

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ «ЖИТОМИРСЬКА ПОЛІТЕХНІКА»
ФАКУЛЬТЕТ ІНФОРМАЦІЙНО-КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ
КАФЕДРА БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ ТА ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЙ

УДК.621.317

«Допущено до захисту»

Завідувач кафедри
біомедичної інженерії та
телекомунікацій
к.т.н., доц. Нікітчук Т.М.

«14» грудня 2020 р.

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на тему «Розробка системи дистанційного моніторингу стану хворого на ГРЗ»

за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія»
освітній ступінь «магістр»

Виконавець роботи
студент 2 курсу, гр.БІМ-19-1

(дата, підпис)

Шевчук А.В.

Керівник роботи
к.т.н., доц.

(дата, підпис)

Нікітчук Т.М.
Морозов Д.С.

Житомир
2020

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ «ЖИТОМИРСЬКА ПОЛІТЕХНІКА»
ФАКУЛЬТЕТ ІНФОРМАЦІЙНО-КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ
КАФЕДРА БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ ТА ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЙ

Пояснювальна записка

до кваліфікаційної магістерської роботи

на тему Розробка системи дистанційного моніторингу стану хворого на ГРЗ

Виконав: студент 2 курсу, групи БІм-19-1
спеціальності

163 «Біомедична інженерія»

Шевчук А. В.

Керівник Нікітчук Т.М.,

Морозов Д.С.

Рецензент Коломієць Р.О

Житомир
2020

«Затверджено»

Завідувач кафедри біомедичної
інженерії та телекомунікацій

 Т.М. Нікітчук

« 14 » чудня 2020 р.

Шевчук Андрій Володимирович

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи «Розробка системи дистанційного моніторингу стану хворого на ГРЗ»

затверджено наказом по університету від « 16 » жовтня 2020 р. № 365

2. Мета дослідження розробити систему дистанційного моніторингу стану хворого на ГРЗ для допомоги в розподілі та контролю хворих за складністю протікання хвороби

3. Вихідні дані (характеристики об'єкта, умов дослідження та ін. Параметри діагностички хвороби на ГРЗ, відхилення в пульсі, сатурації крові, швидкості, підвищення температури

4. Основні задачі дослідження розробити програмно-апаратну систему для дистанційної діагностики хворих на ГРЗ

5. Термін подання роботи до захисту чудень 2020 р.

6. Дата видачі завдання « 15 » червня 2020 р.

Науковий керівник

Завдання прийняв
до виконання



(підпис)



(підпис)



(прізвище, ініціали)

Шевчук А.В.

(прізвище, ініціали)

Анотація

В магістерській роботі здійснено розробку та дослідження системи дистанційного діагностування хворих. Проведено теоретичні дослідження пристроїв системи та додатків з переданими даними. Підтверджено теоретичні розробки та положення програмним моделюванням та виконано дослідження основних характеристик приймальних модулів.

Ми розробили інтегровану мобільну технологічну платформу охорони здоров'я, яка дозволяє медичним установам (медичним працівникам, сільським медсестрам та лікарям) з'єднувати пацієнтів із віддаленими лікарями, щоб отримати своєчасний медичний діагноз та провести ефективне лікування, та для пацієнтів із недостатнім рівнем обслуговування.

Annotation

In the master's thesis the development and research of the system of remote diagnosis of patients is carried out. Theoretical researches of system devices and applications with the transferred data are carried out. Theoretical developments and provisions of software modeling are confirmed and research of the basic characteristics of receiving modules is executed.

We have developed an integrated mobile healthcare technology platform that allows healthcare facilities (health professionals, rural nurses and doctors) to connect patients with remote doctors to receive a timely medical diagnosis and effective treatment, and for patients with inadequate care.

Реферат

Структура та обсяг магістерської роботи. Магістерська робота складається з вступу, трьох розділів, висновків, переліку літератури. Загальний обсяг складає 82 сторінок, з яких основний зміст викладено на 77 сторінках друкованого тексту, магістерська робота має в собі 26 рисунків. Перелік джерел посилення нараховує 18 найменування.

Перелік ключових слів: моніторинг, діагностика, Covid 19.

Об'єктом досліджень робота системи дистанційної діагностики параметрів організму людини та Covid 19.

Предметом досліджень система дистанційного діагностування.

Мета і задачі дослідження. Розробити та дослідити систему дистанційного діагностування хворих.

Для досягнення цієї мети розв'язувались наступні задачі:

- огляд та аналіз існуючих джерел літератури;
- розробка та розрахунок системи та окремих пристроїв, що формують мережу для вимірювання даних організму людини та передавання результатів на сервер.
- підтвердження теоретичних розробок та положень програмним моделюванням.

Зміст

Анотація

4

Реферат

5

Вступ

8

Розділ 1 Аналітичний огляд літературних джерел

1.1	Поняття дистанційної діагностики пацієнтів	10
1.2	Структура системи дистанційного моніторингу	13
1.3	Програмно-апаратні комплекси систем дистанційного моніторингу	16
1.4	Проектні рішення по структурі та архітектурі побудови системи дистанційного моніторингу.	16
1.5	Охорона здоров'я в Україні в рамках розвитку дистанційного діагностування	17
1.6	Приклади сучасних систем дистанційного діагностування.	18
1.7	Біомедичні аспекти системи діагностування в період пандемії	22
1.8	Необхідність систем дистанційної діагностики хворих з Covid - 19	25

Розділ 2 Розробка структури системи дистанційного діагностування стану пацієнта з COVID -19

2.1	Розробка концептуальної моделі системи віддаленого моніторингу	28
2.2.	Апаратна архітектура	30
2.3	Проектування та розробка приладу для вимірювання серцевого ритму .	31
2.4.	Розробка Пульсоксиметра з бездротовою передачею	

	7
данних	38
2.5 Датчик температури	49
2.6 Розрахунок параметрів АЦП	53
2.7 Обґрунтування використання приймально передавальних пристроїв в функціонуванні системи	59
Розділ 3 Розробка програмної частини системи дистанційної діагностики	
3.1 Архітектура програмного забезпечення	61
3.2 Об'єднання датчиків в єдину систему	63
3.3 Передача даних на сервер та розробка БД	64
3.4 Довжина захищених даних	68
3.5 Автентифікація в додаток через службу OAuth2	71
3.6 Додаток проекту	76
Висновок	79

Вступ

Система для моніторингу стану хворих в умовах COVID-19

Розробка системи для допомоги в розподілу та контролі хворих за складністю протікання та стану хвороби і направлення на подальше амбулаторне лікування.

Об'єктом досліджень є діагностування та зняття параметрів організму хворих домашніх та амбулаторних умовах.

Предметом дослідження є система дистанційного моніторингу стану хворих на ГРЗ та Covid-19 зокрема. Задачею для досягнення роботи є дослідження ефективності системи, розробка усіх модулів системи і програмного забезпечення для їх функціонування.

Один з перспективних підходів до вдосконалення медичного обслуговування полягає в застосуванні для спостереження за станом окремих категорій пріоритетних пацієнтів систем цілодобового on-line моніторингу в віддаленому режимі. У цьому випадку пацієнт і спеціалізований медичний сервіс знаходяться на відстані від декількох кілометрів до сотень кілометрів. Використовуючи засоби віддаленого моніторингу, медичний заклад цілодобово відстежує стан пацієнтів і в кожен момент часу з можливістю їх аналізу та реєстрації в своїй базі даних, що дозволяє оперативно приймати рішення про надання медичної допомоги.

Розділ 1

Аналітичний огляд літературних джерел

У повсякденній клінічній практиці є завдання, пов'язані з наглядом стану пацієнтів, які потребують цілодобового безперервного моніторингу. До таких пацієнтів відносять хворих в післяопераційний період, з важкими травмами, прогресуючими ускладненнями, які перебувають під наглядом в домашніх умовах. Як правило, оцінка їх стану виконується по групі електрофізіологічних показників (ЕЕГ, ЕКГ, дихання, пульс, тиск, ...) і зводиться до візуального аналізу динаміки змін параметрів за певний період часу. Якщо пацієнт в силу обставин не може бути переміщений і знаходиться за межами медустанови, то актуальним стає віддалений моніторинг його стану і оперативне прийняття рішень. При цьому всі дані віддаленого моніторингу зберігаються в базі даних завжди доступні фахівцям для аналізу і підготовки висновку.

За допомогою сучасних засобів телекомунікацій з'являється можливість проводити віддалений моніторинг поточного стану хворих і приймати адекватні медичні рішення. Так, наприклад, вчені з Німеччини проводили дослідження з 90 пацієнтами протягом 24 місяців. Самі пацієнти отримали 12-канальні електрокардіографи, в той час як аналіз сигналу проводився на віддаленому сервері. Телемедичний центр працював 24 години на добу. Як результат - своєчасне виявлення хвороб серця, що дозволило вчасно госпіталізувати хворих та зменшити вартість лікування на 71%. В роботі представлені результати досліджень, які проводилися в University Hospital of Heidelberg. Під постійним наглядом перебували 26 пацієнтів, стан здоров'я яких контролювалося на протягом 12 місяців. Пацієнти постійно перебували під наглядом медичного персоналу, в результаті чого термін госпіталізації хворих, для яких була необхідна термінова медична допомога, зменшився в 4

рази. Перед телеконсультування лікар загальної практики записував власний діагноз.

1.1. Поняття дистанційної діагностики пацієнтів

В останні десятиліття прогрес в розвитку комп'ютерних технологій призводить до якісних змін в житті суспільства. Зараз стають дуже популярними такі поняття як «цифрова економіка», «електронний уряд», «електронні послуги», «телемедицина» і так далі. Історія розвитку телемедицини почалася на початку XX століття, коли з'явилася телефонний зв'язок. Зв'язок з доктором, що знаходиться на відстані, став набагато доступнішим, проте якість таких консультацій обмежувалося якістю зв'язку. З появою телеграфу стало можливим передавати медичні дані, а за допомогою радіо надавати медичну допомогу на суднах морського флоту. У зв'язку з впровадженням нових технологій, протягом декількох років в наукових архівах з'являлися відповідна термінологія. Наприклад, в 1905 році Віллем Ейнтховен вперше реалізував передачу електрокардіограми по телефону, цей спосіб згодом був названий «телекардіографією». Для телеконсультацій за допомогою радіо застосовувався термін «телегнозія». А з появою вузьких напрямків стали з'являтися такі терміни, як «телепсіхіатрія», «теледіагностика», «телерадіології» і багато інших. Таке масове поширення подібних термінів для позначення близьких по суті речей вимагало систематизації та впорядкування їх використання. Поняття телемедицини з'явилося ще в 70-х роках XX століття, і об'єднувало воно безліч телекомунікаційних та інформаційних методів, застосовуваних в охороні здоров'я, а також їх різноманітні клінічні додатки. До 2007 Всесвітня Організація Охорони здоров'я розширила значення даного терміну. Телемедицина - надання медичних послуг, коли відстань є вирішальним

фактором, всіма фахівцями охорони здоров'я, які використовують інформаційні та комунікаційні технології для обміну достовірної інформації для діагностики, лікування і профілактики хвороб і травм, досліджень і оцінки, а також для безперервної освіти медичних працівників, все в інтересах просування здоров'я людей і їх спільнот.

У сучасному світі вже неможливо уявити своє життя без смартфона і комп'ютера. Технологічна революція допомогла зробити технічне забезпечення телемедицини набагато дешевше, ніж це було раніше. Багато сучасних програмних рішень для телекомунікацій вимагають всього лише комп'ютер або смартфон і інтернет, щоб підключитися до програмного забезпечення для віртуального спілкування з пацієнтом. Мережеві технології надають також можливість документальної передачі історії хвороби при переведенні хворих з клініки в клініку, оперативне вирішення питань страхування та оплати.

Багато країн і міжнародних організацій створюють різні телемедичні проекти. У Всесвітній організація охорони здоров'я розглядається проект про створення глобальної мережі телекомунікацій в медицині, яка дозволить прискорено обмінюватися науковими документами та інформацією, брати участь у відеоконференціях і заочних дискусіях і нарадах по всьому світу.

Мета телемедицини - надання якісної медичної допомоги будь-якій людині, незалежно від його місцезнаходження та соціального стану. Існують чотири основні типи телемедицини:

- Дистанційний моніторинг

Дистанційний моніторинг - метод, який дозволяє фахівцям відстежувати життєві показники і активність пацієнтів на відстані. Цей тип моніторингу часто використовується для людей, чиє здоров'я знаходиться у високому ступені ризику, наприклад, з серцевими захворюваннями або люди,

які тільки виписалися з лікарні. Також даний метод дуже корисний, коли мова йде про

хронічні захворювання. Це може бути використано діабетиками, наприклад, для вимірювання рівня глюкози в крові і відправки даних свого лікаря, який зможе регулювати лікування в разі потреби.

- Моніторинг пацієнтів в режимі реального часу

Під моніторингом в режимі реального часу мається на увазі відео-спілкування в режимі реального часу. На відміну від інших типів діагностики, даний тип не вимагає відвідування лікаря для огляду. Дуже важливим є той факт, що при такому прийомі недоречним є використання типових соціальних мереж або коштів для конференцій. Такий тип прийому супроводжується спеціальним програмним забезпеченням, яке захищає конфіденційність пацієнта і виконує всі заходи безпеки.

- Теленавчання

Даний тип телемедицини полягає в участі в конференціях, відеосемінарів, лекціях з використанням телекомунікаційного обладнання. Лікар під час таких

заходів може підвищувати свій рівень професійної освіти без відриву від

місця роботи, наприклад, дана технологія може використовуватися в режимі «теленаставництва» при проведенні хірургічних операцій, коли більш досвідчений фахівець спостерігає і контролює дії фахівця.

- Мобільні телемедичні комплекси

Телемедичний комплекс являє собою сукупність різних мобільних і портативних програмно-апаратних засобів, які можуть бути застосовані в домашній телемедицині, екстремальній та військовій медицині, а також в швидкій і амбулаторній допомозі та реабілітації пацієнтів, наприклад, тонометр, електрокардіограф, спірограф і глюкометр. Кожен з даних типів

телемедицини має безліч переваг як для пацієнтів, так і для лікарів, що дозволяє їй стрімко розвиватися. Для лікарів були виявлені наступні переваги:

- Дозволяє розширити клієнтську базу фахівця.

Телемедицина пропонує лікарям можливість охопити людей, які інакше не мали б доступу з різних причин до пацієнтів, наприклад, якщо пацієнт знаходиться в сільській місцевості або знаходиться в іншій країні.

- Додаткові потоки доходів

Збільшення бази пацієнтів означає для лікарів одне - більше доходів. Крім того, даний вид медицини дає шанс проводити прийом в комфортному місці, наприклад, вдома. Також немає необхідності витратити час на дорогу, якщо мова йде про лікаря на виїзді, що дозволяє в час, що звільнився провести додатковий прийом. Більш того, лікарі можуть отримувати додаткові премії і субсидії від держави з метою розвитку телемедицини.

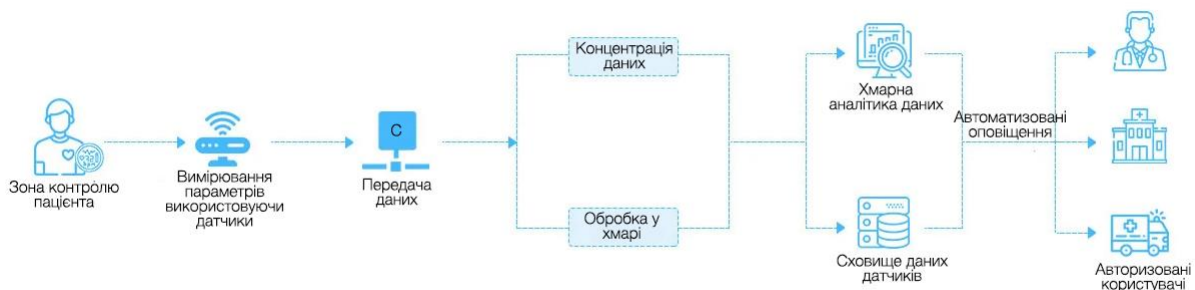


Рисунок 1 – Схема роботи системи дистанційного діагностування

1.2 Структура системи дистанційного моніторингу

Система дистанційного моніторингу являє собою сукупність засобів та комплексів, які реалізують потенціал сучасних інформаційних та телекомунікаційних технологій в охороні здоров'я, а також відповідне фінансове та правове забезпечення.

Системи дистанційного моніторингу використовуються в усіх галузях сучасної медицини:

- клінічна медицина – діагностика, визначення тактики лікування, трактування результатів обстежень, допомога в прийнятті рішень і т. ін.;
- організація – створення інформаційних мереж, координація дій різних установ, ведення реєстрів тощо;
- навчальний процес – дистанційне навчання, використання матеріалів телеконсультацій у педагогічному процесі й т. д.

У складі системи можна виділити чотири типи елементів, взаємодія яких і утворює телемедичну систему:

- консультаційний центр – медичні організації, що мають в штаті висококваліфікованих лікарів у різних напрямках медицини та інформаційні ресурси, медичні діагностичні пристрої, бази даних для проведення дистанційних консультацій, консилиумів та лікувально-діагностичних процедур:

- технічні засоби доступу в телекомунікаційні мережі;
- каналоутворювальне середовище – набір апаратних, програмних засобів, носіїв інформації та технологічних рішень (протоколи та стандарти), що забезпечують передавання різномірної інформації в територіально розподіленому середовищі:

- диспетчерський пункт – датчики та інші перетворювачі медичної інформації в цифрові електричні сигнали для передавання по каналах зв'язку.

При необхідності в структурі телемедичних систем формуються тимчасові структури – наприклад, комплекс віддалених медичних підрозділів у місцях бойових дій чи техногенних катастроф. Такі станції розгортаються та під'єднуються до телемедичних систем з метою залучення груп досвідчених спеціалістів провідних центрів до рішення оперативних проблем, які виникають.

Ще одним необхідним елементом системи є служба мобільної телемедичної допомоги, для якої віддалені станції розгортаються на основі транспортних засобів – автомобілів, авіазасобів, засобах водного та залізничного транспорту.

Задачі телемедицини:

- профілактичне обслуговування населення;
- обслуговування віддалених суб'єктів;
- підвищення рівня обслуговування;
- зниження вартості медичних послуг (за рахунок використання комунікаційних технологій зменшуються витрати на відрядження, витрати на забезпечення служб "Швидкої допомоги", скорочується термін перебування пацієнта в стаціонарі і т. д.).

В арсеналі телемедицини є безліч технічних засобів, в тому числі і телефон, радіо, модеми, спеціалізовані сканери, спеціалізовані системи відображення відеографічної інформації, а також пристрої суміщення комп'ютерних та спеціалізованих медичних приладів.

Медичну допомогу можна надавати як в реальному часі (наприклад, за допомогою інтерактивного відео), так і з затримкою (передавання текстових чи графічних даних, фотографій, коротких відеокліпів, повноцінних відеозображень).

Для використання в телемедичних системах оптимально підходять спеціалізовані медичні прилади, які мають візуальний чи акустичний зворотний зв'язок з лікарем, а також вбудовану системну підтримку. Обладнання та канали забезпечують передавання різномірної інформації – алфавітно-цифрової та графічної, відео- та аудіопотоків, а також цифрових та аналогових сигналів, що знімаються з датчиків, і передаються на органи управління діагностичною та лікувальною апаратурою.

Слід відзначити, що єдиного методу, який підходить для вирішення всіх задач телемедицини, не існує; технічні характеристики кожної системи визначаються виходячи з потреб користувачів.

1.3 Програмно-апаратні комплекси систем дистанційного моніторингу

Все обладнання розроблене з урахуванням підтримки медичних стандартів із зберігання і передавання різного роду медичної інформації і даних в різних форматах. Медичне обладнання, що адаптоване для роботи в операційних приміщеннях і стійке до електромагнітного або рентгенівського випромінювання, джерелом якого є інше медичне устаткування, застосовується для здобуття необхідних даних для встановлення діагнозу пацієнта. Операційні програмно-апаратні комплекси ефективно використовуються для проведення операцій, що дає можливість повноцінного обміну всією медичною інформацією з провідними фахівцями інститутів і спеціалізованих клінік, як результат – більш кваліфіковане проведення діагностики. Операційні телемедичні комплекси знайшли активне застосування як в спеціалізованих медичних центрах, де відбуваються щодня різні за рівнем складності операції і виникає необхідність моніторингу у момент її проведення, так і домашніх умовах при дистанційному моніторингу стану пацієнта який потребує цілодобового контролю таких показників як температура тіла, насиченість кисню в крові та частоти серцевих скорочень.

1.4 Проектні рішення по структурі та архітектурі побудови БТС

За структурою, проєктована БТС, незалежно від її масштабу, ділиться на три основні підсистеми.

Проектовану інфраструктуру БТС складають:

- обладнання ТРС, включаючи комп'ютерну та медичну складові;
- активне мережеве обладнання ОАД, ОІ, Окіп для формування LAN і WAN сегментів;
- ОКП (сервера підсистеми управління, контролю і архівації даних);
- загального та спеціалізованого програмного забезпечення.
- пасивне обладнання та кабелі телекомунікацій, за допомогою яких буде функціонувати основне технологічне обладнання БТС;

Виходячи з того, що адміністративно, проектувана БТС в своєму складі містить сукупність телемедичних центрів, пунктів (стаціонарних, віддалених і мобільних) можливі два основні варіанти архітектури побудови системи -

централізована і розподілена. Рекомендації з побудови біотехнічних мереж на локальному (окремі населені пункти), регіональному (райони, області) і національному рівнях з урахуванням особливостей країн регіону.

Розподілена архітектура побудови БТС характеризується тим, що елементи підсистеми управління контролю та архівації можуть перебувати всередині кордонів будь-яких телемедичних центрів і пунктів.

1.5 Охорона здоров'я в Україні в рамках розвитку дистанційного діагностування

На період протиепідемічних заходів та обмежень, коли важливо дотримуватися карантину і залишатися вдома, телемедицина допомагає пригальмувати розповсюдження вірусних захворювань, шляхом дистанційних консультацій. До цього переліку входять первинні консультації пацієнтів, особливо із симптомами респіраторних захворювань, а також

людей літнього віку. Для цього почали діяти телемедичні платформи та додатки:

- У березні 2020 року в Україні стартувала безкоштовна для пацієнтів телемедична платформа "лікар—пацієнт" Telemed24 на базі РІМС "Медстар"
- Модуль, який дозволяє надавати безкоштовні телемедичні консультації пацієнтів, в медичній інформаційній системі — "Поліклініка без черг".
- На період карантину безкоштовна консультація лікарів доступна у додатку Doctor Online. Користувачі цього додатку, незалежно від місця перебування, мають змогу проконсультуватися з лікарями та отримати рекомендації, використовуючи чат, відео- або аудіо-дзвінок. За допомогою цього додатку можливо безкоштовно пройти он-лайн тест на COVID.
- Телемедична мережа Medinet, в рамках якої надаються телемедичні консультації у форматі "лікар первинної ланки -- лікар-спеціаліст", з 1 квітня дозволяє медичним закладам фіксувати, збирати статистику та робити аналітику, пов'язану з консультаціями щодо захворюваності на коронавірус COVID -19. Це дає можливість передавати актуальну статистику в обласні ДОЗ та Центр громадського здоров'я, які використовують її для розробки подальших протиепідемічних заходів.
- Платформа Медікіт надає можливість отримати консультацію лікаря он-лайн.
- Марта Medbot - медичний чат-бот, який був впроваджений в телемедичну мережу м. Маріуполя, допоможе отримати інформацію щодо медичної реформи в Україні, прав пацієнта, вакцинацію. Медбот надає можливість запису на прийом до лікаря в м. Маріуполь.

1.6 Приклади сучасних іноземних систем дистанційного діагностування.

1.6.1 Система RPTM. Запропонована система призначена для впровадження інфраструктури охорони здоров'я, яка підтримує безпеку здоров'я людей залежно від нових технологій, що з'являються. Структура запропонованої системи складається з шести основних частин. Кожен з них виконує такі функції:

1. Медична сенсація: життєві показники пацієнта періодично вловлюються бездротово за допомогою медичних датчиків, прикріплених до тіла пацієнта.

2. Медична обробка та аналіз: Життєві показники пацієнта аналізуються та перевіряються залежно від стандартів медицини, щоб виявити ненормальний стан здоров'я пацієнта, якого контролюють.

3. Забезпечення тривоги: у разі ненормального стану здоров'я виконується набір екстрених етапів (включаючи надсилання повідомлення про тривогу через з'єднання GPRS, виклик аварійного центру для відкриття голосового каналу в реальному часі та генерацію звуку тривоги).

4. Розподіл посади: положення пацієнта контролюється постійно, щоб забезпечити можливість досягти пацієнта в надзвичайній ситуації.

5. Медіа зв'язку: хоча GPRS використовується як основний носій зв'язку, послуги надсилання електронної пошти та встановлення голосового каналу використовуються як альтернативні методи в екстрених випадках.

6. Медичне архівування: інформація про стан здоров'я пацієнта зберігається локально в локальній базі даних пацієнта, а також у головній БД.

Система може одночасно охоплювати різні етапи операцій, основними етапами є:

1. Реєстрація та оновлення інформації: на цьому етапі система обробляє процес реєстрації пацієнта. Завдання реєстрації включає виправлення

інформації про пацієнта та лікаря. Ці інформаційні елементи можуть бути частково оновлені в будь-який час, поки система працює.

2. Моніторинг: у цьому режимі система контролює стан здоров'я пацієнтів та їх становище.

3. Екстрена допомога: у будь-якій надзвичайній ситуації (тобто, коли стан здоров'я пацієнта не є нормальним), система виконує набір операцій, щоб

переконатися, що пацієнт у безпеці, і, за потреби, команда медичної допомоги може зв'язатися його якомога швидше.

У системі RPTM існує три основних типи гравців; кожен з них має свої обов'язки і відіграє певну роль у системі [12].

1. Пацієнт: це головний учасник системи, стан здоров'я якого є основною проблемою, яку повинна охоплювати система. Пацієнту слід забезпечити мобільний пристрій Android, який слідкує за місцем розташування пацієнта (за допомогою вбудованого приймача GPS) та життєвими показаннями (отриманими від медичних датчиків), на Рисунку (1) показано спеціальний додаток, що містить інформацію про стан здоров'я та положення пацієнта. Мобільний пристрій обробляє зібрані дані про стан здоров'я, зберігає їх локально та періодично надсилає на сервер.[1]

2. Лікар: використовує мобільний пристрій Android для проведення запитів щодо життєвих показників пацієнта. Ідентифікаційний документ лікаря повинен бути зареєстрований у системі. У разі надзвичайного стану пацієнта лікарем буде повідомляється через повідомлення тривоги, що надходять від сервера. Крім того, він може запитати про стан здоров'я своїх пацієнтів за допомогою веб-служби.

3. Системний адміністратор: система працює максимально автоматизовано; хоча в деяких випадках системний адміністратор потрібен, щоб змінити робочий процес або прийняти рішення, коли є потреба у взаємодії з людьми.

1.6.2 Система MedoPad. Особливості порталу телемедицини Medopad Healthcare Practitioner:

- **Безпека:** захищений портал для зручності перегляду на настільному комп'ютері чи мобільному телефоні
- **Телемоніторинг:** Телемоніторинг доступний для легкої взаємодії з пацієнтами
- **Візуалізація даних:** аналіз та візуалізація даних на рівні пацієнта
- **Легке керування кількома пацієнтами:** Можливість керувати кількома пацієнтами одночасно та перенаправляти допомогу на найбільш потрібних
- **Миттєвий зв'язок з пацієнтами:** можна звернутися безпосередньо до пацієнтів і якщо потрібно, відкоригувати порогові показники їх плану лікування.
- **Великий спектр даних:** Багато даних для забезпечення всебічного огляду пацієнтів з COVID-19 для розуміння прогресування захворювання, розвитку симптомів та побічних реакцій на національному рівні.
- **Оптимізування часу та ресурсів:** Скорочує очні візити для швидшого реагування та зменшення поширення хвороби.

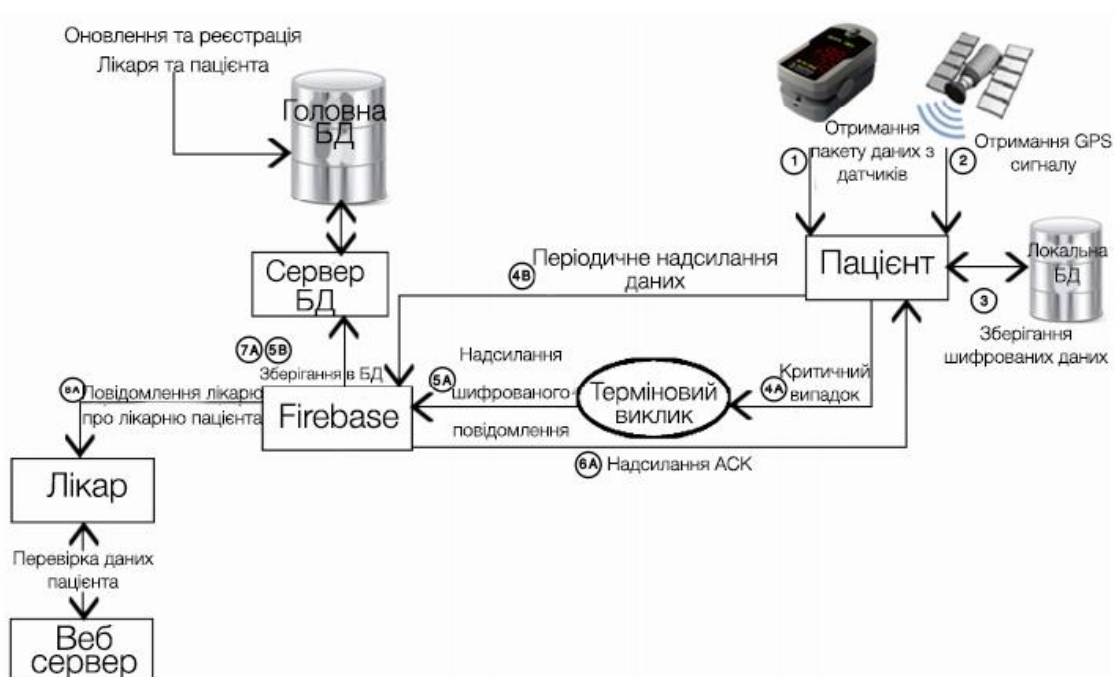


Рисунок 2 – Запропонований робочий процес систем

1.7 Біомедичні аспекти системи діагностування в період пандемії

1.7.1 Сатурація крові. Як відомо, гемоглобін представляє собою складний білок з молекулярною масою 68000, що складається з білка - глобіну і небілкової групи - гема. Одна молекула гемоглобіну містить 4 молекули гема. Кисень приєднується до атому закису заліза гема, але при цьому не відбувається втрати електрона атомом заліза. Воно залишається двовалентних. Таким чином, перехід гемоглобіну в оксигемоглобін є не окисненням, а своєрідним зв'язуванням кисню, яке, на відміну від справжнього окиснення (окислення), називають оксигенацією. При цьому окисненні гемоглобіну, наприклад, перетворення його в метгемоглобін, відбувається перехід двовалентного заліза в тривалентне. При максимальному насиченні гемоглобіну киснем, 4 молекули кисню припадають на 1 молекулу білка. Один грам гемоглобіну при повному насиченні всіх його груп, що зв'язують кисень, приєднує 1,34-1,36 мл кисню. Кров людини в нормі містить близько 15 грам гемоглобіну на 100 мл. Таким чином, повністю насичена артеріальна кров містить в хімічній зв'язку близько 20 мл кисню на 100 мл крові. Кількість кисню, що знаходиться в зв'язку з гемоглобіном в 100 мл повністю артеріалізованої крові, є мірою кисневої ємності крові. Звичайна артеріальна кров насичена киснем в повному обсязі, на 95-97%. Тому при нормальному вмісті кисню в артеріальній крові зазвичай приймають не 20, а 19 об'ємних відсотків. При вдиханні чистого кисню протягом 2 - 3 хвилин насичення крові киснем підвищується і доходить практично до 100%, тобто до повного насичення. SpO₂ є кількість кисню, яке переноситься в крові. У людському тілі, SPO₂

визначається як відношення HbO_2 до загальної концентрації гемоглобіну, присутнього в крові [1]

$$\text{SpO}_2 = \text{SpO}_2 = [\text{HbO}_2] 100\% / [\text{Hb}] + [\text{HbO}_2] \quad (1)$$

Hb є залізовмістним білком в червоних кров'яних тільцях, який транспортує O_2 в тканини. Цей білок утворює нестійке зв'язок з O_2 . Таким чином, Hb в його окисленному стані називається HbO_2 , та має яскраво-червоний колір. І навпаки, в своєму відновленому стані, він пурпурно-блакитного кольору [3]. Hb може нести до чотирьох молекул O_2 . При розрахунку поглинання світла на певній довжині хвилі однорідною речовиною, можна використовувати закон Ламберта-Бера, щоб показати основну залежність між падаючою і пройденою інтенсивністю світла:

$$I = I_0 e^{-\alpha x}$$

де I - інтенсивність світла на глибині x матеріалу, I_0 - інтенсивність світла на поверхні, α - коефіцієнт поглинання. Однак, це важко використовувати в пульсоксиметрії, оскільки розсіювання світла через тканину, неможливо буде відрізнити від розсіювання через кров.

Тому можна отримати два незалежних рівняння для опису поглинання світла для HbO_2 на двох різних довжинах хвиль. Ці рівняння можуть бути розв'язанням, для знаходження концентрації гемоглобіну і HbO_2 в крові і встановити рівність,

$$\text{SpO}_2 = \text{AB OD}(\lambda_1) / (\lambda_2) \quad (2)$$

де A і B є функціями коефіцієнтів поглинання Hb і HbO_2 , "OD" - оптична щільність або $\lg(I_0 / I)$. Отримана вище рівність використовується в сучасних пульсоксиметрах для визначення сатурації крові.

1.7.2 Пульсоксиметрія. На рис. 3 умовно, у вигляді шарів, показані перешкоди, які світлові потоки, які випромінюються світлодіодами, зустрічають по шляху до фотодіода.

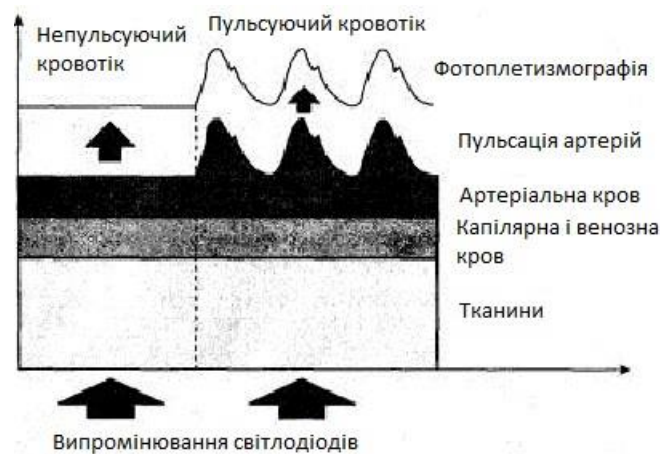


Рисунок 3 – Поглинання світлових потоків від світлодіодів тканинами

Світло частково розсіюється, поглинається і відображається тканинами пальця або мочки вуха. Червоні і інфрачервоні потоки при проходженні через тканини послаблюються в рівній мірі. Товщина цього біологічного фільтра в кожному випадку індивідуальна, але при стабільному положенні датчика практично постійна. Вона легко враховується пульсоксиметром, який налаштовує інтенсивність світіння світлодіодів, щоб випромінюване ним світло могло в достатній кількості проникати крізь товщу тканин. Однак при русі, або зміщенні датчика відстань між світлодіодами та фотодетектором стає непостійним, що призводить до появи артефактів. Наступна перешкода на шляху світлового потоку - венозна і капілярна кров - перший фільтр, який послаблює червоне і інфрачервоне випромінювання неоднаково. Співвідношення величин двох світлових потоків, які пройшли через цей фільтр, залежить від концентрації окси- і дезоксигемоглобіном в крові. Але оскільки пульсація венул і капілярів незначна, обсяг крові, що міститься в них, можна вважати постійною величиною, просто вимірюється і легко враховується при розрахунку. Однак якщо датчик занадто сильно здавлює

палець або мочку вуха, тим самим порушуючи відтік крові від тканин, пульсація артеріального кровотоку здатна передаватися на вени. Пульсоксиметр не відрізняють пульсацію артерій від пульсації вен, а тому починає включати в розрахунок абсорбцію світла венозною кров'ю, занижуючи результат. Це необхідно мати на увазі при установці датчика. Наступний шар на схемі - це кров, що залишається в артеріолах до кінця кожної пульсації. Поглинання світлових потоків даними шаром містить потрібну інформацію про артеріальний оксигемоглобін, проте "витягнути" її неможливо: непульсуючий компонент артеріального обсягу також розглядається пульсоксиметром тільки як перешкода. Отже, через 3 вищеназваних шари проходять два по-різному ослаблені, але постійні світлові потоки. Останній шар - це кров, яка пульсує в артеріях. У момент часу, що передує серцевому скороченню, ослаблення світлових потоків обумовлено першими трьома шарами: на фотодіод падає випромінювання, яке пульсоксиметр розцінює як фонове. Коли до артерій доходить чергова пульсова хвиля, обсяг крові в них збільшується і поглинання світла змінюється. На піку пульсової хвилі відмінність між фоновим і поточним струмом фотодетектора стає максимальною. Пульсоксиметр вимірює цю різницю, викликану додатковою кількістю артеріальної крові, що з'явилася на шляху випромінювання. Цієї інформації достатньо, щоб за спеціальним алгоритмом розрахувати насичення гемоглобіну артеріальної крові киснем. На жаль, сам принцип вимірювання є джерелом багатьох артефактів, тому що будь-які швидкі зміни сигналу, незалежно від їх походження, монітор може розцінити як вихідну інформацію для розрахунку SpO₂.

1.8 Необхідність систем дистанційної діагностики хворих Covid-19

Пацієнти з легкою формою гіпоксії та хвороби можуть легко передавати вірус Covid-19. Однак за зовнішнім виглядом вони виглядають

нічим не інакше, ніж інші здорові люди. Особливо в колі сім'ї та друзів пацієнтів, ігнорують запобіжні заходи, такі як носіння масок, постійна гігієна рук і тримання дистанції з хворим і можуть негайно заразитися, додатково поширюючи вірус серед більшої кількості сімей та друзів. Отже, моніторинг рівня кисню в крові стає ключовим фактором спонукання нас до запобіжних заходів, щоб захиститися. Незважаючи на те, що в даний час ще не існує стандарту, який би визначав рівень кисню в крові як показник для діагностики, це може бути для нас попереджувальним знаком про захворювання на вірус. Придбати оксиметр - це не складно і не дорого - пристрій, який легко придбати за ціною від 30 до 40 доларів США. Однак найбільшою проблемою такого пристрою є те, що він робить лише одне вимірювання за раз і не може здійснювати безперервне вимірювання та відстеження.

Доктор Ендрю Ан з Гарвардської медичної школи виявив, що більшість пацієнтів з COVID-19 спочатку не виявляли явних симптомів, але рівень кисню в крові вже був низьким.

Говорячи про пневмонію, багато хто може спочатку подумати, що рівень насичення крові киснем може бути використаний для ідентифікації COVID-19. На жаль, в даний час не існує наукової літератури, яка чітко підтверджує рівень кисню в крові як безпосередній показник для діагностики. Однак все більше і більше людей з медичного співтовариства виявляють, що розуміння змін рівня насичення крові киснем у крові може бути ранньою ознакою для попереднього виявлення потенційних випадків COVID-19.

Доктор Річард Левітан, американський лікар, який працює в регіональній службі охорони здоров'я Літлттона в штаті Нью-Гемпшир, виявив, що багато пацієнтів приїжджають до лікарні з рівнем кисню в крові нижче 50 відсотків. Такий стан може бути критичним, але пацієнти все ще грали у свої мобільні телефони, ніби нічого не сталося, і говорили, що їм

стало погано лише в ці один-два дні. Однак їхні показники сатурації крові різко пішли донизу, що ще більше ускладнило лікування.

Лікарі які лікують хворих на цей вірус пацієнтів, зазначають, що стан хворих змінюється дуже швидко і з легкої форми захворювання дуже швидко переходить в гостру фазу з більш серйозною гіпоксією. Тому стає зрозуміло, що часто пацієнти переходять в критичний стан протікання хвороби саме через брак постійної діагностики таких параметрів як температура тіла, насиченість кисню в крові, частота дихання та серцевий ритм. Така проблема присутня тому що подібні комплекси вимірювальних пристроїв встановлюють лише в лікарнях, а в період пандемії в більшості країн світу присутні проблеми з місцями для хворих в лікарнях.

Розділ 2

Розробка структури системи дистанційного діагностування стану пацієнта з Covid-19

2.1 Розробка концептуальної моделі системи віддаленого моніторингу

Відповідно до технічних вимог та тенденцій розвитку існуючих систем віддаленого моніторингу, ця робота пропонує своєрідну систему дистанційного моніторингу, яка має тришарову архітектуру: - "вузли домашнього моніторингу, центр моніторингу громади та центр моніторингу лікарень. Таким чином, система може здійснювати управління здоров'ям, моніторинг стану здоров'я, віддалену медичну допомогу тощо, і ці функції можуть взаємодіяти та взаємозв'язуватись, тому система може гарантувати моніторинг стану здоров'я людей. Спроекована архітектура системи дистанційного моніторингу на базі технології Інтернет речей показана на Рисунку 4.

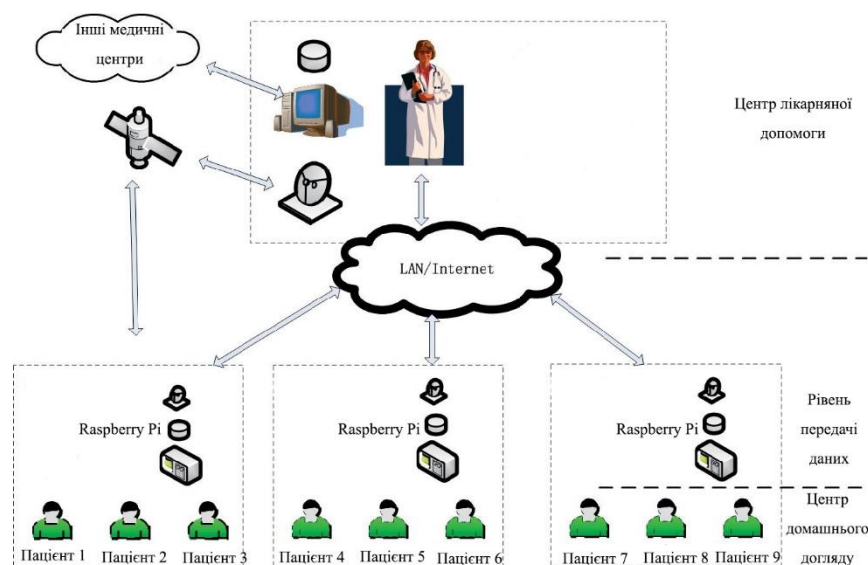


Рисунок 4 – Архітектура системи дистанційного моніторингу

На рівні сімейних моніторингових вузлів система збирає життєві показники людини, такі як температура, пульс, кисень у крові, кров'яний тиск тощо, завдяки інтеграції датчиків пацієнтам, а потім ця інформація, яка пройшла через модулі бездротового приймача-передавача вузлів, буде надіслана до моніторингового центру громади за допомогою самоорганізуючої та бездротової мережі.

У центрі громадської допомоги сигнали про стан людського організму, які надсилають пацієнти, що носять бездротові вузли датчиків, можуть прийматися релейними вузлами і попередньо оброблятися. Коли центр виявить ненормальний сигнал, він видасть пацієнтові вказівки про необхідність негайної перевірки в громадському центрі, і лікарі можуть виявити загальну хворобу. Для складних або критичних захворювань комунальна ретрансляційна станція передаватиме параметри життєво важливих ознак пацієнтів у великомасштабний центр моніторингу лікарні через мережу Ethernet. [13]

Центр віддаленого моніторингу лікарні встановлює центральну базу даних, яка зберігає основні особисті дані медичного закладу, дані про медичну поведінку, дані про прийняття рішень тощо.[2] Центр створює систему зв'язку між пацієнтом і лікарем через мережу Ethernet та мережі 3 G / 4 G / 5G, а також автоматично отримує, аналізує, обробляє та діагностує дані про фізіологічні особливості пацієнтів, що надсилаються громадським центром, а потім визначає результат. У той же час вихідні дані, передані інтелектуальним терміналом, також можуть зберігатися для подальшої діагностики та прийняття рішень. Для госпіталізованих критичних пацієнтів за допомогою RFID можна швидко визначити особу пацієнта, прочитати та проаналізувати минулу історію хворого та надати швидке та точне лікування.

Система моніторингу складається з кількох центрів громадської допомоги. У кожному моніторинговому центрі черговий лікар повинен

контролювати пацієнтів у різних сім'ях громади за різними фізіологічними параметрами, такими як артеріальний тиск, насичення крові киснем, пульс тощо. Традиційні методи моніторингу повинні використовувати стаціонарне медичне обладнання для моніторингу, а велика кількість з'єднувальних кабелів дозволяє датчикам підключати пацієнтів та медичне обладнання для реалізації передачі сигналу; Отже, складне обладнання та численні сигнальні зв'язки не лише створюють психологічний тиск на пацієнтів та впливають на ефект лікування, але й створюють незручності для пацієнтів та лікарів обмежуючи свободу діяльності пацієнтів.

2.1.1 Формування бази даних електронних медичних записів.

Реалізація інформаційних систем охорони здоров'я (ІСОЗ) передбачає обмін даними між спеціалізованими МІС. Повідомлення у вигляді електронних медичних записів (ЕМЗ) надалі використовуються для формування електронної медичної картки (ЕМК) пацієнта.

Концепція ЕМК потребує забезпечення сумісності повідомлень, за рахунок використання HL7 RIM, для об'єднання ЕМЗ. На відміну від існуючої системи прикріплення медичних даних пацієнта до лікувальнопрофілактичного закладу (ЛПЗ), даний підхід реалізує перехід до персоніфікації охорони здоров'я. Передумовою застосування ЕМЗ є передача медико-санітарної інформації стосовно пацієнта між різними МІС. Зберігання медичних даних має передбачити відносну простоту отримання персональної інформації пацієнта, незалежно від місця її зберігання. З урахуванням комунікаційних мереж, фактично реалізується розподілена БД обміну масивами даних про стан здоров'я населення.

2.2 Апаратна архітектура

Апаратна архітектура цього проекту складається датчиків на тілі пацієнта та приймально передаального вузла в складі Arduino Uno для

визначення, обробки та подальшої передачі параметрів хворого. Raspberry Pi накопичує ці дані на своєму сервері та передає їх на хмарний сервер, до якого згодом звертається додаток Android. На наступному малюнку показано архітектуру апаратної реалізації проекту.

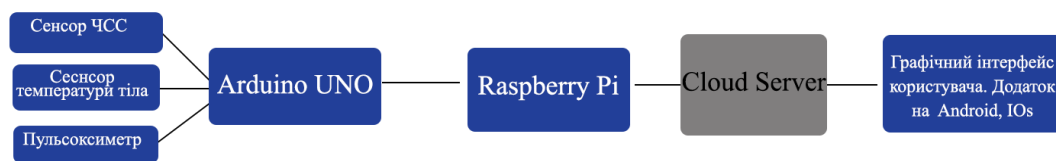


Рисунок 5 – Структурна схема апаратної архітектури а система віддаленого моніторингу здоров'я

Для того, щоб здійснити проект без будь-яких систематичних помилок, заздалегідь було забезпечено, що кожен із компонентів був попередньо відкалібрований окремо, а пізніше окремі установки були об'єднані разом, щоб вся система функціонувала разом для досягнення головної мети проекту.

У наступних розділах є описи того, як весь проект був реалізований послідовно, а потім об'єднаний для досягнення кінцевого результату.

2.3 Проектування та розробка приладу для вимірювання серцевого ритму неінвазивним методом

Детектор пульсу складається з двох частин: датчика пульсу і індикатора пульсу. У нашому приладі використовуються два червоних

світлодіода і фотодатчик для вимірювання пульсу за допомогою зміни відбивної здатності крові на вказівному пальці. Потужність, що передається світлодіодами, узгоджена з фотодатчиком таким чином, що після загасання через вказівний палець опір буде варіюватися в межах діапазону фотодатчика. Так як загасання варіюється в залежності від людини, що використовує пристрій, наші технічні характеристики припустимо, що загасання в середньому на 80 відсотків від переданого світла. Мережа опору використовується разом з датчиком для перетворення змін опору в зміни напруги. Створювана напруга варіюється від 0 до 10 мВ щодо кожного імпульсу серця. На рис.6 показаний затискний датчик, який складається з двох світлодіодів високої інтенсивності, які висвітлюють тканину, і світлодетективного резистора (LDR), опір якого змінюється в залежності від кількості переданого з тканини світла.

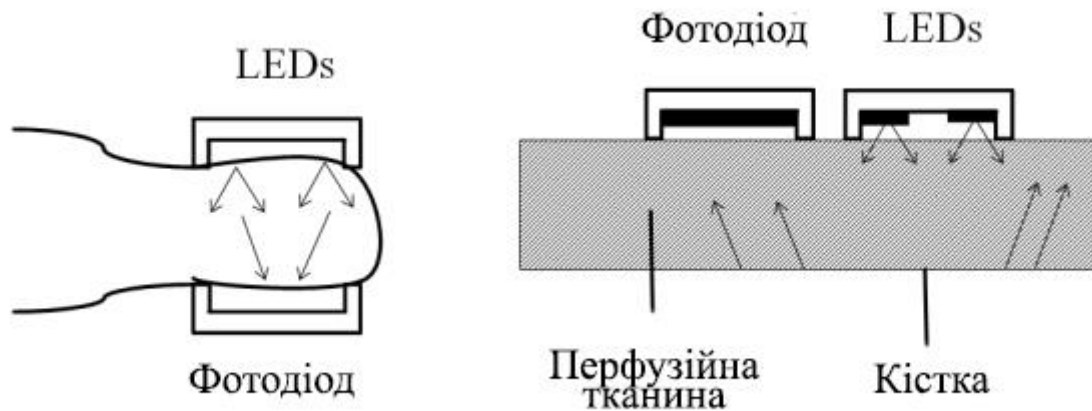


Рисунок 6 – Розташування пальців на пристрої HRM

Світлодіод і LDR встановлені в підпружиненому пристрої який можна закріпити на кінчику пальця. Світло, випромінюване Світлодіод дифузно розсіюється крізь тканину пальця. LDR або фотодатчик, розміщений на поверхні шкіри на протилежній стороні може виміряти світло, що проходить

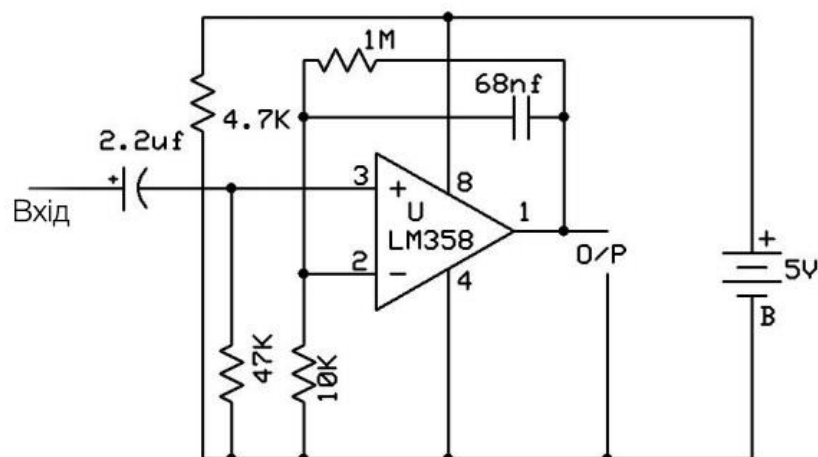
через нього. Світло добре розсіюється в крові і слабо розсіюється в тканині. Будь-які зміни обсягу крові будуть реєструватися із збільшенням (або зменшення) обсягу призведе до більшого або меншого поглинання світла. Припускаючи, що рівень розсіювання тканини сталий та пульсуючі рідини залишаються однаковими.

- Вилучення сигналу:

Ми використали смуговий фільтр, щоб усунути будь-які перешкоди спричинені спотворенням зовнішнього освітлення та рівня сигналу. Використовуваний фільтр матиме частоту відсічення 2,5 Гц, щоб забезпечити максимальний пульс 125 уд / хв, який вимірюється приладом з високою точністю. Цей відкат забезпечує ослаблення 60 Гц, на 23,5 дБ. Імпульс має співвідношення сигнал-шум (SNR) –14 дБ перед тим, як пройти крізь фільтр. Частотні смуги пропускання посилюються в 40 разів з малим підсилювачем сигналу. Ми використовували блокування постійного струму для запобігання незміреним імпульсам та високим зміщенням постійного струму від навколишнього світла.

- Підсилення імпульсу:

Вилучений сигнал аналізується підсилювачем для забезпечення імпульсу високої амплітуди, який подається в мікроконтролер введення. Підсилювач виявляє пік кожного імпульсу і створює відповідний імпульс високої амплітуди. Цей етап конструкція вимагає посиленого та відфільтрованого серцевого пульсу з показником С/Ш 20 дБ для отримання чистого імпульсу



високої амплітуди. Час між кожним послідовним підйомом великої амплітуди край імпульсу інтерпретується мікроконтролером як період між кожним

Рисунок 7 – Частина ланцюга підсилювача імпульсів

пульсом серця. Для виявлення посилення сигналу використовується LM358 і серцевий сигнал посилюється вдвічі після проходження смугового фільтра (рис. 7). Далі ми отримуємо посилений вихід, який мікроконтролер використовує його як свій вхідний сигнал і обчислює пульс.

- Оптичний ланцюг передавача та приймача

HRM вимірює частоту пульсу через зміни кровотоку через вказівний палець. Кожен пульс крові з серця збільшує щільність крові в пульсуючій тканині пальця і спричиняє зменшення світлової потужності, що надходить від фотодатчика. Фотосенсор не приймає суто змінного сигналу, оскільки є деякі компоненти постійного струму, отримані від інших неімпульсних тканин та рівні навколишнього освітлення. Різні рівні освітленості перетворюються на різний опір у фотосенсорі. Різний опір перетворюється на різну напругу за допомогою мережі опору та джерела живлення. Для цього використовуються два червоні світлодіоди у поєднанні з фотодатчиком для виявлення та передачі частоти імпульсів. Оскільки тканина в людському тілі діє як фільтр для червоного світла, було обрано два червоні світлодіоди, що дозволяють пропустити максимальну кількість світлової енергії через вказівний палець. Схема, показана на рис. 8, призначена для досягнення цього.

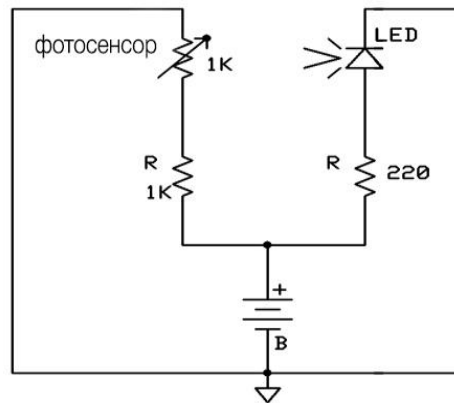


Рисунок 8 – Перетворювач частоти імпульсів у напругу

Червоний світлодіод спрямований вперед через резистор для створення потоку струму. Значення R_2 вибирається таким чином, щоб воно виробляло максимальну кількість світлового потоку. Розраховане значення наближається до загальнодоступного значення опору. Фоторезистор розміщений послідовно з резистором, щоб зменшити струм, що подається системою виявлення, і запобігти замикання джерела живлення, коли фоторезистор не виявляє світла.

- Підсилення сигналу частоти пульсу

Щоб мікроконтролер дозволяв підраховувати частоту імпульсів, сигнал повинен бути посилений. Підсилювач використовується для пошуку висхідних країв відфільтрованого сигналу, що приймається фотосенсором. Це дозволяє використовувати один штифт мікроконтролера як вхід. Час між краями імпульсу, що зростає, визначається мікроконтролером, щоб можна було виміряти частоту серцевих скорочень. [3]

Розроблена схема показана на рис. 9.

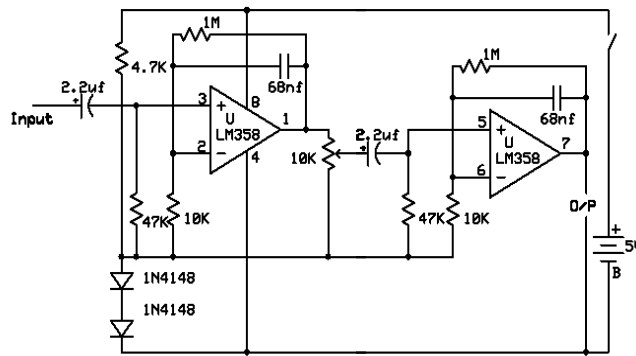


Рисунок 9 – Схема підсилювача, що використовується в пристрої HRM

Підсилювач використовує подвійний операційний підсилювач LM358 для забезпечення двох однакових широкосмугованих каскадних смуг пропускання з коефіцієнтами посилення 100. Знову ж таки, тип операційного підсилювача не є особливо критичним, якщо він буде працювати при напрузі 5 В і направляти вихідну шину на рейку . Частоти сигналу вкладаються в артефакти руху на нижньому кінці, а на верхньому кінці втручанням від мережевого шуму. Схема працює від однієї 5-вольтової батареї, а вихідний нуль компенсується приблизно на 1 Вольт, посиляючи все на внутрішню загальну лінію при напрузі, встановленій парою кремнієвих діодів, зміщених вперед. Це зручно для інтерфейсів з входом 0-5 Вольт. Потенціометр дозволяє регулювати загальний коефіцієнт посилення, щоб запобігти відсіканню великих сигналів. Компоненти не є критичними, але два конденсатори по 2,2 мкФ повинні витримувати зворотне зміщення, тому вони повинні бути неполяризованими або танталовими. Схему можна легко скласти на невеликому шматочку плати.

- Мікроконтролер

Мікроконтролер - це економічний засіб для підрахунку частоти пульсу та управління світлодіодним дисплеєм. Метод, використаний нижче, дозволяє керувати дисплеями без використання драйвера дисплея. Дисплеї

встановлюються та оновлюються шляхом мультиплексування ліній сегментів до тих самих штифтів вводу-виводу на мікроконтролері.

Програмування мікроконтролера передбачає розробку алгоритму розрахунку для підрахунку частоти пульсу. Алгоритм розрахунку для підрахунку частоти пульсу буде легко розробити за допомогою мікропрограми. Мікроконтролер буде постійно перевіряти, чи подається в нього сигнал. Після виявлення сигналу алгоритм розпочнеться відповідно до блок-схеми на рис. 10.

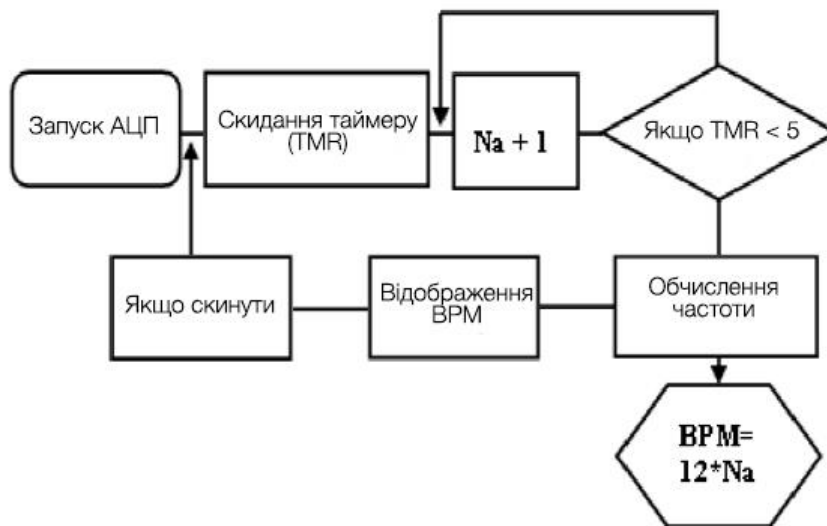


Рисунок 10 – Алгоритм виявлення частоти пульсу

Як тільки кожен етап проектування змодельований, щоб довести ефективність своєї одиниці, вони інтегруються, і на рис. 11 проілюстровано принцип роботи.

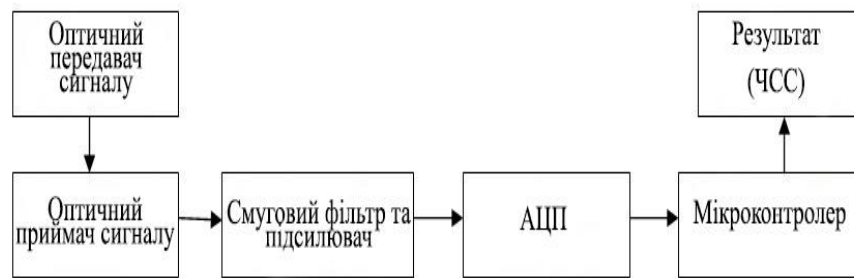


Рисунок 11 – Принцип роботи пристрою HRM

2.4 Розробка Пульсоксиметра з бездротовою передачею даних

Пульсоксиметрія - це неінвазивне вимірювання насичення киснем (SpO_2). Насичення киснем визначається як вимірювання кількості кисню, розчиненого в крові, на основі виявлення гемоглобіну та дезоксигемоглобіну. Для вимірювання фактичної різниці в спектрах поглинання дезоксигеноглобіну (HbO_2) та гемаглобіну (Hb) використовуються дві різні довжини світлових хвиль.

На кровотік впливає концентрація HbO_2 та Hb , а коефіцієнти їх поглинання вимірюються за допомогою двох довжин хвиль 660 нм (спектри червоного світла) та 940 нм (спектри інфрачервоного світла). Дезоксигенований та оксигенований гемоглобін поглинає різну довжину хвилі. Дезоксигенований гемоглобін (Hb) має більш високе поглинання при 660 нм, а оксигенований гемоглобін (HbO_2) - більше при 940 нм. [14]

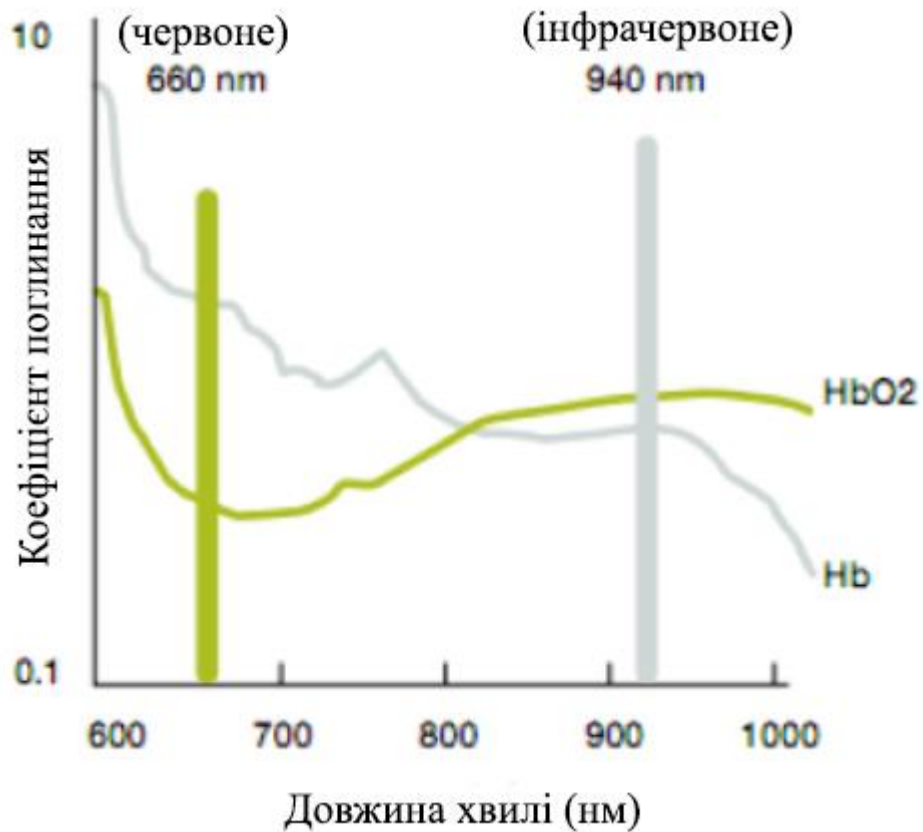


Рисунок 12 – Графік поглинання світла гемоглобіну

Фотодетектор в датчику сприймає не поглинене світло від світлодіодів. Цей сигнал інвертується за допомогою інвертуючого операційного підсилювача (OpAmp), і в результаті виходить сигнал, подібний до того, що зображений на рисунку 12. Цей сигнал представляє світло, яке було поглинене пальцем і розділене на компонент постійного та змінного струму. Компонент постійного струму являє собою поглинання світла тканини, венозної крові та не-пульсуючої артеріальної крові. Компонент змінного струму представляє пульсуючу артеріальну кров [4].

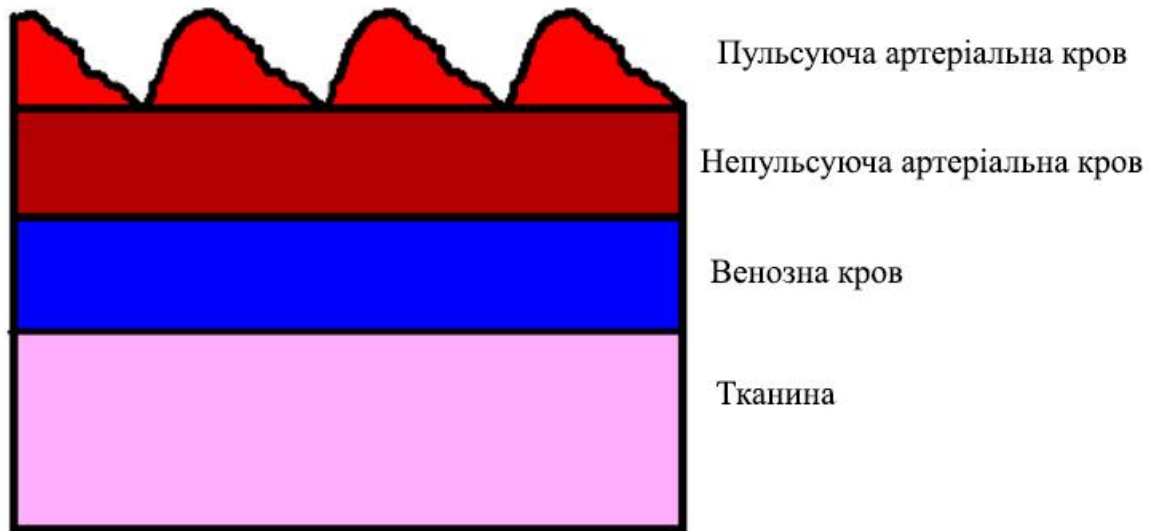


Рисунок 13 – Діаграма поглинання світла

Пульсоксиметр аналізує поглинання світла двох довжин хвиль із доданого пульсуючого об'єму оксигенованої артеріальної крові (AC / DC) та обчислює коефіцієнт поглинання, використовуючи наступне рівняння.

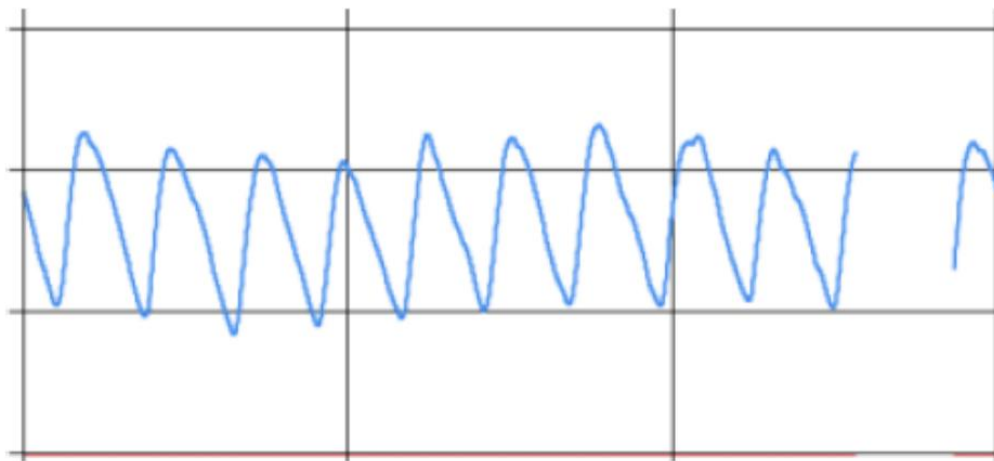
$$\frac{(AC_{660}) / (DC_{660})}{(AC_{940}) / (DC_{940})} \quad (2)$$

SpO₂ виймається із таблиці, що зберігається в пам'яті, обчисленої за емпіричними формулами. Співвідношення 1 представляє SpO₂ 85%, відношення 0,4 представляє SpO₂ 100%, а співвідношення 3,4 представляє SpO₂ 0%. Для більшої надійності таблиця повинна базуватися на експериментальних вимірах здорових пацієнтів. Інший спосіб розрахунку SpO₂ приймає змінну складову лише сигналу та визначає коефіцієнт, використовуючи наступне рівняння. SpO₂ - значення RX100.

$$R = \frac{\log_{10}(I_{ac})^{\lambda 1}}{\log_{10}(I_{ac})^{\lambda 2}} \quad (3)$$

I_{ac} = інтенсивність світла на 1 (660 нм) або 2 (940 нм), де присутній лише рівень змінного струму.

Типовий пульсоксиметричний сигнал представлений на рисунку 14. Сигнал являє собою пульсуюче поглинання артеріальної крові. За цей сигнал



можна розрахувати кількість ударів за хвилину.

Рисунок 14 – Типовий сигнал пульсоксиметра

2.4.1 Обґрунтування елементної бази модулю фотодетектора. При проектуванні модулю фотодетектора в пульсоксиметрі було використано такі схемо-технічні компоненти: червоний світлодіод GNL5013SRD та інфра-червоний світлодіод TSAL5100

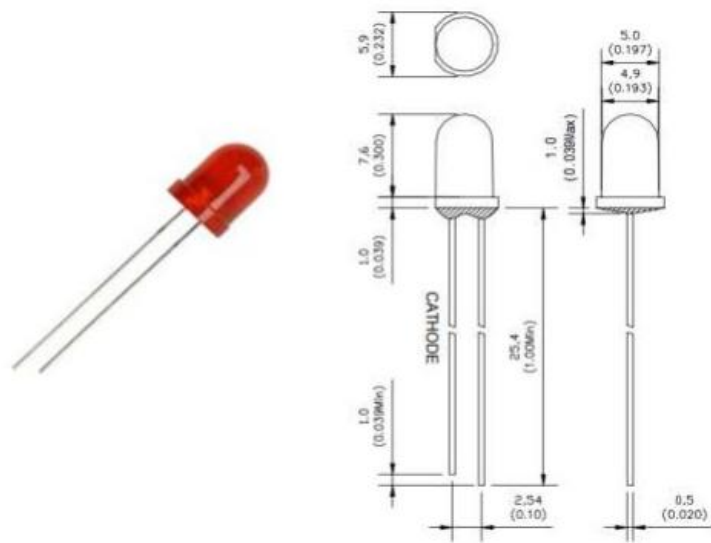
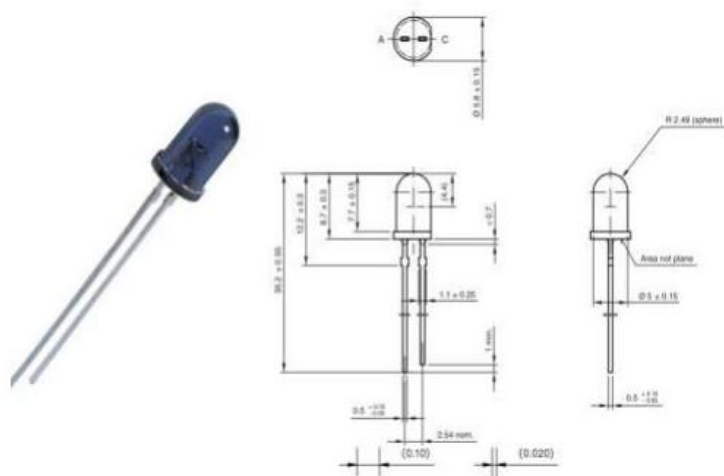


Рисунок 15 – Зовнішній вигляд та габаритні розміри корпусу світлодіоду

Таблиця 1 – Основні технічні характеристики GNL-5013SRD

Параметр	Значення	Одиниці вимірювання
Діапазон робочих температур	-40..+80	°C
Робоча напруга	5	V
Робочий струм	10	mA
Довжина хвилі випромінювання	660	nm
Робочий струм (при 5V)	30	mA

Червоний світлодіод GNL-5013SRD фірми G-NOR ELECTRONICS



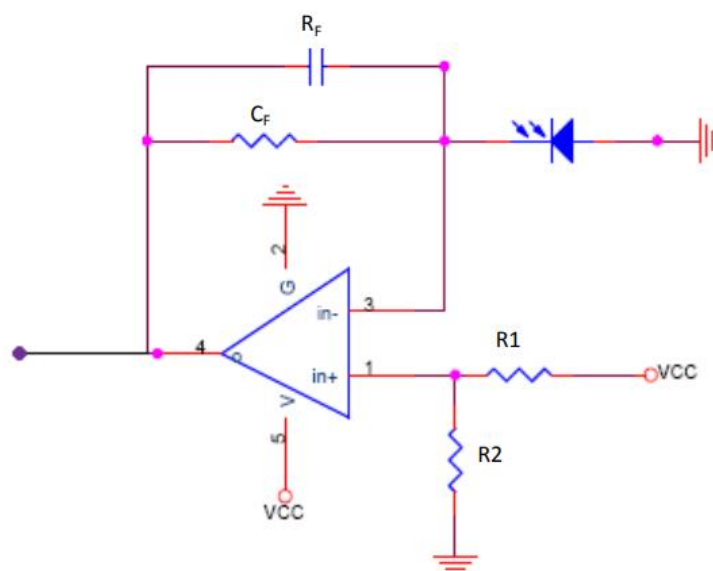
випромінює світло довжиною хвилі 660 nm та має характеристики приведені в табл. 2.1. Зовнішній вигляд та габаритні розміри корпусу фотоприймача наведено на рис.16. Світлодіод TSAL5100 фірми Vishay Semiconductors працює в інфрачервоному світловому діапазоні та генерує випромінювання на довжині хвилі 940 nm.

Рисунок 16 – Зовнішній вигляд та габаритні розміри корпусу інфрачервоного світлодіоду.

Таблиця 2 – Основні технічні характеристики TSAL5100

Параметр	Значення	Одиниці вимірювання
Діапазон робочих температур	-40..+85	°C
Робоча напруга	5	V
Робочий струм	100	mA
Довжина хвилі випромінювання	940	nm
Робочий струм (при 5V)	200	mA

Основними компонентами модуля фотодетектора є фотодіод та операційний підсилювач, що використовуються як перетворювач струму-напруги. Згідно з літературою і з використанням частини схеми кріплення С, на рисунку17 представлена конфігурація підсилювача трансимпедансу з фотодіодом



модуля фотодетекції:

Рисунок 17 – Конфігурація підсилювача транзисторного з фотодіодом

Резистори R1 і R2 мають одне і те ж значення, щоб напруга в V_+ становила 2,5 В, а сигнал був близько цього значення. Якби вхід був заземлений, можна було б побачити лише позитивну частину виявленого сигналу, оскільки операційний підсилювач живиться від 0-5В. Таким чином, він "підвищує" рівень відліку від 0 В (земля) до 2,5 В, тому сигнал розглядається навколо цього значення. Отже, R1 і R2 мають однакове значення, яке дорівнює 10К Ω . Використовуваний фотодіод повинен мати задовільні відповіді на обидві довжини хвилі (червону та інфрачервону), оскільки він використовуватиме лише один фотодіод для обох довжин хвиль, тому він повинен мати спектральний діапазон чутливості, який включає використовувані довжини хвиль [15].

Більше того, при виборі фотодіоду слід враховувати деякі міркування:

- Ємність фотодіода - ємність переходу впливає на шум і пропускну здатність схеми, тому вона повинна бути якомога меншою; [5]
- Активна область фотодіода - площа фотодіода прямо пропорційна ємності з'єднання, тому активна область фотодіоду повинна бути якомога меншою для найбільшого відношення сигнал / шум.

З огляду на вищевикладені міркування, фотодіодом, що використовується в проекті, є SILONEX - SLCD-61N1, основні характеристики якого наведені в Таблиці 1 нижче:

Таблиця 3 –Основні характеристики фотодіоду SILONEX - SLCD-

Чутливість	0.55A/W	
Активна зона	10.40 mm ²	
Ємність переходу	0.4 nF	
Темновий струм	1.7μA	
Спектральний діапазон чутливості	400 nm – 1100 nm	

61N1.

Фотодіод генерує струм, пропорційний інтенсивності світла, а потім згаданий підсилювач трансимпедансу використовувався для перетворення струму у напругу. Це найпоширеніші типи підсилювачів, які сьогодні використовуються в пульсоксиметрії. Для посилення сигналу струм фотодіода повинен бути перетворений у напругу з помірним імпедансом.

Операційним підсилювачем, що використовувався в цьому модулі, був LM321MF, з основними характеристиками, наведеними в таблиці 4 нижче:

Таблиця 4 – Основні особливості LM321MF.

Підсилення, пропускна здатність -3 Дб	1 MHz	
Вхідна ємність	100 pF	
Мінімальна напруга живлення	3V	
Максимальна напруга живлення	32V	
Темп нарощування	0.4	

Конфігурація підсилювача трансимпедансу є найбільш часто використовуваною в програмах імпульсної оксиметрії, але вона має ряд багатовимірних обмежень, тому при виборі компонентів необхідно враховувати деякі важливі міркування:

- Резистор зворотного зв'язку - резистор зворотного зв'язку повинен бути якомога більшим, щоб мінімізувати шум, оскільки він є основним джерелом шуму в ланцюзі.

Конденсатор зворотного зв'язку - цей компонент покращує стабільність та мінімізує пік посилення; загальною формулою вибору значення конденсатора є:

$$C_F = \frac{1}{4\pi R_F f_c} (1 + \sqrt{1 + 8\pi R_F C_I f_c}) \quad [4]$$

де

- f_c - частота посилення одиниці операційного підсилювача;
- C_I - загальна вхідна ємність (ємність переходу фотодіодів + вхідна ємність операційного підсилювача);
- R_F - це опір зворотного зв'язку.

Як вже зазначалося, резистор зворотного зв'язку повинен бути якомога більшим. За допомогою дослідження структурних схем подібних систем, було обрано значення 330K для резистора зворотного зв'язку як відповідне значення. Використовуючи рівняння [4] для визначення значення конденсатора зворотного зв'язку:

$$C_F = \frac{1}{4\pi R_F f_c} (1 + \sqrt{1 + 8\pi R_F C_I f_c})$$

де:

$$R_F = 330 \times 10^3 \text{ Ом}$$

$$f_C = 1 \times 10^6 \text{ Гц}$$

$$C_I = 0,4 \times 10^{-9} + 100 \times 10^{-12} = 5 \times 10^{-10} \text{ F}$$

$$C_F \approx 15 \text{ пФ}$$

45

Використовуваний конденсатор зворотного зв'язку має значення 15 пФ, оскільки це було найближче існуюче значення.

Тепер можна розрахувати пропускну здатність за:

$$BW = 1,4 \text{ fP} \quad [5]$$

Де:

$$f_p = \sqrt{\frac{f_c}{2\pi R_F (C_I + C_F)}} \quad [6]$$

Тому:

$$f_P \approx 30,6 \text{ kHz} \quad [7]$$

$$BW \approx 43 \text{ kHz}$$

Оскільки очікувані частоти складали близько декількох Гц, пропускну здатність ланцюга є достатньою для прийому біологічних сигналів.

Незручним є те, що пропускну здатність може бути занадто великою, і тому на сигнал може впливати шум. Однак це недолік вважається прийнятним і придатним для обробки програмного забезпечення [6].

2.4.2 Модуль синхронізації. Модуль BioPlux™ має лише один цифровий вихідний порт, тому через нього неможливо мультиплексувати

світлодіоди. Тому потрібно було розробити електронну схему на макетній панелі, яку можна було б підключити до схеми драйверів світлодіодів і приступити до їх синхронізації. Схема синхронізації була побудована навколо таймера 555 і затвора NAND. Таймер 555 використовується для формування сигналу TTL (транзисторно-транзисторна логіка), тоді як затвор NAND використовується для інвертування сигналу TTL через NOT. 8-контактний таймер 555 є інтегральною схемою (IC) і може бути реалізований у різноманітних програмах таймера та мультівібратора, що стає корисним у багатьох майбутніх проектах та покращеннях системи.

2.4.3 Визначення насичення крові киснем по фотоплетізограммі.

Відомо, що тканина розсіює світло в основному в прямому напрямку. Для отримання коефіцієнта відображення імпульсної оксиметрії, ми зацікавлені в інтенсивності зворотного розсіювання як функцією часу. Зміни в часі відбуваються через поглинання світла в тканини. Ці зміни в часі будуть відображені в інтенсивності прямого розсіювання і в інтенсивності зворотного розсіювання тобто коли поглинання буде високим обидві інтенсивності, передані через шкіру, і відбиті назад зсередини тканини будуть низькими. Далі будемо розглядати коефіцієнт пропускання в напрямку падіння, як його описує закон Ламберта-Біра.

Закон Ламберта-Біра визначає, що інтенсивність світла, котрий пройшов середу, експоненціально зменшується з відстанню. Інтенсивність з іншого боку середовища T таким чином визначається, як

$$I = I_0 \exp(-\epsilon Cd) \quad [8]$$

де I_0 - інтенсивність падаючого світла, ε - молярний коефіцієнт ослаблення з одиницею виміру $\text{мМ}^{-1} \text{см}^{-1}$, c - концентрація поглиненого речовини, і d - оптична довжина шляху через середу. Якщо ε і C є постійними тоді, проходження це функція оптичної довжини шляху тобто $I(d)$ спектральна поглинальна здатність A , тоді визначається як,

$$A = -\ln \frac{T}{I_0} = \varepsilon C d \quad [9]$$

У разі великого числа поглиначів рівняння буде суперпозицією для кожного поглинача. Закон Ламберта-Біра можна висловити, використовуючи коефіцієнт поглинання μ_a . Вони пов'язані таким чином, що:

$$\varepsilon C = \mu_a + \mu_s \quad [10]$$

Молярний коефіцієнт ослаблення знаходиться експериментально. Коли світло проходить через тканину, інтенсивність проходження змінюється між максимумом в діастолі T_{dia} і мінімумом в систолі T_{sys} , це можна побачити на графіку 2.2. У діастолі інтенсивність визначається

$$T_{dia} = I_0 \exp(-\varepsilon_{DC} C_{DC} d_{DC}) \exp(-(\varepsilon_{HbO_2} C_{HbO_2} + \varepsilon_{Hb} C_{Hb}) d_{dia}) \quad [11]$$

2.4.4 Сигнали пульсоксиметрії для вимірювання пульсу. У пульсоксиметрії, коли ІЧ або червоне світло передається через тканину, воно виробляє пульсуючий сигнал, як показано на малюнку 2.4 [17]. Сигнал

змінюється з часом по відношенню до серцебиття. Отже, частоту серцевих скорочень людини можна виділити з форми хвилі.



Рисунок 18 – Пульсуючий сигнал під час пропускання через тканину ІЧ-або червоного світла

2.4.5 Дослідження похибки вимірювань. Точність 13 пульсоксиметрів при низьких насиченнях визначали у пацієнтів інтенсивної терапії. Як можна зрозуміти з проаналізованих даних усі прилади показали досить високу похибку при сатурації нижче 80%, а 9 із 13 показали досить грубу похибку. Але коли показники вище 80% усі прилади показують стабільно хороший результат, тому можна зробити висновок, що в стані важкої гіпоксії необхідно ретельніше перевіряти стан пацієнта, та враховувати похибку вище ніж в межах нормальної сатурації крові.

2.5 Датчик температури

Два датчики температури LM35 (S1) контактного типу і MLX-90614 (S2) безконтактні використовуються в цій запропонованій системі контролю, як показано на рисунку 20. Датчик LM35 - це точний датчик, який безпосередньо перетворює вихідну напругу в температуру за Цельсієм. Це перетворення запрограмовано на панель Arduino. Цей датчик кращий за термісторний завдяки лінійній потужності та низьким опорам. Діапазон датчика знаходиться в діапазоні від -55 0C до 150 0C

Вихідна температура в Цельсіях: = Temp $\times$ 0.48828125

Бренд	Насичення > 80%	Насичення < 80%
	Точність	Точність
Datascope Accusat	−0.3% (1.9)	−7.1% (3.2)
Datex Satlite	+0.0% (2.0)	+1.4% (1.5)
Invivo 4500	−0.3% (1.8)	−0.6% (4.9)
Nellcor N-200	+0.8% (1.7)	−5.5% (3.5)
Nonin 8604D	+1.4% (1.8)	+8.8% (4.8)
Novamatrix 505	+0.7% (1.9)	−8.1% (4.3)
Ohmeda 3700	−1.0% (2.5)	−5.3% (6.2)
Ohmeda 3740	−0.1% (2.8)	−5.5% (1.9)
Physio-Control 1600	+0.0% (1.9)	−6.0% (6.9)
Radiometer Oximeter	−1.5% (1.8)	−6.7% (3.2)
Sensormedics Oxyshuttle	−0.3% (1.8)	−0.4% (1.8)
Simed S-100	+0.1% (2.2)	+1.8% (1.6)
Spectramed Pulsat	+0.7% (1.6)	−3.4% (3.2)

Рисунок 19 – Точність 13 пульсоксиметрів за допомогою неінвазивних датчиків

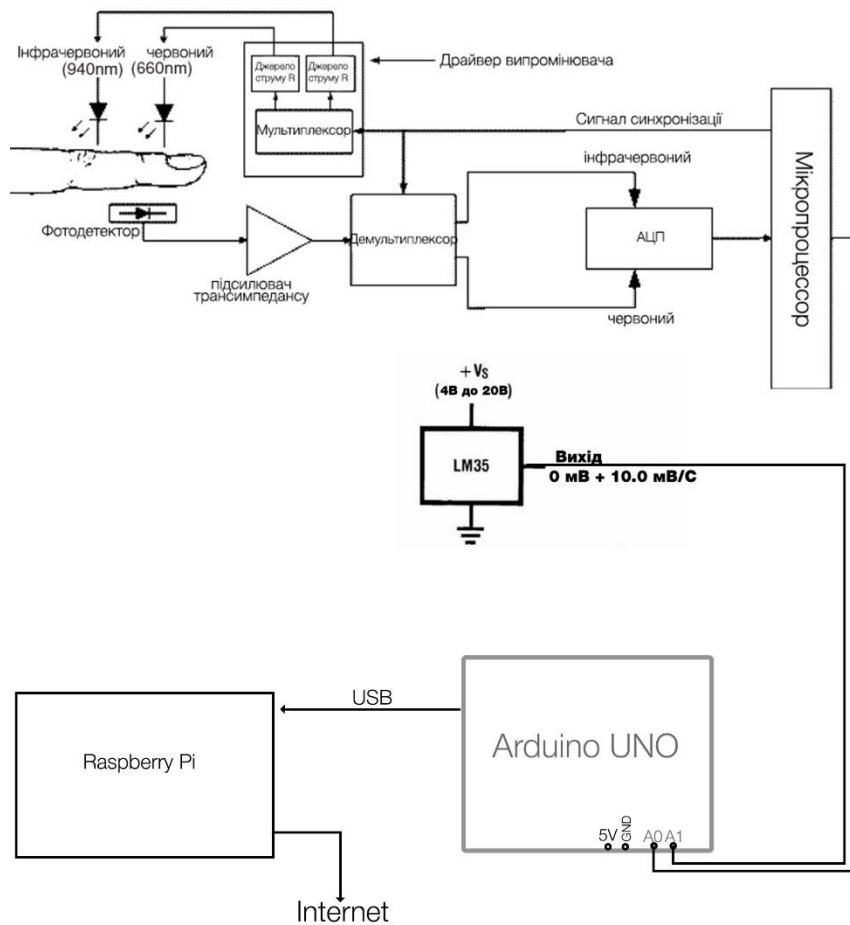


Рисунок 20 – Функціональне схема підключення

Це рівняння, яке зазвичай використовується для датчика S1 при складанні з контролером Arduino, і вказане числове значення представляє відношення вхідної напруги та аналогового значення [9]. Лінійність датчика S1 дорівнює 10mV / °C. Хоча інфрачервоний датчик (S2), виготовлений компанією melexis, також використовується для вимірювання температури тіла через вихідні штифти ШІМ. Цей датчик використовує малoshумний підсилювач, 10-бітний аналогово-цифровий перетворювач для точного вимірювання температури [7].

2.5.1 Особливості датчика LM35.

Значення температури відкаліброване за шкалою Цельсія.

- Лінійне значення напруги на виході з коефіцієнтом $10 \text{ мВ} / ^\circ \text{C}$.
- Гарантована точність $0.4 ^\circ \text{C}$.
- Параметри нормовані для повного діапазону температур $-55 \dots +150 ^\circ \text{C}$.
- Зручні для використання в пристроях з віддаленим підключенням датчиків.
- Низька ціна.
- Працює в широкому діапазоні напруги живлення $4 - 30 \text{ В}$.
- Струм менше 60 мкА .
- Низький рівень власного розігріву - $0.08 ^\circ \text{C}$ при нерухомому повітрі.
- Нелінійність тільки $\pm 0.25 ^\circ \text{C}$.
- Низький вихідний опір - 0.1 Ом , при струмі навантаження 1 мА .

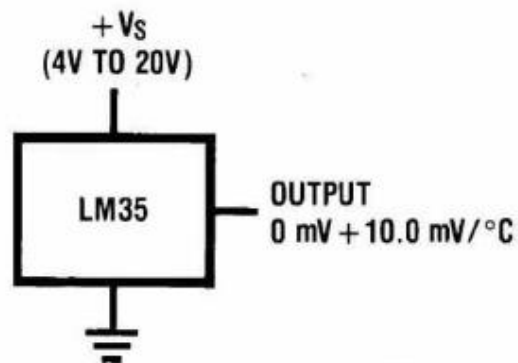


Рисунок 21 – Базова схема включення LM35 в якості датчика температури з діапазоном вимірювання $+2 \dots +150 ^\circ \text{C}$.

2.5.2 Обчислення температури. Принцип простий. Для обчислення температури датчика LM35, необхідно:

Зчитати код АЦП.

Обчислити напругу на виході датчика як

$$U_{\text{вих}} = N * U_{\text{іон}} / 1024, \text{ де}$$

$U_{\text{вих}}$ - напруга на виході термодатчика;

N - код АЦП;

$U_{\text{оп}}$ - напруга джерела опорного напруги (для нашої схеми 5 В);

1024 - максимальне число градацій АЦП (10 розрядів).

Розділити напруга на виході датчика на масштабний коефіцієнт.

Формули обчислення температури для різних датчиків при опорному напрузі 5В виглядають так.

$$T = (N * 5 / 1024) / 0.01 \quad (12)$$

Якщо використовується цифрова фільтрація, то необхідно ще врахувати коефіцієнт для неї.

2.5.3 Похибка вимірювання АЦП плати Ардуіно. У нашому пристрої ми використовували опорна напруга 5 В, тобто напруга в джерелі живлення. У платі Arduino UNO R3 напруга 5В формується на лінійному стабілізаторі NCP1117ST50. Стабільність вихідної напруги цієї мікросхеми досить висока - 1%.

Тобто загальна похибка вимірювання термометра становить не більше 2%.

Підвищити її можна вимірявши напругу 5В на платі і задавши в параметр дозвіл АЦП не 5 В, а точніше значення.

2.6 Розрахунок параметрів АЦП

Інтервал дискретизації заданого сигналу за часом визначається на основі теореми Котельникова за нерівністю:

$$\Delta t \leq \frac{1}{2 F_B} \quad (13)$$

Де Δt це інтервал дискретизації

$$F_B = \frac{\omega_c}{2 \cdot \pi} - \text{верхнє значення частоти спектра сигналу.}$$

Після розрахунку значення інтервалу дискретизації необхідно побудувати графік дискретизованого в часі сигналу. Тривалість імпульсних відліків прийняти рівною половині інтервалу.

Наступними етапами перетворення сигналу є квантування імпульсних відліків за рівнем і кодування. Розрядність коду визначається виходячи з динамічного діапазону за рівнем імпульсних відліків.

Нижня межа діапазону визначається по:

$$U_{MIN} = \frac{U_{MAX}}{K} \quad (14)$$

де U_{MIN} - нижня межа динамічного діапазону, В;

U_{MAX} - верхня межа динамічного діапазону, В.

Для самого малого по амплітуді імпульсного відліку задається співвідношення миттєвої потужності сигналу і потужності шуму квантування:

$$\gamma = \frac{U_{MIN}^2}{P_{ш.КВ}} \quad (15)$$

де $P_{ш.КВ}$ - потужність шумів квантування при розмірної шкалою квантування, Вт.

Відомо що:

$$P_{ш.КВ} = \frac{\Delta^2}{12} \quad (16)$$

де Δ - крок шкали квантування.

В свою чергу:

$$\Delta = \frac{U_{MAX}}{n_{КВ}} \quad (17)$$

де Δ - крок шкали квантування;

$n_{КВ}$ - число рівнів квантування;

U_{MAX} - верхня межа динамічного діапазону, В.

З урахуванням цього:

$$\gamma = \frac{U_{MIN}^2 \cdot 12 \cdot n_{КВ}^2}{U_{MAX}^2} \quad (18)$$

де $n_{КВ}$ - число рівнів квантування;

U_{MIN} - нижня межа динамічного діапазону, В;

U_{MAX} - верхня межа динамічного діапазону, В.

З формули вище отримуємо:

$$n_{KB} = \sqrt{\frac{\gamma \cdot U_{MAX}^2}{12 \cdot U_{MIN}^2}} = \frac{U_{MAX}}{U_{MIN}} \cdot \sqrt{\frac{\gamma}{12}} \quad (19)$$

55

де n_{KB} - число рівнів квантування;

U_{MIN} - нижня межа динамічного діапазону, В;

U_{MAX} - верхня межа динамічного діапазону, В.

Відомо, що при використанні двійкового кодування число кодових комбінацій, яка дорівнює кількості рівнів квантування, визначається виразом:

$$n_{KB} = 2^m \quad (20)$$

де m - розрядність кодових комбінацій. Звідси:

$$m = \log_2 n_{KB} \quad (21)$$

Тривалість елементарного кодового імпульсу визначається виходячи з інтервалу дискретизації і розрядності коду за висловом

$$\tau_u = \frac{\Delta t}{2^m} \quad (22)$$

Знайдемо верхнє значення кордону динамічного діапазону, при

$$h := 0.1$$

$$\tau := 0.3 \cdot 10^{-3} \text{ В}$$

с

$$F_s = \frac{\omega_c}{2 \cdot \pi} = \frac{1 \cdot 10^5}{2 \cdot \pi} = 15920 \text{ Гц}$$

Інтервал дискретизації заданого сигналу за часом визначається на основі теореми Котельникова за формулою:

$$\Delta t = 3.142 \cdot 10^{-5} \text{ с} \quad (23)$$

Для розрахунку нижньої межі діапазону підставимо в формулу 12 $K = 22$, $U_{MAX} = 0,1$

$$U_{MIN} = \frac{U_{MAX}}{K} = \frac{0,1}{22} = 4,545 \cdot 10^{-3} \text{ В} \quad (24)$$

Підставивши в формулу значення $g = 30$, $U_{MAX} = 0,1 \text{ В}$, $U_{MIN} = 0.004545 \text{ В}$, таким чином отримаємо:

$$n_{KB} = \frac{U_{MAX}}{U_{MIN}} \cdot \sqrt{\frac{\gamma}{12}} = \frac{0,1}{0.004545} \cdot \sqrt{\frac{30}{12}} = 34,785 \quad (25)$$

Потім знайдемо крок шкали квантування:

$$\Delta = \frac{U_{MAX}}{n_{KB}} = \frac{0,1}{34,785} = 2,875 \cdot 10^{-3} \quad (26)$$

Знайдемо потужності шумів квантування за формулою:

$$P_{ш. KB} = \frac{\Delta^2}{12} = \frac{(2,875 \cdot 10^{-3})^2}{12} = 6,887 \cdot 10^{-7} \text{ Вт.}$$

Знайдемо розрядність кодівих комбінацій:

$$m = \log_2 n_{KB} = \log_2 34,785 \approx 6$$

Знайдемо тривалість елементарного кодового імпульсу:

$$\tau_u = \frac{\Delta t}{2 \cdot m} = 2,618 \cdot 10^{-6} \text{ с}$$

Графік дискретизованого за часом сигналу наведено на рисунку

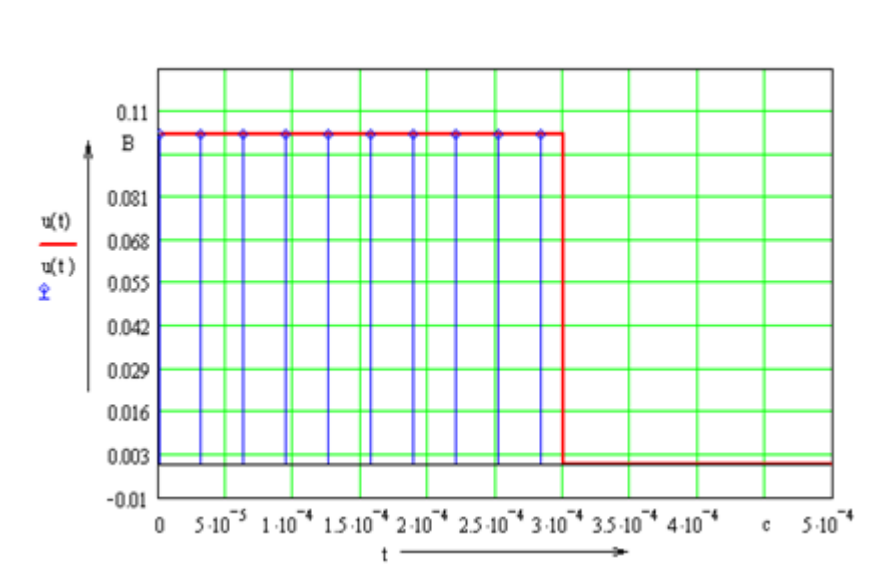


Рисунок 22 – Графік дискретизованого в часі сигналу

Запишемо наш сигнал в двійковому коді: 100010

На підставі проведених розрахунків підберемо АЦП: AD7858LAR

Технічні характеристики обраного АЦП:

- Розрядність - 10 біт
- Число каналів - 8
- Частота дискретизації - 100 кГц
- Послідовний вихід
- $U_{п} = 3.5 \text{ В}$

2.7 Обґрунтування використання приймально передавальних пристроїв в функціонуванні системи

Спочатку розробки системи була необхідність в мікроконтролері який буде справлятися з сигналами, що надходять від датчиків. Враховуючи вимоги до обладнання, для цього додатка була обрана плата Arduino UNO. Плата розроблена з процесором Atmel328P і поєднує в собі багато функцій, таких як 10-розрядний АЦП, внутрішні та зовнішні переривання, 14 цифрових виводів вводу-виводу та 6 аналогових входних пінів, які всі необхідні для проектування. Основне призначення плати Arduino - взаємодія з сенсорами і пристроями, тому Arduino відмінно підходить для апаратних проектів, де потрібно просто реагувати на різні сигнали сенсорів і ручне введення. Може здатися, що в цьому немає нічого особливого, проте на ділі Arduino - складна вивірена система, значно полегшує управління пристроями. Вона відмінно підходить саме для організації взаємодії інших пристроїв і виконавчих механізмів, де повновага операційна система просто не потрібна, так як мова йде просто про отримання сигналів з сенсорів і реагуванні на них.

При відомої і чітко поставленому завданню завжди простіше вибрати основні і периферійні пристрої для використання в проекті. Основне завдання в цьому проекті полягала в обробці сигналів з датчиків температури, ЧСС та пульсоксиметра і подальша передача кодованих даних на Raspberry PI. Платформа Arduino проста в обслуговуванні і не вимоглива в живленні. У середовищі Arduino IDE, врахувавши те, що нам потрібно автономна робота платформи, можна скласти код, який дозволить використовувати пристрій, при цьому не виключаючи і абсолютно не втручаючись в його роботу.

На жаль, система Arduino без додаткових модифікацій не пристосована для роботи по мережі інтернет. Щоб встановити надійне з'єднання вона вимагає або підключення додаткових модулів до плати, або використання модифікацій платформи зі відразу вбудованими необхідними модулями.

Тому для отримання поставлених завдань в передачі даних на сервер в ланцюгу архітектури системи по якій передаються дані про стан пацієнта після Arduino ми використовуємо Raspberry PI [8].

Розділ 3

Розробка програмної частини системи дистанційного керування

3.1 Архітектура програмного забезпечення

Інтеграція програмного забезпечення є одним з найважливіших аспектів системи віддаленого моніторингу стану здоров'я. Це мозок, який вчиться функціонувати відповідно до гнучкості користувача. Починаючи від використання мікроконтролера IDE до використання набору інструментів розробки Android, складається архітектура програмного забезпечення віддаленої системи моніторингу стану здоров'я. Вибудуток даних здійснюється Arduino IDE, відкритим кодом програмне забезпечення для простого завантаження коду на плату розробки. Після цього Raspberry Pi надсилає дані в хмарне сховище.

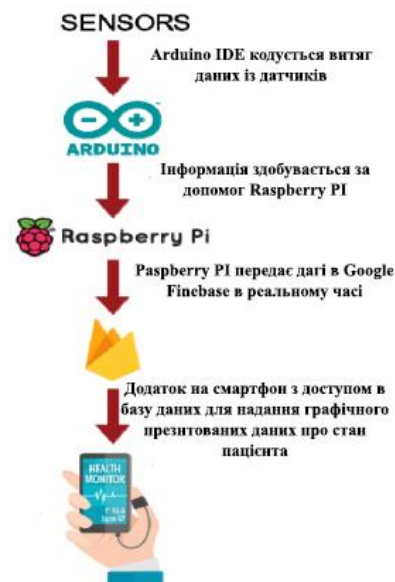


Рисунок 23 – Архітектура програмного забезпечення віддаленої системи моніторингу здоров'я

Використовуваним хмарним сховищем є Google Firebase, що є платформою для зберігання та передачі даних з мобільних та веб-додатків, розробленою Google. За допомогою Android Studio була розроблена програма проекту, яка може віддалено отримувати доступ до бази даних Google Firebase, але разом із шифруванням від користувача до користувача. Це захищає персональну базу даних пацієнта доступ до несанкціонованого персоналу. На наступному рисунку показано етапи, які були використані для розробки програмної архітектури цієї віддаленої системи моніторингу стану здоров'я.

3.1.1 Програма Ардуіно для збору даних з термометра. Програма повинна виконувати наступні функції:

- Зчитувати значення кодів АЦП та усереднювати їх (цифрова фільтрація) для підвищення перешкодозахищеності;
- Обчислювати температуру з коду АЦП;
- Виводити значення температури на чотирьох розрядний LED індикатор в форматі: знак; десятки; одиниці; десяті частки ° C.
- Передавати раз в секунду значення температури на Raspberry Pi в символьному форматі.

Також повинні бути підключені бібліотеки MsTimer2.h і Led4Digits.h.

Розробка програми будується за звичним принципом:

- реалізовано переривання від таймера з періодом 2 мс;

в ньому паралельним процесом відбувається:

- регенерація LED індикатора;
- читання кодів АЦП і усереднення їх значень;
- програмні таймери.

В основному асинхронному процесі відбувається:

- синхронізація від програмного таймера 1 сек;

- обчислення температури;
- передача значення температури на Raspberry Pi.

3.2 Об'єднання датчиків в єдину систему

Після того, як були зроблені всі окремі конструкції схем і калібрування, настав час об'єднати всі датчики в Arduino Uno, щоб забезпечити його функціонування як єдину систему. Існує два етапи цього проектування, зондування та передача.

У певному сенсі, Arduino Uno виявляє значення з датчиків і відповідно їх обробляє, тоді як під час передачі Raspberry Pi 3B, підключений до Arduino, отримує дані від Arduino, а через складну обробку та аналіз дані передаються в хмарне сховище, яке пізніше доступний для подальшого аналізу.



Рисунок 24 – блок-схема програмування для Raspberry Pi та Arduino Uno

Після цього витягнуті значення кожного з датчиків зберігались у хмарному сховищі, до якого згодом отримав доступ розроблений додаток Android для віддаленої візуалізації.

Raspberry Pi була запрограмована відповідно до наведених нижче алгоритмів. Спочатку штифти датчика ініціалізувались, потім вихідні дані були взяті з кожного з датчиків. Для вимірювання стандартних значень частоти серцевих скорочень, температури тіла та гальванічної реакції шкіри використовувались відповідні бібліотечні функції та математичні формули для вилучення стандартних значень.

3.3 Передача даних на сервер та розробка БД

Коли мікросхема завершує зчитування, вона продовжує надсилати дані на сервер. Зв'язок здійснюється за протоколом Web-Sockets. Цей API забезпечує двонаправлений зв'язок між клієнтом та сервером через TCP-з'єднання (Chopra, 2015), мікросхема робить HTTP та TCP-з'єднання спочатку, щоб можна було реалізувати протоколи Web-Socket. Для встановлення з'єднання спочатку запит робиться в HTTP, в ньому клієнт просить сервер оновити з'єднання. Його перевага полягає в безперервному зв'язку з сервером, що дозволяє передавати дані в режимі реального часу, з невеликою затримкою.

SQLite - це дуже проста у використанні база даних. З командного рядка я виконав наступне:

```
sqlite3 pulseox.db "CREATE TABLE pulseox(stampdate text, stamptime text, spo2 text, bpm text, id integer primary key)"
```

Це створить файл, який називається pulseox.db, у поточному каталозі, який містить єдину таблицю, як визначено вище. Ви помітите, що я ледую,

використовуючи текстові типи даних. Я міг би проаналізувати текст, оскільки він відривається від послідовного порту, і перетворити його на певний тип, але мій код php та javascript для вибору та відображення даних не дуже цікавить типи даних, тому я вирішив залишити визначення таблиці простим якомога. Я можу змінити його пізніше, якщо це спричинить проблему.

Щоб перевірити базу даних та стовпець id, я видав таку команду insert / select:

```
sqlite3 pulseoxdb "INSERT into pulseox(stampdate, stamptime, spo2, bpm)
values('12/30/14','08:00:00','SPO2=100%','BPM=100');SELECT * from pulseox"

12/30/14|08:00:00|SPO2=100%|BPM=100|1
```

Тепер, коли база даних налаштована, я можу перейти до синтаксичного аналізу даних у режимі реального часу та вставлення їх у цю таблицю.

3.3.1 Розміщення даних у хмарних базах даних.

Google Firebase - це хмарна платформа, що належить Google. Це дозволяє створювати бази даних у реальному часі та багато іншого. Наша мета передавати данні з модулів та Arduino що підключений до Raspberry Pi, для надсилання даних до бази даних у реальному часі.

Виконавши наступну команду в терміналі, щоб встановити пакет Python для Google Firebase

«sudo pip» запити на встановлення «python-firebase».

```
cd ~/Documents/Codebase
nano firebase_dht.py
```

Відредагуємо наступний рядок (рядок 9 у наведеному нижче коді) і додамо URL-адресу Firebase

```
https://OUR_FIREBASE_URL.firebaseio.com/
```

Для запуску коду:

```
python firebase_dht.py
```

```
import RPi.GPIO as GPIO
from time import sleep
from firebase import firebase
import Adafruit_DHT

sensor = Adafruit_DHT.DHT11
pin = 4

firebase = firebase.FirebaseApplication('https://YOUR_FIREBASE_URL.firebaseio.com/', None)
firebase.put("/", "/temp", "0.00")
firebase.put("/", "/humidity", "0.00")

while True:
    humidity, temperature = Adafruit_DHT.read_retry(sensor, pin)
    if humidity is not None and temperature is not None:
        str_temp = ' {0:0.2f} *C '.format(temperature)
        str_hum = ' {0:0.2f} %'.format(humidity)
        print("Temp={0:0.1f}*C Humidity={1:0.1f}%".format(temperature,humidity))
        firebase.put("/", "/temp",str_temp)
        firebase.put("/", "/humidity",str_hum)
    else:
        print('Failed to get reading. Try again!')
    sleep(5)
```

3.3.2 Скрипт для збору та вставки даних. Запуск сценарію оболонки як фоновий процес, який відкриває послідовний пристрій і постійно перевіряє наявність даних. Коли він читає рядок, він рубає його (з необроблених даних один пробіл є роздільником) і вставляє рядок в базу даних. Буде використовувати RНР як мову сценаріїв та PDO як розширення АРІ для підключення до бази даних.

```
$ser = fopen("/dev/ttyUSB0", "r");
```

```

$dbh=new PDO('sqlite:/var/www/pulseox.db');

$query=$dbh->prepare("INSERT into pulseox (stampdate, stamptime, spo2, bpm) VALUES ( :param0, :param1,
:param2, :param3);");

while (!feof($ser)) {

    $buffer = fgets($ser);

    $din = explode(" ", $buffer);

    $query->bindParam(':param0', $din[0]); # stampdate - 12/30/14
    $query->bindParam(':param1', $din[1]); # stamptime - 08:00:00
    $query->bindParam(':param2', $din[3]); # spo2 - SPO2=100%
    $query->bindParam(':param3', $din[4]); # bpm - BPM=123

    $query->execute();

}

```

Для стислості я видалив виявлення помилок із наведеного вище коду, наприклад, перевірку, чи не вдається відкрити послідовний пристрій, чи перевірку різних помилок бази даних.

Коли кожен рядок читається, команда "explode" вірізає рядок у кожен фрагмент даних. Потім кожен фрагмент даних прив'язується до правильного розташування в операторі SQL бази даних перед виконанням SQL. [9]

3.3.3 Затримка передачі даних. У реальній передачі відбувається:

- втрата пакетів, а потім повторна передача
- затримка по шляху передачі

Емпіричне правило для ланцюгів від 1 до 10 Мегабіт в секунду полягає у зменшенні пропускної здатності на:

- Від 10 до 15% для внутрішньоконтинентальних перевезень

- Від 20 до 25% для основних економік північної півкулі (Великобританія, Європа, США),

3.3.4 Шифрування. Додавання шифрування (IPSec або SSL) ще більше збільшить кількість переданих даних. Фактичний вплив буде сильно залежати від середнього розміру пакета. IPSec зазвичай додає до заголовка 40 байт, що менше впливає на велику передачу даних з MTU 1350 байт, ніж для інтерактивної сесії, обмін пакетами з MTU 400 байт.

Часто забувають про затримку шифрування та дешифрування, що робить передачу більш прихованою.

Правило великого пальця: додайте ще 10-15%, якщо ви вирішите зашифрувати передачу.

3.3.5 Разрахунок експериментальної передачі даних з медичний датчиків. Якщо ми передаємо ці дані (без шифрування) зі швидкістю 10 мегабіт в секунду:

$224\,000\,000\,000 \text{ bits} / 10\,000\,000 \text{ bits per second} = 22400 \text{ seconds} = 373 \text{ minutes.}$

І потім:

Додайте 20% для передачі даних з Великобританії в США.

Додайте 10% для шифрування в тунель IPsec.

Отримуємо:

$373 \text{ minutes} * 20\% * 10\% = 492 \text{ minutes.}$

3.4 Довжина захищених даних

Для наших розрахунків необхідно оцінити довжину даних які є предметом захисту, тобто довжина даних, які надходять у алгоритм автентифікації або шифрування. Рис. 24 ілюструє, які частини пакета захищені протоколом АН (а), ESP (b) або тим і іншим (с), та обчислює довжину певних заголовків [6]. У таблиці I довжина захищених полів, за винятком причепа ESP та корисного навантаження, підсумована для всіх можливих комбінацій АН та ESP. Нижче розглянуто розрахунок причепів та прокладок ESP. Слід зазначити, що автентифікація АН, на відміну від ESP, захищає також новий IP-заголовок, за винятком так званих змінних полів, тобто полів, які шляхом маршрутизації через мережу зміннені (це: ToS, прапори, фрагмент 3сув, TTL та контрольна сума заголовка). Незмінні поля в IP заголовки мають довжину 12 байт.

Причип ESP містить відступ змінної довжини і доданий з наступних причин: по-перше, вхідні дані алгоритму шифрування повинні бути кратні розміру блоку алгоритму (наприклад, DES та 3DES обробляють 8-байтові блоки [9]).

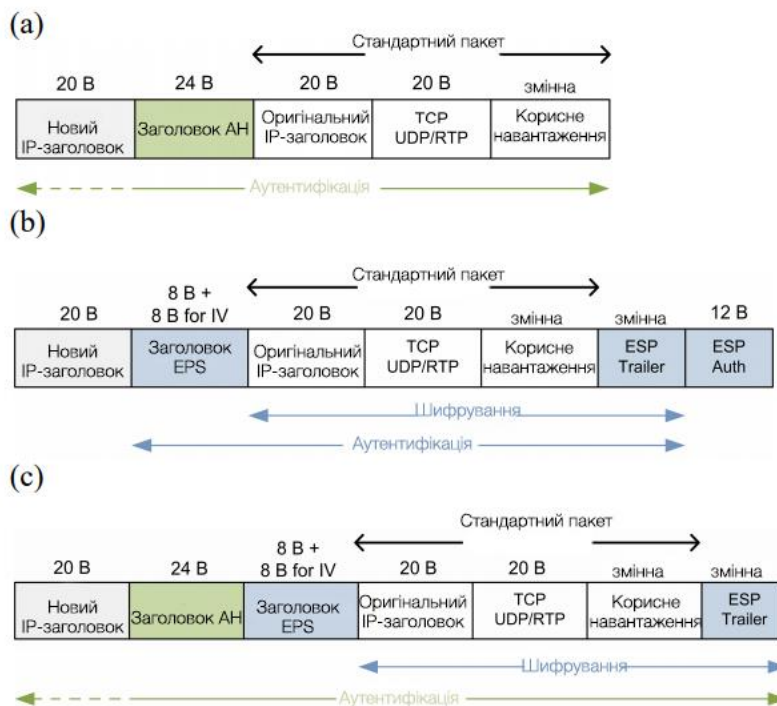


Рисунок 25 – Довжина даних, захищених протоколом (a) AH, (b) ESP, (c) обома

AES 16-байтові блоки [10]), друге, поле Заповнення в трейлері ESP має бути вирівняно до межі 4 байтів.

Таблиця 3 Довжина захищених даних

Ауентифікація/Шифрування	Довжина захищених даних (крім корисного навантаження та причепа ESP)
AH / -	78 bytes / -
- / ESP	- / 40 bytes
ESP / ESP	56 bytes / 40 bytes
AH / ESP	92 bytes / 40 bytes

Якщо ми виразимо це математично, загальна кількість зашифрованих даних, включаючи заповнення та корисне навантаження, буде:

$$N_{alg} = \left\lceil \frac{\left(\left\lceil \frac{N'_{alg}}{b} \right\rceil * b + 2 \right)}{4} \right\rceil * 4 \quad [27]$$

де N_{alg} - довжина зашифрованих даних без заповнення (тобто корисне навантаження плюс заголовки), а b - розмір блоку. Значення $+ 2$ "у чисельнику обумовлене полем. ESP Padding містить обов'язкові поля"

Довжина прокладки "та" Наступний заголовок " довжиною 2 байти. Хоча АН не мають спеціального поля для заповнення, алгоритми автентифікації HMAC-SHA-1 та HMAC-MD5 працюють також із блоками, в даному випадку 64 байтовими [9], [10]. Таким чином, довжина автентифікованих даних буде

$$N_{alg} = \left\lceil \frac{N'_{alg}}{64} \right\rceil * 64 \quad [28]$$

де N_{alg} - довжина автентифікованих даних без заповнення (тобто корисне навантаження плюс заголовки). Наприклад, у випадку 20-байтового корисного навантаження лише для аутентифікації АН буде $N_{alg} = \left\lceil \frac{20=78}{64} \right\rceil \times 64 = 2 \times 64 = 128$ байти, для 1390 байт корисного навантаження $N_{alg} = \left\lceil \frac{1390=78}{64} \right\rceil \times 64 = 23 \times 64 = 1472$ байта.

3.5 Аутентифікація в службах OAuth2

Для безпечного доступу до Інтернет-сервісу користувачам необхідно пройти автентифікацію до служби - вони повинні надати підтвердження своєї особи. Для програми, яка отримує доступ до сторонньої служби, проблема безпеки є ще більш складною. Щоб отримати доступ до послуги, користувач повинен мати не тільки автентифікацію, але й дозвіл діяти від імені користувача.

Стандартним способом роботи з аутентифікацією для сторонніх служб є протокол OAuth2. OAuth2 надає єдине значення, яке називається токеном аутентифікації, яке представляє як ідентичність користувача, так і дозвіл

програми діяти від імені користувача. Ми реалізовуємо підключення до сервера Google, який підтримує OAuth2. Хоча служби Google використовуються як приклад, продемонстровані методи працюють на будь-якій службі, яка правильно підтримує протокол OAuth2.

Використання OAuth2 корисно для:

- Отримання дозволу користувача на доступ до онлайнової служби за допомогою його облікового запису.
- Автентифікація до Інтернет-сервісу від імені користувача.
- Обробка помилок автентифікації.

Щоб почати використовувати OAuth2, вам потрібно знати кілька речей про API, до якого ви намагаєтесь отримати доступ:

- URL-адреса служби, до якої ви хочете отримати доступ.
- Сфера автентифікації, яка є рядком, що визначає конкретний тип доступу, про який вимагає ваша програма. Наприклад, область автентифікації доступу лише для читання до Google Tasks - це Перегляд ваших завдань, а область автентифікації доступу для читання та запису до Google Tasks - Керування вашими завданнями.
- Ідентифікатор клієнта та секрет клієнта - це рядки, що ідентифікують ваш додаток до служби. Вам потрібно отримати ці рядки безпосередньо у власника служби. Google має систему самообслуговування для отримання ідентифікаторів клієнта та секретів. У статті Авторизація та використання REST API пояснюється, як використовувати цю систему для отримання цих значень для використання з API Google Tasks.[10]

3.5.1 Запит інтернет дозволу. Для додатків, націлених на Android 6.0 (рівень API 23) і вище, сам метод `getAuthToken ()` не вимагає жодних

дозволів. Однак, щоб виконувати операції з маркером, вам потрібно додати дозвіл на INTERNET до вашого файлу маніфесту, як показано в наступному фрагменті коду:

```
<manifest ... >
    <uses-permission android:name="android.permission.INTERNET" />
    ...
</manifest>
```

3.5.2 Запит маркера автентифікації. Щоб отримати маркер, потрібно викликати `AccountManager.getAuthToken ()`.

Наступний фрагмент показує, як працювати з низкою зворотних викликів, щоб отримати маркер:

```
AccountManager am = AccountManager.get(this);
```

```
Bundle options = new Bundle();
```

```
am.getAuthToken(
    myAccount_,           // Account retrieved using getAccountsByType()
    "Manage your tasks",   // Auth scope
    options,              // Authenticator-specific options
    this,                 // Your activity
    new OnTokenAcquired(), // Callback called when a token is successfully acquired
    new Handler(new OnError())); // Callback called if an error occurs
```

У цьому прикладі `OnTokenAcquired` - це клас, який реалізує `AccountManagerCallback`. Виклики `AccountManager.run ()` на `OnTokenAcquired` з `AccountManagerFuture`, який містить Пачку. Якщо виклик вдавсь, маркер знаходиться всередині набору.

Отримати маркер із набору можна наступним чином:

```
private class OnTokenAcquired implements AccountManagerCallback<Bundle> {
    @Override
    public void run(AccountManagerFuture<Bundle> result) {
        // Get the result of the operation from the AccountManagerFuture.
        Bundle bundle = result.getResult();

        // The token is a named value in the bundle. The name of the value
        // is stored in the constant AccountManager.KEY_AUTH_TOKEN.
        String token = bundle.getString(AccountManager.KEY_AUTH_TOKEN);
        ...
    }
}
```

Якщо все піде добре, Bundle містить дійсний маркер у ключі KEY_AUTH_TOKEN.

Програми можуть тривіально розглянути перші два випадки, як правило, просто показуючи користувачеві повідомлення про помилку.

Якщо мережа не

7

3

працює або користувач вирішив не надавати доступ, ваша програма з цим мало що може зробити. Останні два випадки є дещо складнішими, оскільки, як слід, програми, що працюють належним чином, автоматично обробляють ці збої.

Третій випадок помилки, маючи недостатньо облікових даних, передається через Комплект, який Ви отримуйте у своєму AccountManagerCallback (OnTokenAcquired з попереднього прикладу). Якщо Пакет містить намір у ключі KEY_INTENT, тоді автентифікатор повідомляє Вам, що йому потрібно взаємодіяти безпосередньо з користувачем, перш ніж він зможе дати Вам дійсний маркер.

Причин для того, щоб автентифікатор повернув намір може бути багато. Можливо, це перший раз, коли користувач увійшов до цього облікового запису. Можливо, термін дії облікового запису користувача

закінчився, і їм потрібно ввійти ще раз, або, можливо, їхні збережені облікові дані неправильні. Можливо, обліковий запис вимагає двофакторної автентифікації або йому потрібно активувати камеру для сканування сітківки. Неважливо, в чому причина. Якщо ви хочете дійсний маркер, вам доведеться звільнити намір, щоб отримати його [18].

```
private class OnTokenAcquired implements AccountManagerCallback<Bundle> {
    @Override
    public void run(AccountManagerFuture<Bundle> result) {
        ...
        Intent launch = (Intent) result.getResult().get(AccountManager.KEY_INTENT);
        if (launch != null) {
            startActivityForResult(launch, 0);
            return;
        }
    }
}
```

Зверніть увагу, що у прикладі використовується `startActivityForResult()`, щоб ви могли захопити результат `Intent`, реалізувавши `onActivityResult()` у власній діяльності. Це важливо! Якщо ви не зафіксуєте результат з наміру відповіді автентифікатора, неможливо визначити, чи успішно автентифікувався користувач чи ні. Якщо результат `RESULT_OK`, тоді автентифікатор оновив збережені облікові дані таким чином, щоб вони були достатніми для рівня доступу, який ви вимагали, і вам слід знову зателефонувати `AccountManager.getAuthToken()`, щоб запросити новий маркер автентифікації.

Останній випадок, коли термін дії маркера закінчився, насправді не є помилкою `AccountManager`. Єдиний спосіб дізнатись, чи термін дії маркера минув чи ні, - це зв'язатись із сервером, і `AccountManager` буде марнотратним і дорогим постійним підключенням до Інтернету для перевірки стану всіх своїх токенів. Отже, ця помилка може бути виявлена лише тоді, коли

програма, як ваша, намагається використовувати маркер автентифікації для доступу до онлайн-служби.

3.5.3 Підключення до онлайн-сервісу. У наведеному нижче прикладі показано, як підключитися до сервера Google. Оскільки Google використовує галузевий стандартний протокол OAuth2 для автентифікації запитів, розглянуті тут методи широко застосовуються. Однак майте на увазі, що кожен сервер відрізняється. Можливо, вам доведеться внести незначні корективи в ці інструкції, щоб врахувати вашу конкретну ситуацію.

API Google вимагає, щоб ви надавали чотири значення з кожним запитом: ключ API, ідентифікатор клієнта, секрет клієнта та ключ автентифікації. Перші три надходять із веб-сайту консолі Google API. Останнє - це значення рядка, яке ви отримали, викликавши `AccountManager.getAuthToken ()`. Ви передаєте їх на сервер Google як частину запиту HTTP.

```
URL url = new URL("https://www.googleapis.com/tasks/v1/users/@me/lists?key=" + your_api_key);
URLConnection conn = (URLConnection) url.openConnection();
conn.addRequestProperty("client_id", your_client_id);
conn.addRequestProperty("client_secret", your_client_secret);
conn.setRequestProperty("Authorization", "OAuth " + token);
```

Якщо запит повертає код помилки HTTP 401, ваш маркер відхилено. Як зазначалося в останньому розділі, найпоширенішою причиною цього є те, що термін дії маркера закінчився. Виправлення просто: зателефонуйте `AccountManager.invalidateAuthToken ()`.

Оскільки токени, термін дії яких минув, є настільки поширеним явищем, і виправити їх настільки просто, багато програм просто припускають, що термін дії маркера закінчився, ще до того, як просити його. Якщо оновлення маркера є дешевою операцією для вашого сервера, ви

можете віддати перевагу виклику `AccountManager.invalidateAuthToken ()` перед першим викликом `AccountManager.getAuthToken ()` і позбавити себе необхідності запитувати маркер автентифікації двічі [17].

3.6 Додаток проєкту

Нам потрібно відобразити останній зареєстрований рівень кисню та частоту серцевих скорочень на веб-сторінці. Спочатку я помістив трохи PHP-коду на просту веб-сторінку для отримання даних.

На наступному кроці я покращу презентацію:

```
$dbh = new PDO('sqlite:/var/www/pulseox.db');

$query=$dbh->prepare("SELECT stampdate, stamptime, spo2, bpm from pulseox order by id desc limit 1");

$query->execute();

$result=$query->fetch();

echo "$result[0] $result[1] $result[2] $result[3]";
```

Поки що ми отримуємо лише такий результат:

```
01/03/15 07:33:18 SPO2=094% BPM=090
```

Також потрібно показати на веб-сторінці середній рівень кисню та частоту серцевих скорочень за останню годину. Наступний код - це те, як було отримано ці 2 значення:

```
$query=$dbh->prepare("SELECT round(avg(substr(bpm,5,3)),1), round(avg(substr(spo2,6,3)),1) from pulseox
where bpm != 'BPM=---' and spo2 != 'SPO2=---%' and id > ((select max(id) from pulseox) - 3600)");

$query->execute();

$result=$query->fetch();

$avg_bpm = $result[0];
```

```
$avg_spo2 = $result[1];
```

3.6.1 Візуалізація додатку. Тепер, коли ми маємо свої 4 фрагменти даних (bpm, spo2, avg bpm, avg spo2), ми можемо використовувати датчики для візуалізації результатів щодо діапазонів значень, які зазвичай має наша дочка. Оглянувши різні бібліотеки, нам для цього потрібно використовувати візуалізацію Google. Здавалося, Javascript був досить простим у використанні, мав потрібні функції і не вимагав локальної установки на веб-сервері.

PHP-код на попередньому кроці, який генерував дані, буде використаний для встановлення значень на цих датчиках. Нижче наведено код,

який перетворює результати php у формат, зрозумілий Google Visualization. Цей код також встановлює текстову мітку для кожного датчика.

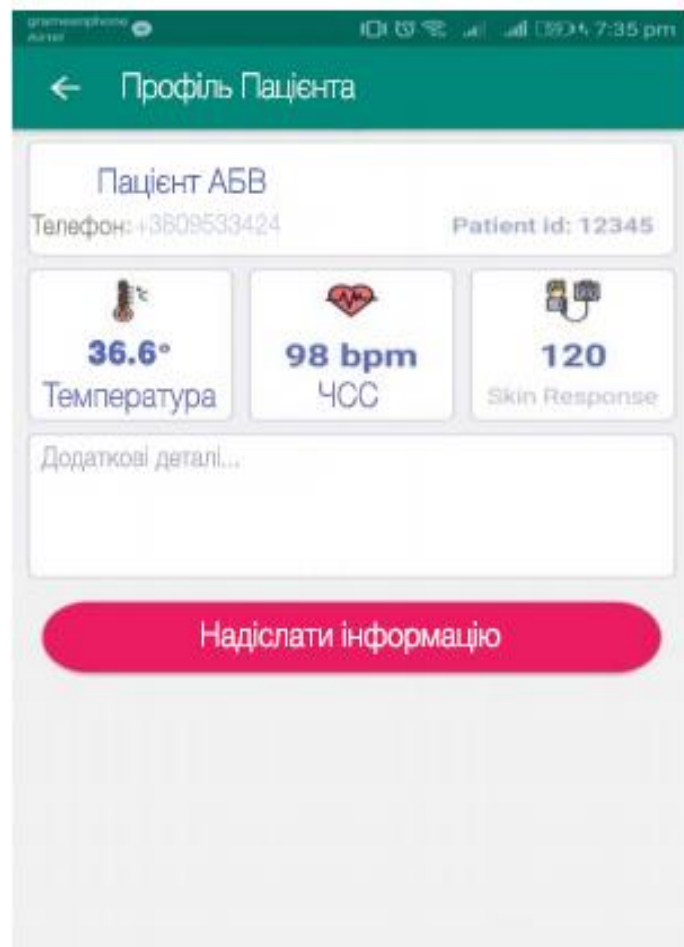


Рисунок 26 – Інтерфейс додатку контролю параметрів

```
var bpm_data = google.visualization.arrayToDataTable([['Label', 'Value'], ['BPM', <?php echo $chart_bpm_data;
?>]]);

var spo2_data = google.visualization.arrayToDataTable([['Label', 'Value'], ['SPO2', <?php echo $chart_spo2_data;
?>]]);

var avg_bpm_data = google.visualization.arrayToDataTable([['Label', 'Value'], ['AVG BPM', <?php echo
$chart_avg_bpm_data; ?>]]);

var avg_spo2_data = google.visualization.arrayToDataTable([['Label', 'Value'], ['AVG SPO2', <?php echo
$chart_avg_spo2_data; ?>]]);
```

Однак будь-що в хмарі має ризик втрати конфіденційності. Щоб запобігти цьому, додаток шифрується обліковими даними для входу в цілях безпеки.

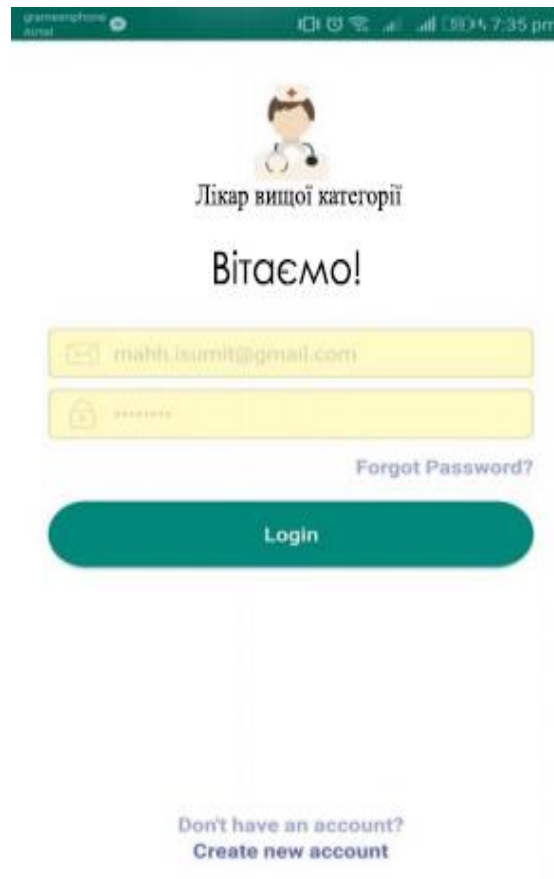


Рисунок 27 – Додаток із запитом на реєстраційні дані користувача

Крім того, користувач може вибрати режими моніторингу, лікар, особистий та родичі. Кожному з цього режиму присвоюється унікальний ідентифікатор, який може дозволити лише сам пацієнт. На наступному малюнку показано відображення такої функції.

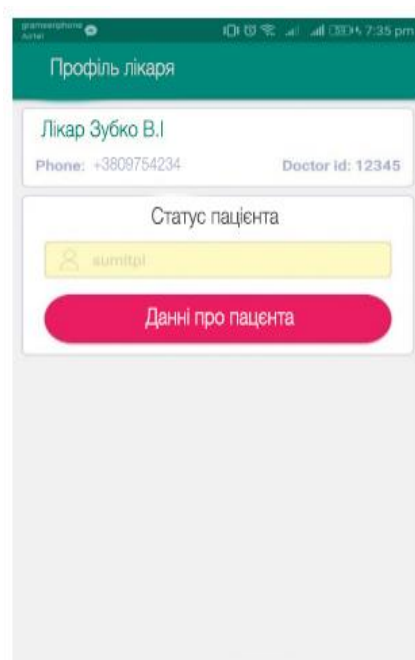


Рисунок 28 – Заява на отримання посвідчення пацієнта

Після того, як особа, що здійснює спостереження, може отримати доступ до ідентифікатора пацієнта, на моніторі відображається сторінка, що складається з даних про температуру тіла, частоту серцевих скорочень та показник GSR відповідно в режимі реального часу, як показано на наступному малюнку. Крім того, лікарі можуть призначити пацієнта, просто відстежуючи закономірності його стану здоров'я, аналізуючи записи минулого-теперішнього часу. Це дуже унікальна функція, яка дозволяє як пацієнтові, так і лікарю відстежувати призначення пацієнта [11].

Висновок

Системи віддаленого моніторингу пацієнтів - це майбутнє охорони здоров'я, оскільки успішне впровадження програмного забезпечення для моніторингу в медичних організаціях може змінити ситуацію у висококонкурентній галузі. Такі технології можуть існувати у різних формах і служити різним цілям.

Сучасні інновації у галузі дистанційного моніторингу охорони здоров'я варіюються від найпростіших пристроїв для моніторингу серця до різних моделей більш досконалого пристрою для контролю рівня глюкози. Рішення RPM щільно прив'язані до IoT, який швидко охоплює тенденцію технологічної сфери. Моніторинг телемедицини також пропонує бізнесу великі переваги з точки зору якості послуг, безпеки та загальної оптимізації управління. Вік пандемій може дати ще більший поштовх до розробки медичного програмного забезпечення, і медичні працівники не повинні втрачати переваги такого прогресу.