів тонометрії
2e	Компресор KPM14A (через транзистор)	Дискретний вихідний (0 або 5 В)	Цифровий вихід D3 (ШІМ/Discrete)	Виконавчий механізм нагнітання повітря в манжету
2f	Ел. клапан JQF1 (через транзистор)	Дискретний вихідний (0 або 5 В)	Цифровий вихід D4 (Discrete)	Виконавчий механізм скидання тиску з системи
3a	Термосенсор DS18B20	Цифровий послідовний	Цифровий вихід D2 (інтерфейс 1-Wire)	Пермінальний моніторинг температури пацієнта
4a	Bluetooth-модуль HC-06	Цифровий послідовний дуплексний	Апаратні піни D0 (RX), D1 (TX) (UART)	Бездротовий транзит даних на мобільний шлюз

Розроблена функціональна схема автоматизації наведена в Додатку А.

4.5 Принципова схема з’єднання між собою технічних засобів автоматизації

Електрична принципова схема з’єднань є основним технічним документом, який визначає повний склад електричних елементів системи, їхній взаємозв’язок, специфіку комутації сигнальних ліній та організацію контурів живлення. На відміну від функціональної схеми, принципова схема деталізує підключення кожного конкретного виводу (піна) мікроконтролера до периферійних модулів та виконавчих пристроїв.

Розроблена електрична принципова схема наведена в Додатку Б.

Для розуміння трасування друкованої плати пристрою нижче наведено таблицю електричних з’єднань між ключовими компонентами.

Таблиця 4.4 – Схема комутації виводів компонентів пристрою

Вихідний елемент	Вивід елемента	Елемент-приймач	Вивід-приймач	Тип/призначення лінії зв'язку
МК Arduino	D0 (RX)	Bluetooth HC-06	TXD	Інформаційна лінія UART
МК Arduino	D1 (TX)	Дільник напруги	Вхід дільника	Узгодження логіки 5 В→3,3 В
МК Arduino	D2	Датчик DS18B20	DQ	Цифрова шина 1-Wire (+ підтяжка 4,7 кОм)
МК Arduino	D3	Затвор MOSFET 1	Gate	Дискретне ШІМ-керування компресором
МК Arduino	D4	Затвор MOSFET 2	Gate	Дискретне керування клапаном
МК Arduino	D10	Драйвер AD8232	LO+	Сигнал детекції обриву електрода ЕКГ
МК Arduino	D11	Драйвер AD8232	LO-	Сигнал детекції обриву електрода ЕКГ
МК Arduino	A0	Драйвер AD8232	OUTPUT	Аналоговий сигнал кардіохвилі
МК Arduino	A4 (SDA)	АЦП ADS1115	SDA	Інтерфейсна шина I2C

МК Arduino	A5 (SCL)	АЦП ADS1115	SCL	Інтерфейсна шина I2C
Підсилювач AD620	V_out	АЦП ADS1115	AIN0	Масштабований аналоговий сигнал тиску
Датчик MPX2050	+V_out / -V_out	Підсилювач AD620	+In / -In	Диференціальний низьковольтний сигнал

Висновки. У четвертому розділі бакалаврської кваліфікаційної роботи виконано повний цикл інженерного проєктування та технічного обґрунтування комп’ютерно-інтегрованої системи віддаленого параметричного моніторингу стану пацієнта. На основі проведених досліджень та розробок сформульовано такі основні науково-практичні результати:

Розроблено послідовні алгоритми функціонування як системи в цілому, так і її окремих вимірювальних контурів (термометрії, осцилометричної тонометрії та триканальної електрокардіографії). Представлення алгоритмів у вигляді деталізованих блок-схем дозволило чітко формалізувати часові інтервали опитування периферії, умови виходу мікроконтролера з режиму низького енергоспоживання, а також логіку автоматичного керування виконавчим гідроконтуром.

Обґрунтовано та сформовано комплекс технічних засобів (КТЗ) на базі мікроконтролера Arduino Uno (на базі чіпа ATmega328P). Вибір супутніх модулів виконано з урахуванням жорстких критеріїв точності, мініатюрності та енергоефективності. Інтеграція прецизійного 16-бітного АЦП ADS1115 та інструментального підсилювача AD620 дозволила успішно вирішити проблему реєстрації низьковольтних ($0\dots40\text{ мВ}$) диференціальних сигналів з п'єзорезистивного датчика тиску MPX2050GP, забезпечивши високу чіткість фіксації осциляцій м'язового тонусу та пульсової хвилі.

Побудовано трирівневу IoT-архітектуру структури системи, яка визначає бездротовий спосіб транзиту телеметричної інформації. Порівняльний аналіз дротових та бездротових каналів зв'язку підтвердив доцільність використання дуплексного протоколу Bluetooth (модуль HC-06) для зв'язку з локальним

мобільним шлюзом (смартфоном) пацієнта. Така топологія забезпечує максимальну ергономічність і мобільність користувача під час реабілітаційних процедур у домашніх умовах із гарантованою асинхронною ретрансляцією Big Data на хмарний сервер.

Спроектовано функціональну схему автоматизації відповідно до чинних стандартів (ДСТУ ISO 351-1:2015). На схемі графічно закріплено межі польового та мікропроцесорного рівнів, виділено контури автоматичного керування компресором KPM14A та електромагнітним клапаном JQF1 через дискретні канали, а також визначено інформаційні шини обміну (I2C, 1-Wire, UART). Складена специфікація підключень елементів КТЗ підтверджує раціональне використання портової структури обраного контролера.

Розроблено електричну принципову схему з’єднань, яка деталізує топологію міжвивідних комутацій та організацію живлення. Реалізоване розділення контурів аналогового заземлення та цифрової/силової лінії, а також паралельне підключення швидкісних захисних діодів 1N4007 до індуктивних навантажень, забезпечує високий рівень завадостійкості та захисту напівпровідникових елементів від сплесків ЕРС самоіндукції. Сформована схема комутації повністю готова до етапу трасування друкованої плати (PCB).

Таким чином, результати проєктування, наведені у цьому розділі, є завершеним інженерним рішенням, яке поєднує теоретичну математичну модель об'єкта із практичною програмно-апаратною базою нижнього рівня системи автоматизації.

5. ОХОРОНА ПРАЦІ І ТЕХНОГЕННА БЕЗПЕКА

5.1 Аналіз потенційних небезпек

Новітні технології ІТ-індустрії швидко увійшли у сучасне виробництво програмного забезпечення та принципів роботи із ними з метою поліпшення умов праці. Питання забезпечення охорони праці працівників у сфері ІТ вимагає детального з'ясування, а також оцінки можливих професійних ризиків при взаємодії з сучасним комп’ютерним обладнанням.

ІТ-компанія має трудові відносини з працівниками. Вимога щодо впровадження заходів з охорони праці передбачається, зокрема, ч. 4 ст. 43 Конституції України [1], згідно якої кожен має право на належні, безпечні і здорові умови праці. Забезпечення безпечних і нешкідливих умов праці покладається на власника або уповноважений ним орган. Умови праці на робочому місці, безпека технологічних процесів, машин, механізмів, устаткування та інших засобів виробництва, стан засобів колективного та індивідуального захисту, що використовуються працівником, а також санітарно-побутові умови повинні відповідати вимогам нормативних актів про охорону праці. Зокрема статтею 13 ЗУ «Про охорону праці» [2]. У відповідності з цим законом, кожна компанія, в рамках якої реалізуються трудові відносини, зобов’язана вжити всіх необхідних заходів з охорони праці та розробити відповідні документи, зокрема, але не виключно:

- положення про охорону праці;
- інструкції з охорони праці по кожній з професій та в цілому;
- накази з охорони праці;
- журнали інструктажу, реєстрацій та інше.

Оскільки тема магістерської роботи «Розробка автоматизованого сервісу пошуку роботи у сфері ІТ-технологій», передбачає виконання посадових обов’язків та проведення досліджень та розрахунків в сфері комп’ютерних і

кіберфізичних систем у приміщенні офісу, обладнаному персональними комп’ютерами (далі ПК) з візуальними дисплейними терміналами (далі ВДТ), тому нижче розглянемо заходи по забезпеченню безпеки, виробничої санітарії, гігієни праці і пожежної безпеки для офісного приміщення.

На основі аналізу роботи існуючого обладнання і посадових обов’язків фахівця у приміщенні офісу, обладнаному ПК з ВДТ, виявлені небезпечні та шкідливі виробничі фактори, здатні привести до травм або ушкодження здоров’я працівників.

Основні небезпечні та шкідливі виробничі фактори [3]:

– можливість ураження електричним струмом, при виконанні посадових обов’язків внаслідок порушення правил з електробезпеки або помилкових дій персоналу, що може призвести до електротравм різного ступеню важкості або навіть до летального наслідку;

– механічне травмування внаслідок нераціонального розташування робочих місць, що є порушенням вимог ергономіки;

– підвищене нервово-психічне навантаження, внаслідок специфіки роботи, а саме постійний контакт з клієнтами, колегами по роботі, керівництвом, контрагентами при вирішенні робочих питань (деякі з них можуть бути конфліктними, суперечливими), що може викликати емоційний дискомфорт, внутрішнє роздратування та емоційну нестабільність під час короткотривалих певних негативних ситуацій, та може призвести до захворювань нервової системи, зниження наснаги на працю та стресових станів та помилкових дій;

– оскільки робота користувача ПК вимагає тривалого статичного напруження м’язів спини, шиї, рук і ніг тому не раціональна або неправильна конструкція, організація та обладнання комп’ютеризованого робочого місця не забезпечує правильного та комфортного положення при роботі за комп’ютером, що може привести до швидкої втоми, а як наслідок до помилок, зниженню працездатності та кістково-м’язовим порушенням;

– недостатнє або надмірне освітлення робочих місць, в зв'язку з несправністю, або хибним вибором освітлювальних приладів, в зв'язку з неправильним розташуванням робочих місць по відношенню до джерел природного та штучного освітлення, що призводить до помилкових дій, погіршення зору або ефекту засліплення;

– незадовільні параметри мікроклімату в робочих приміщеннях (підвищена або знижена температура, вологість і рухливість повітря), у зв'язку з відсутністю, хибним вибором та використанням не якісних або нераціональних систем вентиляції, кондиціювання повітря, приводить до підвищеної стомлюваності, а як наслідок до помилок, зниженню працездатності, а також може бути причиною простудних захворювань;

– неправильні або нераціональні дії персоналу в умовах надзвичайних ситуацій, внаслідок не своєчасного оповіщення, неякісної підготовки персоналу правилам дій в умовах надзвичайних ситуацій або якісної організації дій персоналу керівництвом, призводять до паніки, невиправданих травм та загибелі людей;

– можливість загоряння, в зв'язку з порушенням правил протипожежної безпеки, використанням несправного електрообладнання, або відсутністю систем пожежної сигналізації і пожежогасіння, що призводить до пожежі, а як наслідок може бути причиною опіків та травм різного ступеню важкості або навіть летального наслідку, а також значних матеріальних збитків;

– монітор ПК є джерелом практично всіх видів електромагнітного випромінювання: іонізуючі випромінювання при визначеній дозі можуть викликати виникнення злоякісних пухлин; електромагнітні поля наднизької частоти впливають на імунну систему, та можуть стимулювати канцерогенез молочних залоз і шкіри, тощо;

– від постійної роботи за клавіатурою ПК нервові закінчення подушечок пальців німіють, виникає слабкість, в подушечках «бігають мурашки», це може привести до пошкодження суглобового і зв'язкового апарату кисті, а надалі

захворювання кисті можуть стати хронічними та розвитися «тунельний синдром».

5.2 Заходи безпеки обслуговуючого персоналу

Приміщення, у якому здійснюються заходи пов’язані з виконанням посадових обов’язків та проведенням досліджень та розрахунків (розробкою, модернізацією, удосконаленням, тощо), є спеціалізованим офісним (офіс ІТ-компанії, приміщенням дослідницького центру, лабораторії, тощо) яке обладнане ПК з ВДТ.

У приміщенні офісу застосовується широке різноманіття електроприладів: персональні комп'ютери, принтери, ксерокси, факси, освітлювальні прилади, кондиціонери, побутові електроприлади тощо. Небезпека ураження електричним струмом при використанні цих приладів з'являється при недотриманні заходів обережності, а також при відмові або несправності цього обладнання. Наслідки ураження електричним струмом залежать від багатьох факторів: опору організму, величини, тривалості дії, роду і частоти струму, шляхів його проходження через життєво важливі органи, умов зовнішнього середовища [4].

Для запобігання ураження електричним струмом встановлено електроустаткування, яке відповідає вимогам ДСанПіН 3.3.2.007-98 «Державні стандартні правила і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин» [5], 90/270/ЄЕС. Про мінімальні вимоги безпеки та здоров’я при роботі з екранними пристроями [6], «Правил улаштування електроустановок» (далі – «ПУЕ-2021» [7]), ДСТУ Б В.2.5-82:2016 «Електробезпека в будівлях і спорудах. Вимоги до захисних заходів від ураження електричним струмом» [8], НПАОП 40.1-1.32-01 «Правила будови електроустановок. Електрообладнання спеціальних установок» [9], НАПБ А.01.001-14 «Правила пожежної безпеки в Україні» [10] та буде використовуватися згідно вимог НПАОП 40.1-1.01-97 «Правила безпечної

експлуатації електроустановок» [11] (далі – «ПБЕЕ»), НПАОП 40.1-1.21-98 «Правила безпечної експлуатації електроустановок споживачів» [12] (далі – «ПБЕЕС») та НПАОП 0.00-7.15-18 «Вимоги щодо безпеки та захисту здоров'я працівників під час роботи з екранними пристроями» [13].

Згідно «ПУЕ-2021» [7], за ступенем небезпеки ураження електрострумом, офісне приміщення належить до 1-го класу, тобто є приміщенням без підвищеної небезпеки, у якому відсутні умови, що створюють підвищену та особливу небезпеку.

Згідно глави 1.7 – «Заземлення і захисні заходи від ураження електричним струмом» – «ПУЕ-2021» [7], обладнання офісу має основну ізоляцію струмо провідних частин, яка забезпечує захист від прямого дотику та подвійну, яка складається з основної та додаткової ізоляції, для забезпечення захисту від ураження електричним струмом у разі пошкодження основної ізоляції.

Відповідно до вимог п. 6.7.4. НПАОП 40.1-1.21-98 «ПБЕЕС» [12] усі доступні для доторкання металеві деталі електрообладнання у приміщенні з ПК, які можуть опинитись під напругою, у випадку пошкодження ізоляції, з'єднані з заземлюючим пристроєм.

Оскільки офісне приміщення за ступенем небезпеки ураження електрострумом належить до 1-го класу, тому відповідно до вимог п. 6.7.6 НПАОП 40.1-1.21-98 «ПБЕЕС» [12] та додатку №1 до НПАОП 40.1-1.01-97 «ПБЕЕ» [11] користувачі ПК пройшли інструктаж з електробезпеки з оформленням в журналі інструктажу та мають І групу з електробезпеки.

Ймовірність механічного травмування може виникнути внаслідок нераціонального розташування робочих місць, захаращення робочих місць або у зв'язку з недбалістю та неуважністю обслуговуючого персоналу. Для виключення травматизму згідно ДСанПіН 3.3.2.007-98 «Державні санітарні правила і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин» [5] зроблено більш зручне та раціональне розташування робочих місць, таким чином збільшена відстань між ними, яка відповідає нормованим значення (площа на одне робоче місце має становити не

менше ніж 6,0 м^2, а об'єм не менше ніж 20,0 м^3). Поверхня підлоги є рівною, неслизькою, з антистатичними властивостями.

У зв’язку із стресовими ситуаціями та нервово-емоційними навантаженнями у людей, які працюють у сфері ІТ, може виникнути ймовірність захворювань загально-невротичного характеру.

З метою зниження нервово-емоційного напруження, стомлення зорового аналізатора, поліпшення мозкового кровообігу, подолання несприятливих наслідків гіподинамії, запобігання втоми, згідно ДСанПіН 3.3.2.007-98 «Державні санітарні правила і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин» [5] для робітників із застосування ЕОМ, передбачені регламентовані перерви для відпочинку тривалістю 15 хвилин через кожні дві години, а також обладнані побутові приміщення для відпочинку під час роботи, кімната психологічного розвантаження. В кімнаті психологічного розвантаження передбачені пристрої для приготування й роздачі тонізуючих напоїв, а також місця для занять фізичною культурою

Для оптимізації відносин у колективі проводяться тренінги з залучанням психологів на теми: «Адаптація у новому колективі», «Поведінка в суспільстві».

Для запобігання кістково-м’язових порушень робочі місця користувачів ПК у офісному приміщенні відповідають ергономічним вимогам з урахуванням характеру і особливостей трудової діяльності згідно з ДСанПіН 3.3.2.007-98 «Державні санітарні правила і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин» [5].

Висота робочої поверхні столу з ПК регулюється в межах 680-800 мм, а ширина і глибина – забезпечує можливість виконання операцій у зоні досяжності моторного поля (рекомендовані розміри: ширина – 600-1400 мм, глибина – 800-1000 мм). Робочий стіл має простір для ніг висотою 600 мм, шириною – 500 мм, глибиною (на рівні колін) – 450 мм, на відстані витягнутої ноги – 650 мм.

Для того, що зменшити навантаження на руки від тривалої роботи на комп'ютері та зменшити ризик виникнення синдрому зап'ястного каналу,

достатньо виконувати рекомендації по організації робочого місця і режиму роботи, щогодини робити короткі перерви, передбачені ДСанПіН 3.3.2.007-98 «Державні санітарні правила і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин» [5], регламентовані перерви для відпочинку тривалістю 15 хвилин через кожні дві години, під час яких бажано виконати кілька вправ для кистей рук.

5.3 Заходи з виробничої санітарії і гігієни праці

Захистом від електромагнітних іонізуючих випромінювань є обмеження часу перебування в електромагнітному полі и нормування інтервалів годин, протягом яких людина покидає небезпечна зону. Дотримання норм ДСанПіН 3.3.2.007-98 «Державні санітарні правила і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин» [5] дозволяє забезпечити дотримання допустимої дози, і залучити природні захисні ресурси людини, які за відсутності випромінювання відновлюють функції організму.

Заходи з виробничої санітарії і гігієни праці для офісного приміщення (офісу ІТ- компанії, дослідницької лабораторії, дослідницького центру, тощо) обладнаного ПК з ВДТ розроблені відповідно до вимог Державних санітарних норм та правил «Гігієнічна класифікація праці за показниками шкідливості та небезпечності факторів виробничого середовища, важкості та напруженості трудового процесу», ДСанПіН 3.3.2.007-98 «Державні санітарні правила і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин» [5] і НПАОП 0.00-7.15-18 «Вимоги щодо безпеки та захисту здоров’я працівників під час роботи з екранними пристроями» [13].

Основними причинами недостатньої або надмірної освітленості робочих місць є несправність або хибний вибір освітлювальних приладів, неправильне розташування робочих місць по відношенню до джерел освітлення. Незадовільна освітленість на робочому місці або на робочій зоні може бути причиною зниження продуктивності та якості праці, отримання травм. Недостатнє або

надмірне освітлення викликає зоровий дискомфорт, що виражається у відчутті незручності або напруженості. Тривале перебування в умовах зорового дискомфорту призводить до розсіювання уваги, зменшення зосередженості, зоровій і загальній втомі.

У офісному приміщенні обладнаному ПК з екранним пристроєм (далі – ЕП), згідно ДСанПіН 3.3.2.007-98 «Державні санітарні правила і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин» [5] та ДБН В.2.5-28-2018 «Природне і штучне освітлення» передбачене природне та штучне освітлення [14].

Природне освітлення здійснено через світлові прорізи, які орієнтовані на південь і забезпечують коефіцієнт природної освітленості (КПО) не нижче 1,5%. Для захисту від прямих сонячних променів, які створюють прямі та відбиті відблиски на поверхні екранів і клавіатури, передбачено сонцезахисні пристрої, на вікнах встановлені жалюзі.

Неправильне проектування або несправність систем опалення, вентиляції та кондиціонування в приміщенні офісу може призвести до негативних впливів на здоров’я працівників у вигляді простудних захворювань, перегрівань, проблем із дихальними шляхами тощо.

Метеорологічні умови для приміщенні з комп’ютеризованими робочими місцями – температура, відносна вологість та швидкість переміщення повітря цілком відповідають вимогам ДСН 3.3.6.042-99 «Державні санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень» [15]. Роботи у приміщенні з ПК, належать до категорії Іб – легка робота, тому передбачені наступні оптимальні значення параметрів мікроклімату:

– у холодний період року: температура 21 – 23°С; відносна вологість: 40-60%; швидкість переміщення повітря: 0,1 м/с;

– у теплий період року: температура 22 – 24°С; відносна вологість: 40-60%; швидкість переміщення повітря: 0,2 м/с.

Відповідно до вимог ДБН В.2.5-67:2013 «Опалення, вентиляція та кондиціонування» [16], з метою забезпечення оптимальних параметрів мікроклімату в офісному приміщенні обладнаному ПК з ЕП передбачена система централізованого водяного опалення з радіаторами, а на теплий період передбачений побутовий кондиціонер.

З метою забезпечення необхідного повітрообміну у приміщенні офісу передбачена система механічної припливно-витяжної вентиляції (методом рекуперації), яка забезпечує 3-кратний обмін повітря за годину.

Оптимальні рівні позитивних (n+) і негативних (n–) іонів у повітрі офісного приміщення з ЕП відповідають вимогам додатку 3 ДСанПіН 3.3.2.007-98 «Державні санітарні правила і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин» [5] і становить: n(+) = 1500 – 30000 (шт. на 1 $см^3$); n(–) = 3000 – 5000 (шт. на 1 $см^3$). Підтримку оптимального рівня легких позитивних і негативних аероіонів у повітрі на робочих місцях забезпечують за допомогою біполярних коронних аероіонізаторів.

5.4 Заходи з пожежної безпеки

Заходи по забезпеченню пожежної безпеки для приміщення офісу обладнаного ПК з ВДТ розроблені відповідно до вимог НАПБ А.01.001-14 «Правил пожежної безпеки в Україні» [10].

З аналізу речовин і матеріалів, що використовуються в приміщенні дослідницького центру (дослідницької лабораторії, офісу, тощо) обладнаному ПК з ВДТ, згідно ДСТУ EN 2:2014 «Класифікація пожеж (EN 2:1992, EN 2:1992/A1:2004, IDT)» [17] визначити клас можливої пожежі (A, B, C, D, F, E) та відповідно до вимог ДСТУ Б В.1.1-36:2016 «Визначення категорій приміщень, будинків та зовнішніх установок за вибухопожежною та пожежною небезпекою» [18] указати до якої категорії з пожежної небезпеки (А, Б, В, Г, Д) належить приміщення офісу (дослідницького центру, лабораторії, тощо).

Згідно ДБН В.1.1-7:2016 «Пожежна безпека об’єктів будівництва. Загальні вимоги» [19], передбачити шляхи евакуації із приміщення офісу (дослідницького центру, лабораторії, тощо) обладнаного ПК з ВДТ, працівників на випадок пожежі (переходи, евакуаційні виходи).

Показати наявність засобів виявлення загорянь і пожеж у приміщенні офісу (дослідницького центру, лабораторії, тощо) обладнаному ПК з ВДТ згідно вимог ДБН В.2.5-56:2014 «Системи протипожежного захисту» [20]:

а) автоматичних сигналізаторів про пожежу;

б) системи пожежної сигналізації.

З огляду на пожежну небезпеку приміщення офісу (дослідницького центру, лабораторії, тощо) обладнаного ПК з ВДТ, передбачити систему автоматичного пожежогасіння та первинні засоби пожежогасіння (вогнегасники різних видів) згідно вимог «Правил експлуатації та типових норм належності вогнегасників» [21].

Висновки. Аналіз умов праці ІТ-фахівців свідчить про наявність та можливий вплив наступних шкідливих та небезпечних чинників: шуму; несприятливому мікроклімату (тепловиділення, високі температури при нагріві центральних процесорів та блоків живлення та низькі – при проведенні ремонтних робіт та обслуговування криогенного обладнання квантових комп’ютерів); іонізуючі і неіонізуючі випромінювання; недостатнє штучне та природнє освітлення; візуальні фактори: надмірна яскравість, контрастність, мерехтіння зображення, відблиски тощо. Враховуючи що для забезпечення роботи квантових комп’ютерів потрібна напруга понад 1000В, проведення з ними роботи потребує відповідних заходів електробезпеки та здійснення психофізіологічної експертизи. Основними причинами травматизму є: недотримання працівниками інструкцій та правил техніки безпеки, несправність обладнання, інструменту, технічних засобів, невикористання захисних пристроїв тощо. Більшість випадків травматизму на робочих місцях в ІТ-секторі трапляється з працівниками через багаточасову денну зміну, в другій половині дня, коли наступає втомленість робітників.

6. ТЕХНІКО–ЕКОНОМІЧНЕ ОБГРУНТУВАННЯ ПРОЕКТУ

6.1 Формування бюджету компаній медичних технологій

Для забезпечення точного прогнозування, контролю та оптимізації фінансових витрат підприємства в процесі створення програмного продукту необхідно впровадити систему ключових показників ефективності (KPI) з обов'язковим моніторингом їхньої динаміки у часі. При розрахунку бюджету на розробку мультиплатформеного вебзастосунку дистанційного моніторингу стану людини аналізуються такі базові фінансово-економічні метрики:

1. Прогнозна (планова) вартість: попередня інтегральна оцінка бюджету проєкту, що формується на етапі передпроєктних досліджень на основі калькуляції трудовитрат, емпіричного досвіду розробників та аналізу ринкових аналогів. Для цього стартап-проєкту вона охоплює витрати на проектування архітектури, безпосереднє кодування (програмування), комплексне тестування, UI/UX-дизайн, первинний маркетинг та розгортання інфраструктури.

2. Фактична вартість (AC – Actual Cost): реальний обсяг капіталовкладень, фактично освоєний у процесі життєвого циклу розробки. Даний показник є динамічним і коригується під впливом внутрішніх та зовнішніх чинників (зміна складу SCRUM-команд, реконфігурація технічного завдання, архітектурні ускладнення).

3. Прогнозовані KPI (Цільові метрики): планові операційні показники успішності продукту після релізу, які включають цільову кількість скачувань за розрахунковий період, обсяг активної аудиторії (MAU/DAU), коефіцієнт утримання користувачів (Retention Rate), а також прогнозний рівень рентабельності інвестицій (ROI).

4. Фактичні KPI (Реалізовані метрики): реальні статистичні дані, отримані в результаті експлуатації та виходу застосунку на ринок, що фіксують точну кількість користувачів, частоту сесій, глибину взаємодії з інтерфейсом та характер споживчих відгуків.

5. Ціна одиниці продукту (Вартість залучення/завантаження): питома вартість, розрахована на одного кінцевого користувача. Цей параметр є фундаментальним для розробки стратегії монетизації (Freemium, підписка, B2B-контракти з клініками) та оцінки фінансової спроможності проєкту.

Техніко-економічні показники розробки застосунку.

На основі проведених фінансових розрахунків та аналізу точки беззбитковості було сформовано підсумковий баланс витрат та операційних KPI проєкту:

– планова (прогнозна) вартість розробки програмного комплексу склала 150 000 доларів США;

– фактична вартість реалізації проєкту за рахунок гнучкого управління, аутсорсингу та оптимізації етапів тестування була знижена до 145 000 доларів США;

– плановий показник ефективності (прогнозований KPI) передбачав досягнення 50 000 завантажень протягом перших трьох місяців після релізу;

– фактичний обсяг завантажень (фактичний KPI) за аналогічний стартовий період склав 45 000 одиниць;

– базова роздрібна вартість доступу до застосунку (ціна для одного користувача), розрахована як компроміс між сукупними витратами компанії та реальними обсягами скачувань, становить 3,00 долари США.

Систематичне зіставлення планових та фактичних фінансових метрик надає керівництву компанії оперативний інструмент для аудиту бюджетних відхилень, дозволяє вчасно реконфігурувати маркетингову стратегію та оптимізувати операційні витрати для забезпечення максимальної прибутковості IT-продукту.

6.2 Економічні бенефіти для користувачів розробленого застосунку

Економічні бенефіти для користувачів розробленого застосунку моніторингу стану людини можуть бути значними, оскільки він має потенціал для покращення здоров’я та якості життя користувачів. Ось кілька основних переваг:

1. Зниження витрат на медичні послуги: завдяки постійному моніторингу здоров'я та виявленню проблем на ранніх стадіях, користувачі можуть уникнути серйозних захворювань або ускладнень, що дозволить зменшити витрати на лікування і медичні послуги в майбутньому. Це особливо важливо для людей з хронічними захворюваннями або тих, хто активно стежить за своїм здоров’ям.

2. Підвищення ефективності здоров'я та фізичної активності: застосунок може мотивувати користувачів вести активний спосіб життя, відслідковувати фізичну активність, що в свою чергу покращує їхній стан здоров’я. Це може призвести до економії на витратах, пов’язаних із
здоров’ям, таких як медичні обстеження або ліки.

3. Полегшення управління персональними фінансами: взаємозв’язок між здоров’ям і фінансами, коли користувачі можуть за допомогою застосунку планувати витрати на здоров’я, контролювати витрати на ліки та медичне обслуговування, що в кінцевому підсумку дозволить краще управляти своїм бюджетом.

4. Зменшення витрат на інші цифрові сервіси: багато функцій застосунку можуть замінити необхідність в інших дорогих пристроях або підписках, таких як візити до лікарів, дорогі фітнес-пристрої або спеціалізовані медичні додатки.

5. Запобігання витратам на відновлення здоров'я: постійний моніторинг і раннє виявлення проблем дозволяють користувачам вчасно реагувати на зміни у своєму стані, запобігаючи серйозним захворюванням, що зазвичай потребують дорогого лікування або реабілітації.

6. Покращення якості життя: застосунок може допомогти користувачам краще контролювати своє здоров’я, що зменшує стрес і непередбачувані витрати.

Збільшення тривалості активного та здорового життя має потенціал для економічних вигод у довгостроковій перспективі.

У кінцевому рахунку, застосунок може допомогти користувачам зберігати не лише гроші, а й здоров’я, зменшуючи загальні витрати на медичне обслуговування та підвищуючи ефективність управління їхніми фінансами.

6.3 Перспективи розвитку сервісу моніторингу стану людини

На даний момент дослідники повністю розробили різні сенсорні технології для низки поширених медичних сценаріїв і здійснили деякі корисні дослідження щодо діагностики з точністю за допомогою алгоритмів штучного інтелекту та покращення управління медичними послугами. Оскільки електронні пристрої інтегруються з біологічними тілами, майбутні виклики стають дедалі очевиднішими, наприклад, у питаннях етики, безпеки, зв'язку та контролю.

Сенсорні технології, придатні для певних сценаріїв застосування, повинні бути ретельно відібрані, і слід повністю враховувати питання, такі як обробка величезних мультимодальних даних, технологія об’єднання інформації та інтегроване управління даними кількох осіб, при цьому питання захисту приватності користувачів та етичні проблеми будуть вирішуватися на всіх етапах. Слід також врахувати етичні та емоційні аспекти, ґрунтуючись на повному врахуванні проблем біосумісності, щоб досягти більш повної сумісності між пристроями, користувачами та установами.

Попри нещодавні досягнення, залишаються ключові проблеми, зокрема ефективне зберігання енергії для тривалого використання, стабільна високо-продуктивна передача сигналів та адаптованість для специфічних груп населення. Для вирішення цих проблем потрібно розробляти передові технології енергозбирання, покращувати обробку даних в реальному часі та безпечну бездротову передачу, удосконалювати механічні властивості гнучких матеріалів для витримування деформації та зменшувати інтерференцію сигналів у

мультимодальних сенсорних системах. Це, безумовно, підвищує початкові витрати на інтеграцію автоматизованих системи моніторингу стану людини в медичні установи з точки зору матеріалів та розвитку технологій.

Однак у довгостроковій перспективі автоматизовані системи моніторингу стану людини можуть знизити медичні витрати, покращити якість нагляду та догляду, а також сприяти покращенню здоров’я пацієнтів, потенційно приносячи значні економічні переваги медичній сфері. Крім того, розширення застосувань таких систем для недостатньо представлених груп є важливим. Майбутній прогрес залежить від міждисциплінарних інновацій у науці про матеріали, штучному інтелекті та енергетичних технологіях, що дозволяє автоматизованим системам моніторингу стану людини виходити за межі охорони здоров’я і використовуватися в людсько-машинному взаємодії, реабілітації та розумному побуті.

Висновки. Формування бюджету для розробки застосунку моніторингу стану людини є важливим етапом, що вимагає ретельного планування та аналізу ключових показників ефективності (KPI). Оцінка прогнозної та фактичної вартості, а також моніторинг досягнутих результатів, дають можливість ефективно управляти фінансами і коригувати стратегії для досягнення бажаних результатів.

Економічні бенефіти для користувачів такого застосунку очевидні: зниження витрат на медичні послуги, покращення здоров'я та фізичної активності, зменшення витрат на інші цифрові сервіси та запобігання дорогому лікуванню завдяки ранньому виявленню проблем зі здоров'ям. Користувачі мають змогу не тільки заощаджувати гроші, але й підтримувати своє здоров’я, що позитивно впливає на їхнє благополуччя та економічне становище. Незважаючи на існуючі технологічні та етичні виклики, застосування сенсорних технологій і штучного інтелекту в медичній сфері відкриває нові горизонти для більш ефективного догляду за пацієнтами. У довгостроковій перспективі це може знизити медичні витрати, покращити якість медичних послуг і принести значні економічні вигоди для медичної сфери.

ВИСНОВКИ

У випускній кваліфікаційній роботі магістра вирішено актуальну науково-практичну задачу з проектування, дослідження та впровадження комп’ютерно-інтегрованої системи дистанційного параметричного контролю та реабілітаційного моніторингу пацієнтів. Результати проведеного комплексного дослідження за розділами дозволяють сформулювати такі висновки:

У першому розділі здійснено детальний аналітичний огляд фізичних та хімічних біосигналів, які виступають інформативними маркерами соматичного стану людини. Особливу увагу приділено первинним перетворювачам (сенсорам) для безперервної реєстрації електрофізіологічних параметрів (ЕЕГ, ЕКГ, ЕМГ), артеріального тиску, температурних трендів, частоти дихання та кінематичних характеристик локомоторної активності пацієнта. Розглянуто аналітичний потенціал екскретів біологічних рідин (слини, крові, поту, сечі) як бази для оцінки біохімічного статусу та гомеостазу організму в режимі реального часу.

У другому розділі розроблено математичну модель технологічного об'єкта автоматизації у вигляді системи векторно-матричних рівнянь та функцій активації. Отриманий математичний апарат дозволив формалізувати нелінійні залежності динаміки збору даних (зокрема, для каналів тонометрії та триканального ЕКГ), що забезпечило теоретичний фундамент для подальшої алгоритмізації процесів та проектування керуючих програм мікроконтролерної периферії.

У третьому розділі спроектовано структурно-функціональну схему та покрокові алгоритми функціонування кіберфізичної системи віддаленого моніторингу. Обґрунтовано вибір комплексу технічних засобів (КТЗ), включаючи енергоефективну мікропроцесорну базу та бездротові інтерфейси зв'язку короткого радіусу дії (BLE, Wi-Fi). Це дозволило гарантувати високу точність вимірювань, стабільність дуплексного з'єднання, завадостійкість

передачі даних (завдяки впровадженню алгоритмів безвтратного стиснення) та мобільність пацієнта в амбулаторних чи домашніх умовах.

У четвертому розділі виконано програмну реалізацію мультиплатформеного вебзастосунку системи. Обґрунтовано стек технологій: для клієнтської частини (Frontend) обрано фреймворк Angular, для серверної логіки (Backend) – мову Java з використанням архітектурного каркаса Spring Boot. Зберігання структурованої медичної інформації та логів користувачів організовано в реляційній системі керування базами даних MariaDB. Оркестрацію контейнеризованих робочих навантажень, мікросервісів та забезпечення відмовостійкості платформи покладено на Kubernetes, а безпеку, надійну аутентифікацію та дворівневий рольовий контроль доступу (RBAC) реалізовано за допомогою інтеграції сервісу Keycloak.

У п'ятому розділі проведено експериментальне опробування та комплексне тестування розробленого вебзастосунку. Впроваджений UI/UX-дизайн забезпечив інтуїтивно зрозумілий людино-машинний інтерфейс як для пацієнтів у період реабілітації, так і для медичного координатора (панель адміністратора). У ході тестування (модульного, інтеграційного та навантажувального) було виявлено та успішно усунено дефекти програмного коду, підтверджено повну відповідність системи критеріям швидкодії, захищеності та вимогам технічного завдання.

У шостому розділі виконано інженерний аналіз умов праці IT-фахівців (розробників та операторів системи), ідентифіковано потенційні небезпечні та шкідливі виробничі фактори (ергономічні, психофізіологічні, оптичні), а також розроблено комплекс нормативно-технічних заходів щодо зниження їхнього негативного впливу та забезпечення безпеки життєдіяльності на робочих місцях.

У сьомому розділі здійснено техніко-економічне обґрунтування інженерного проєкту та сформовано бюджет розробки. Загальна прогнозна вартість проектування, програмування, тестування та маркетингового супроводу становить 150 000 доларів США. На основі розрахунку точки беззбитковості та планованого KPI (досягнення 50 000 скачувань за перші 3 місяці експлуатації),

встановлено оптимальну роздрібну ціну застосунку на рівні 3,00 долари США за одного користувача, що доводить фінансову доцільність, високу рентабельність та швидку окупність стартап-проєкту.

Узагальнюючи результати магістерського дослідження, можна стверджувати, що успішне масштабування та комерціалізація подібних комп’ютерно-інтегрованих систем моніторингу безпосередньо залежать від міждисциплінарної синергії нанотехнологій, матеріалознавства (створення гнучких еластичних біосенсорів) та методів штучного інтелекту (обробка Big Data хмарними нейромережами). Розширення сфери застосування розробленої архітектури для завдань постінсультної реабілітації, систем «розумного дому» (Smart Home) та спортивного трекінгу демонструє високий потенціал технології, що виходить далеко за межі традиційної стаціонарної медицини, роблячи вагомий внесок у цифровізацію охорони здоров'я та глобальне покращення якості життя населення.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Конституція України : офіц. текст. Київ : КМ, 2013. 96 с.

2. Про охорону праці : Закон України від 14.10.1992 р. № 2694-XII Голос України. 2017. 27 верес. (№ 178-179). С. 10–22.

3. ДСанПіН 3.3.2.007-98. Державні санітарні правила і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин. Вид. офіц. Київ. 1998. 45 с. (Інформація та документація).

4. 90/270/ЄЕС. Про мінімальні вимоги безпеки та здоров'я при роботі з екранними пристроями. [Чинний від 1990-05-29]. Брюссель. : Рада Європейських співтовариств, 1990. 14 с.

5. ПУЕ-2021. Правила улаштування електроустановок. [На заміну ПУЕ-86; чинний з 2021-01-01]. К. : Міненерговугілля України, 2021. 617 с. (Інформація та документація).

6. ДСТУ Б В.2.5-82:2016. Електробезпека в будівлях і спорудах. Вимоги до захисних заходів від ураження електричним струмом. [Чинний від 2017-04-01]. Київ : ДП «УкрНДНЦ», 2016. 109 с. (Інформація та документація).

7. НПАОП 40.1-1.32-01. Правила будови електроустановок. Електрообладнання спеціальних установок [Чинний від 2002-01-01]. Київ : Мінпраці України, 2001. 45 с. (Інформація та документація).

8. НАПБ А.01.001-14. Правила пожежної безпеки в Україні. [Чинний від 2014-12-30]. Київ : МВС України, 2014. 91 с. (Інформація та документація).

9. НПАОП 40.1-1.01-97. Правила безпечної експлуатації електроустановок. [Чинний з 1997-10-06]. Київ : Держнаглядохоронпраці, 1997. 97 с. (Інформація та документація).

10. НПАОП 40.1-1.21-98. Правила безпечної експлуатації електроустановок споживачів. [Чинний з 1998-01-09]. Київ : Мінпраці України, 1998. 89 с. (Інформація та документація).

11. НПАОП 0.00-7.15-18. Вимоги щодо безпеки та захисту здоров’я працівників під час роботи з екранними пристроям. [Чинний від 2018-05-18]. Київ : Мінсоцполітики України, 2018. 6 с. (Інформація та документація).

12. ДБН В.2.5-28-2018. Природне і штучне освітлення. [Чинний з 2019-03-01]. Київ : Мінрегіон України, 2018. 133 с. (Інформація та документація).

13. ДСН 3.3.6.042-99. Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень. [Чинний від 1999-12-01]. Київ : МОЗ України, 1999. 106 с. (Інформація та документація).

14. ДБН В.2.5-67:2013. Опалення, вентиляція та кондиціонування. [Чинний від 2014-01-01]. Київ : Мінрегіонбуд України, 2013. 149 с. (Інформація та документація).

15. ДСТУ EN 2:2014. Класифікація пожеж (EN 2:1992; EN 2:1992/A1:2004, IDT). [Чинний з 01.01.2016]. Київ : Мінекономрозвитку України, 2014. 7 с. (Інформація та документація).

16. ДСТУ Б В.1.1-36:2016. Визначення категорій приміщень, будинків та зовнішніх установок за вибухопожежною та пожежною небезпекою. [Чинний від 2017-01-01]. Київ : Мінрегіонбуд України, 2016. 66 с. (Інформація та документація).

17. ДБН В.1.1-7:2016. Пожежна безпека об’єктів будівництва. Загальні вимоги. [Чинний від 2017-06-01]. Київ : Мінрегіон України, 2017. 47 с. (Інформація та документація).

18. ДБН В.2.5-56:2014. Системи протипожежного захисту. [Чинний від 2015-07-01]. Київ : Мінрегіон України, 2014. 191 с. (Інформація та документація).

19. Правила експлуатації та типових норм належності вогнегасників. [Чинний від 2018-02-23]. Київ : МВС України, 2018. 23 с. (Інформація та документація).

20. Авраменко В. С., Авраменко А. С. Проектування інформаційних систем : навч. посібник. Черкаси : ЧНУ ім. Б. Хмельницького, 2017. 434 с.

21. Теличкун Ю.С., Литовченко І.М., Ковальов О.В. «Технологічне обладнання галузі», К.:НУХТ, 2011. 257 с.

22. Ігнатенко А.А., Основи програмування мовою JavaScript: тексти лекцій. Львів: Видавничий центр ЛНУ ім. Івана Франка, 2002. 83 с.

23. Deng, Z.; Guo, L.; Chen, X.; Wu,W. SmartWearable Systems for Health Monitoring. Sensors 2023, 23, 2479. https://doi.org/10.3390/s23052479. (дата звернення 06.06.2026)

24. Lu, T.; Ji, S.; Jin,W.; Yang, Q.; Luo, Q.; Ren, T.-L. Biocompatible and Long-Term Monitoring Strategies of Wearable, Ingestible and Implantable Biosensors: Reform the Next Generation Healthcare. Sensors 2023, 23, 2991. https://doi.org/10.3390/s23062991. (дата звернення 06.06.2026)

25. Sun, X.; Guo, X.; Gao, J.; Wu, J.; Huang, F.; Zhang, J.-H.; Huang, F.; Lu, X.; Shi, Y.; Pan, L. E-Skin and Its Advanced Applications in Ubiquitous Health Monitoring. Biomedicines 2024,12, 2307. https://doi.org/10.3390/biomedicines12102307. (дата звернення 06.06.2026)

26. Veenuttranon, K.; Kaewpradub, K.; Jeerapan, I. Screen-Printable Functional Nanomaterials for Flexible and Wearable Single-Enzyme-Based Energy-Harvesting and Self-Powered Biosensing Devices. Nano-Micro Lett. 2023, 15, 85.

27. Cao, J.; Yan, F. Recent progress in tin-based perovskite solar cells. Energy Environ. Sci. 2021, 14, 1286–1325.

28. Choi, Y.; Koo, D.; Jeong, G.; Kim, U.; Kim, H.; Huang, F.; Park, H. A vertically oriented two-dimensional Ruddlesden–Popper phase perovskite passivation layer for efficient and stable inverted perovskite solar cells. Energy Environ. Sci. 2022, 15, 3369–3378.

29. Li, T.; Liang, B.; Ye, Z.; Zhang, L.; Xu, S.; Tu, T.; Zhang, Y.; Cai, Y.; Zhang, B.; Fang, L.; et al. An Integrated and Conductive Hydrogel-Paper Patch for Simultaneous Sensing of Chemical–Electrophysiological Signals. Biosens. Bioelectron. 2022, 198, 113855.

30. Yoon, S.; Yoon, H.; Zahed, M.A.; Park, C.; Kim, D.; Park, J.Y. Multifunctional Hybrid Skin Patch forWearable Smart Healthcare

31. Applications. Biosens. Bioelectron. 2022, 196, 113685.

32. Long, Z.; Ding, Y.; Qiu, X.; Zhou, Y.; Kumar, S.; Fan, Z. A dual-mode image sensor using an all-inorganic perovskite nanowire array for standard and neuromorphic imaging. J. Semicond. 2023, 44, 092604. [CrossRef]

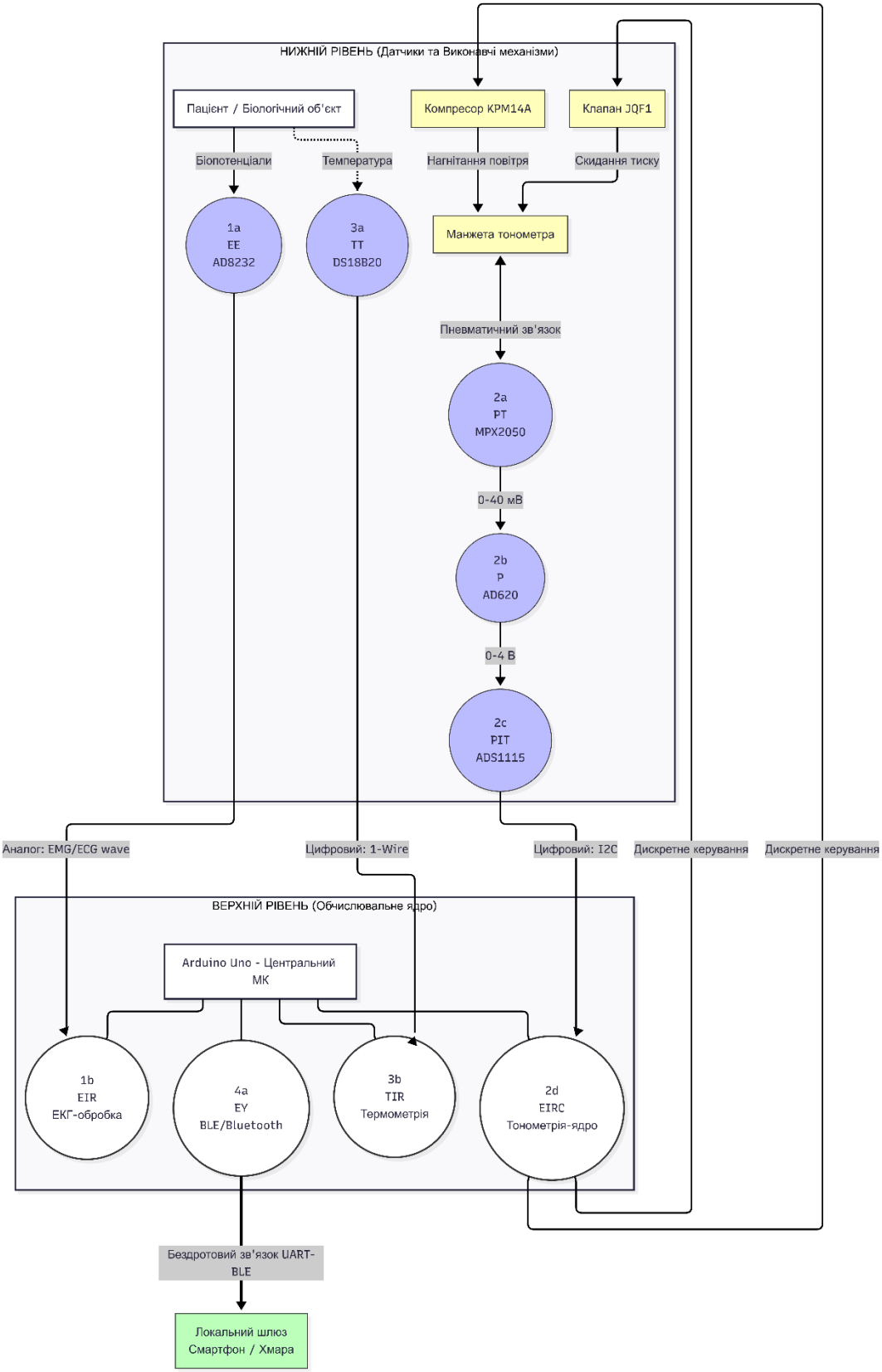
33. Raspberry Pi. URL: https://www.raspberrypi.org/about/ (дата звернення: 06.06.2026).

34. STM32.URL: https://www.st.com/content/st_com/en/about/st_company_information/who-we-are.html (дата звернення 06.06.2026).

35. Arduino. URL: https://www.arduino.cc/en/about (дата звернення 06.06.2026).

ДОДАТКИ

Додаток А. Функціональна схема САР



Додаток Б.

Електрична принципова схема з’єднання

