

Міністерство освіти і науки України  
Прикарпатський національний університет імені Василя Стефаника  
Кафедра комп'ютерної інженерії та електроніки

Липка Ярослав Іванович  
Lypka Yaroslav

УДК 004:681.5

Спеціальність 123 «комп'ютерна інженерія»

(шифр та назва спеціальності)

Кваліфікаційна робота  
на здобуття освітньо-кваліфікаційного рівня бакалавр  
(бакалавр, спеціаліст, магістр)

Інтелектуальні системи моніторингу насичення киснем крові людини  
Intelligent systems for monitoring the sour blood of people

Науковий керівник:  
д-р. техн.наук  
проф. Когут І.Т.

Рецензент:  
д.ф.-м.н., проф. каф.  
фізики і хімії  
твердого тіл  
Салій Я.П.

Івано-Франківськ  
2023



Затвердив					
-----------	--	--	--	--	--

## АНОТАЦІЯ

Дана робота містить 70 ст., 4 табл., 26 рис., 22 джерел.

Пульсоксиметр - це медичний контрольно-діагностичний прилад, який використовується для визначення рівня насичення крові киснем, тобто рівня сатурації. Прилад незамінний для медичного арсенал лікаря, але також може і використовуватися хворим самостійно.

Прилад широко використовується в амбулаторних і стаціонарних відділеннях лікувальних установ. За допомогою пульсоксиметра виявляються патологічні зміни в роботі дихальної системи, серцево-судинної системи. Моніторинг показників необхідний при бронхіальній астмі, хронічному бронхіті, туберкульозі для швидкого реагування в разі гострого загострення. У зв'язку з появою нової коронавірусної інфекцією COVID-19, що представляє собою різновид легеневої пневмонії, пульсоксиметр стала особливо необхідна.

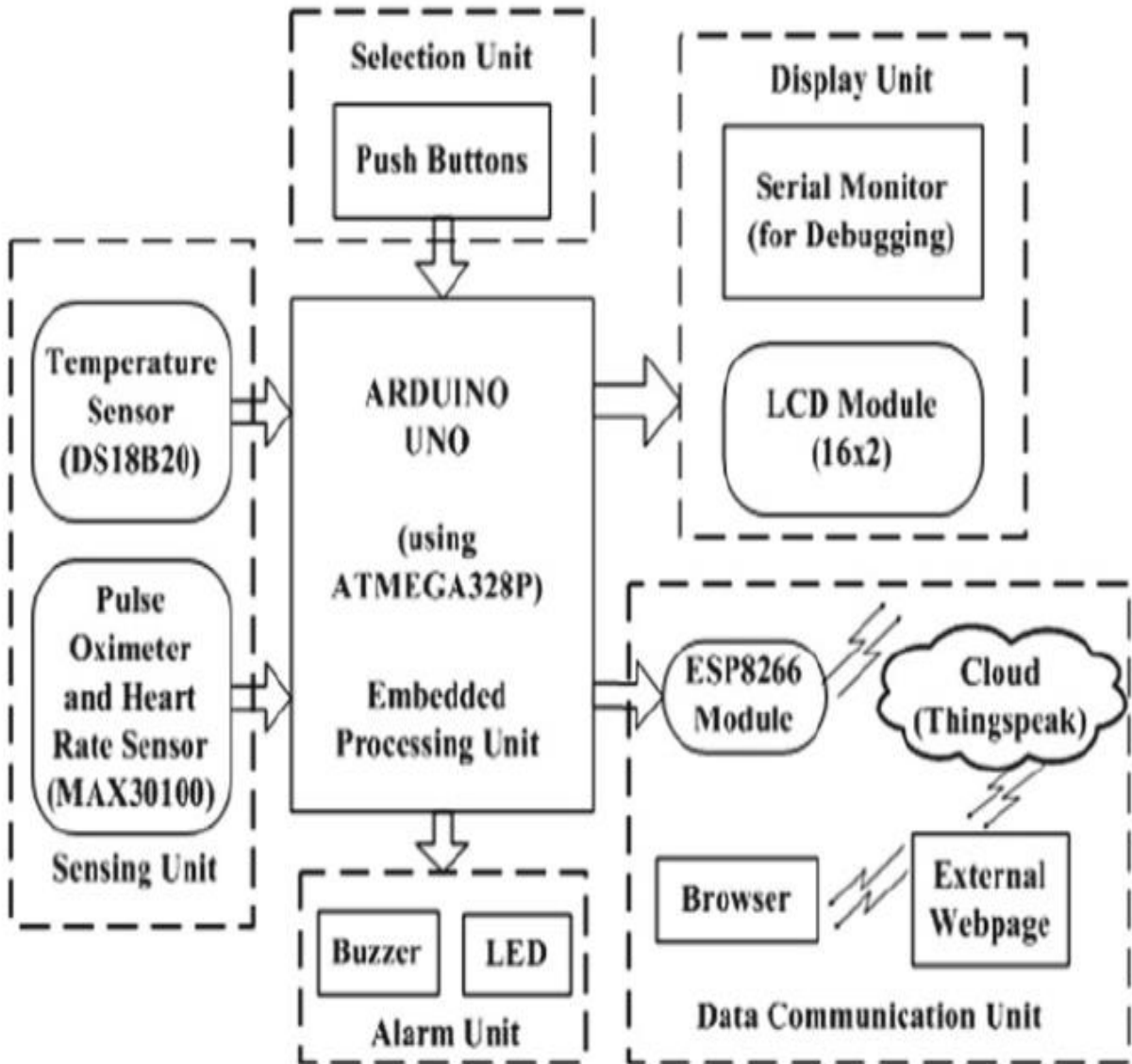
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата				
Розробив		Липка Я.І.			Анотація	Літ.	Арк.	Аркуші
Перевірив		Когут І.Т.					3	1
Н. Контр.		.						
Затвердив								

## ABSTRACT

This work contains 70 articles, 4 table, 26 figures, 22 sources. A pulse oximeter is a medical monitoring and diagnostic device that is checked to determine the degree of oxygen saturation in the blood, the total saturation concentration. Appliances are indispensable for the medical arsenal of the doctor, but it is also possible to beat the sickness independently.

The prilad is widely vindicated in outpatient and inpatient settings. For the help of a pulse oximeter, pathological changes in the work of the dichal system, the cardiovascular system are revealed. Monitoring indications necessary for bronchial asthma, chronic bronchitis, tuberculosis for rapid response in times of acute congestion. In connection with the emergence of a new coronavirus infection COVID-19, which is a type of legenous pneumonia, a pulse oximeter has become especially necessary.

<i>Змн.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>			
Розробив		Липка Я.І.			<i>Літ.</i>	<i>Арк.</i>	<i>Аркушіє</i>
Перевірів		Когут І.Т.				4	1
					<b>ABSTRACT</b>		
Н. Контр.		.					
Затвердив							



Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата				
Розробив		Липка Я.І.			Загальна блок-схема	Літ.	Арк.	Аркушіє
Перевірив		Когут І.Т.					5	1
Н. Контр.		.						
Затвердив								

«Прикарпатський національний університет імені Василя Стефаника»

Фізико-технічний факультет

Кафедра комп'ютерної інженерії та електроніки

Пояснювальна записка

до кваліфікаційної роботи на тему

Інтелектуальні системи моніторингу насичення киснем крові людини

					123.КІ			
<i>Змн.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>				
Розробив		Липка Я.І.			Пояснювальна записка	<i>Літ.</i>	<i>Арк.</i>	<i>Аркушіє</i>
Перевірив		Когут І.Т.					6	55
Н. Контр.								
Затвердив								

## ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ

ЕКМО - екстракорпоральної мембранної оксигенації

ТК – температурний коефіцієнт

ЕКГ - електрокардіограма

IoT - internet of things

MCU – Microcontroller Unit

					123.KI-41	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		7



## ЗМІСТ

ВСТУП.....	9
РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ.....	11
1.1 Обладнання для проведення ЕКМО.....	11
1.2 Методи контролю газового складу крові.....	15
1.3 Аналіз існуючих рішень.....	16
1.4 Загальні принципи клінічного моніторингу.....	19
1.4.1 Моніторинг стану пацієнта при ЕКМО.....	22
1.5 Діагностичні показники газообміну і газів крові.....	27
1.6 Моніторинг ступеня насичення гемоглобіну крові киснем.....	31
РОЗДІЛ 2. МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ.....	33
2.1 Вибір компонентів коригуючого модуля.....	33
2.1.1 Датчик насичення крові киснем МАХ30100.....	33
2.1.2 Генератор імпульсів заданої частоти.....	36
2.1.3 Кроковий двигун 5V 28BYJ-48.....	36
2.2 Функціональна схема коригуючого модуля.....	38
РОЗДІЛ 3. НАЛАШТУВАННЯ ТА КАЛІБРУВАННЯ СИСТЕМИ.....	42
3.1 Визначення похибки частоти дискретизації.....	42
РОЗДІЛ 4. РЕЗУЛЬТАТИ РОБОТ.....	49
4.1 Перевірка роботи коригуючого модуля.....	49
РОЗДІЛ 5. СТАРТАП ПРОЕКТ.....	53
5.1 Опис ідеї проекту.....	53
5.2 Аналіз потенційних техніко-економічних переваг ідеї.....	56
5.3 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту.....	62
ВИСНОВОК.....	66
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	68

					123.КІ-41	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		8

## ВСТУП

Використання екстракорпоральної мембранної оксигенації (ЕКМО) при дихальній або серцевій недостатності продовжує залишатися найкращим механізмом підтримки для обраної групи критично хворих пацієнтів. Перше використання ЕСМО було описано Hill et al у 1972 році.

Реєстр організації екстракорпоральної життєзабезпечення (ELSO) повідомляє про загальну виживаність 62% для всіх пацієнтів на ЕКМО. Ця виживаність у 62% відповідає 29 216 неонатальних, 11 212 педіатричних та 4396 дорослих пацієнтів, які отримували ЕКМО з 1979 року. Це опитування було розроблено, щоб з'ясувати як поточні тенденції щодо пристроїв, які регулярно використовуються в неонатальній ЕКМО, так і розбивку поточних ролей команди ЕКМО. Було розроблено кілька опитувань, щоб з'ясувати як поточні тенденції щодо пристроїв, які регулярно використовуються в неонатальній ЕКМО, так і розбивку ролей команди ЕКМО. Почали помічати зміни у виборі обладнання спільнотою ЕКМО та використання персоналу під час першого опитування у 2002 році. Ця тенденція змін знову була присутня в опитуванні центрів ЕКМО США у 2008 році.

Новітня література надала докази продовження цієї зміни, що призвело до цього опитування. Метою поточного опитування є задокументувати будь-які подальші зміни в парадигмі пристроїв ЕКМО та професійних практиках кадрового забезпечення після опитування 2008 року та порівняти ці дані з даними попередніх опитувань на ту ж тему, проведених авторами у 2002 та 2008 роках. Порівняння цих опитувань дасть читачеві зрозуміти загальні тенденції, як минулі, так і теперішні, які зараз спостерігаються в спільноті ЕКМО щодо використання пристроїв і управління персоналом. Новим розділом цієї серії оглядів є екстракорпоральна серцево-легенева реанімація (ЕКЛР). Практика швидкого початку ЕКМО під час зупинки серця наразі вивчається, і перші звіти є обнадійливими щодо покращення результатів. В ході опитування було з'ясовано, який із центрів, що респонденти, використовував ECPR, основні компоненти їх

					123.KI-41	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		9

контурів, чи охолоджували пацієнтів, які проходили ЕСРР, і якщо так, то як довго використовувалося охолодження.

**Мета даної роботи** розглянути існуючі прилади та розробити інтелектуальну систему моніторингу насичення киснем крові людини.

**Об'єкт дослідження** – системи моніторингу насичення киснем крові в людей.

**Предмет дослідження** – інтелектуальні системи моніторингу насичення киснем крові людини.

**Завдання:**

1. Розглянути існуючі машини ЕКМО
2. Розглянути методи насичення крові людини
3. Визначити потрібні компоненти для збору інтелектуальної системи
4. Описати систему моніторингу насичення киснем крові людини
5. Розробити дану систему

					123.KI-41	Арк.
						10
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

## РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ

### 1.1. Обладнання для проведення ЕКМО

Машина ЕКМО замінює роботу серця та легенів. Людям, які потребують підтримки апарату ЕКМО, надають допомогу у відділенні інтенсивної терапії лікарні. Як правило, апарат ЕКМО підтримує людей лише від кількох годин до днів, але може знадобитися протягом кількох тижнів, залежно від того, як прогресує їхній стан. Існує багато збігів і відмінностей між використанням ЕКМО у дітей і дорослих.[1]

ЕКМО використовується для допомоги людям, які:

- Легені не можуть забезпечити організм достатньою кількістю кисню, навіть якщо їм надходить додатковий кисень;
- Легені не можуть позбутися вуглекислого газу навіть за допомогою апарату штучної вентиляції легень;
- Серце не може перекачувати достатньо крові до тіла.

ЕКМО також можна використовувати для підтримки людей із захворюваннями серця або легенів, які неможливо вилікувати, поки вони очікують на трансплантацію органу (наприклад, нове серце або легені).

Апарат ЕКМО підключається до пацієнта через пластикові трубки. Трубки розміщують у великих венах і артеріях ніг, шиї або грудей. Процедура, за допомогою якої медичний працівник встановлює ці трубки в пацієнта, називається канюляцією. Апарат ЕКМО перекачує кров з тіла пацієнта в штучну легеню (оксигенатор), яка додає до неї кисень і видаляє вуглекислий газ. Таким чином, він замінює функцію власних легенів людини. Потім апарат ЕКМО повертає кров пацієнту через насос із тією ж силою, що й серце, замінюючи його функцію. Апаратом ЕКМО керує особа, яка називається перфузіологом, або медсестра чи респіраторний терапевт з підвищеною підготовкою, який називається спеціалістом ЕКМО. Перфузіолог або фахівець з ЕКМО налаштує параметри апарату, щоб надати пацієнту необхідну підтримку серця та легенів.

Кожен, хто підключений до машини ЕКМО у відділенні інтенсивної терапії, також підключений до моніторів. Ці монітори вимірюють частоту

					123.KI-41	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		11

серцевих скорочень, артеріальний тиск і рівень кисню. Пацієнтам, які перебувають на ЕКМО, потрібно дуже часто здавати аналіз крові для визначення рівня кисню та вуглекислого газу.

Ці тести називаються газами крові. Пацієнти на ЕКМО також отримують ліки для розрідження крові, щоб вона не згорталася. Тому кров часто перевіряють, щоб переконатися, що вона достатньо розріджена. Усі ці результати використовуються, щоб побачити, наскільки добре машина ЕКМО допомагає пацієнту, і внести зміни, якщо це необхідно.

Апарат ЕКМО може допомогти врятувати життя людини, але він не лікує хворобу чи травму, яка призвела до серцево-легеневої недостатності. Апарат ЕКМО просто забезпечує людину підтримкою, поки команда медиків працює над лікуванням основного захворювання чи травми (наприклад, інфекції) або доки не з'являться органи для трансплантації. Постачальники медичних послуг завжди намагатимуться допомогти людям якнайшвидше вийти з машини ЕКМО. Деякі захворювання чи травми можна швидковилікувати, а апарат ЕКМО пацієнтам потрібен лише на кілька годин. Для покращення інших станів може знадобитися більше часу, і в цьому випадку пацієнту може знадобитися апарат ЕКМО від кількох днів до тижнів. На жаль, деякі люди не вдосконалюються настільки, щоб їх можна було зняти з машини ЕКМО. ЕКМО не рятує всіх, але покращує виживання багатьох важкохворих людей, які не реагують на звичайні засоби підтримки життя.

Коли людину вперше підключають до апарату ЕКМО, вона отримує седативний ефект і не відчуває, як трубки проходять у її вени та артерії. Людина на ЕКМО зазвичай уже підключена до апарату штучної вентиляції легенів (вентилятора) через трубку (ендотрахеальну або ЕТ трубку), яка поміщається в рот або ніс і вниз у трахею.

Після підключення до машини ЕКМО канюлі не боліють. Людям, які перебувають на апараті ЕКМО, можуть дати ліки (заспокійливі або знеболюючі), щоб їм було комфортно. Ці ліки також можуть викликати сонливість. Деякі люди не сплять і можуть розмовляти та взаємодіяти з людьми, перебуваючи на апараті

					123.KI-41	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		12

ЕКМО. У деяких випадках пацієнти можуть займатися фізичними вправами, щоб допомогти наростити свою силу, перебуваючи на апараті ЕКМО. Однак деякі рухи можуть спричинити перегин трубок ЕКМО, тому пацієнтам потрібно надавати допомогу та уважно спостерігати, коли вони рухаються.

Команда медиків завжди прагне уникнути будь-яких ускладнень, які можуть виникнути під час лікування ЕКМО. Деякі з більш серйозних проблем, які можуть виникнути, коли пацієнт перебуває на ЕКМО, включають:

- Кровотеча: через препарати для розрідження крові, які потрібні пацієнтам під час ЕКМО, у них може початися кровотеча в різних частинах тіла. Це може бути дуже серйозною проблемою, якщо кровотеча відбувається в їхній мозок, легені, місця введення канюль або шлунок. Команда медиків дуже ретельно спостерігає за пацієнтами шляхом частих медичних оглядів і лабораторних тестів, щоб переконатися у відсутності кровотечі. Якщо є кровотеча, то можна дати ліки, щоб допомогти крові згортатися. Іноді для зупинки кровотечі потрібна операція. Кров та інші продукти крові (такі як тромбоцити) також можуть знадобитися, якщо показники крові падають занадто низько.
- Ниркова недостатність: пацієнти, які перебувають на ЕКМО, іноді не отримують достатнього кровотоку до нирок. Це може спричинити припинення роботи їхніх нирок, що називається «гострою нирковою недостатністю». Якщо нирки перестають працювати, можливо, пацієнта потрібно підключити до апарату, який виконує роботу нирок. Це називається діалізом. Пошкодження нирок може покращитися. Однак у деяких випадках пацієнти можуть потребувати діалізу протягом усього життя.
- Інфекція: трубки апарату ЕКМО потрапляють із зовнішнього боку тіла пацієнта прямо в його кров. Це підвищує ризик зараження, оскільки через труби мікроби потрапляють в організм. Інфекція може потрапити в легені або будь-яку іншу частину тіла. Інфекції у пацієнтів на ЕКМО

					123.KI-41	Арк.
						13
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

зазвичай можна лікувати антибіотиками. Однак деякі пацієнти, у яких розвиваються інфекції під час ЕКМО, можуть захворіти гірше та отримати пошкодження органів.

- Пошкодження ноги: деякі пацієнти підключаються до апарату ЕКМО через вену або артерію в паху (верхня частина ноги). У деяких випадках це може погіршити кровообіг по цій нозі, і тканина в нозі може відмерти. Якщо це станеться, лікарі спробують повернути кров, що тече вниз по нозі. Зазвичай це означає заміну трубки ЕКМО на іншу частину тіла. Рідко пошкодження настільки серйозне, що людині потрібна операція, щоб усунути проблему, яка може включати ампутацію (видалення частини ноги).
- Інсульт: у пацієнтів, які отримують ЕКМО, певні ділянки мозку можуть не отримувати необхідну кількість крові через невеликі тромби. Це може спричинити інсульт, і частини мозку можуть бути остаточно пошкоджені. Пошкоджена ділянка мозку визначає, які проблеми виникли у людини після інсульту. Інсульт може обмежити здатність рухати певними частинами тіла, бачити, запам'ятовувати, говорити, читати чи писати. Іноді після інсульту людина відновлює деякі функції, але це не завжди так. На щастя, інсульти дуже рідкісні і трапляються менше ніж у 5% випадків у людей, які отримують ЕКМО.

Машина ЕКМО підтримує людину, поки вона намагається подолати хворобу чи травму. Якщо хвороба або травма покращуються, пацієнту може більше не знадобитися підтримка апарату ЕКМО. Постачальники медичних послуг повільно зменшуватимуть обсяг підтримки, яку надає апарат ЕКМО, щоб перевірити, чи буде пацієнту добре без нього, так само, як вони це роблять із апаратом штучної вентиляції легенів. Якщо стан людини залишається стабільним (або покращується) під час цього, трубки ЕКМО видаляють, а хірурги зашивають входи, щоб закрити їх[2].

ЕКМО є лише «лікуванням, що підтримує життя». Він не виліковує та не лікує захворювання чи травму, які призвели до серцевої або легеневої

					123.KI-41	Арк.
						14
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

недостатності. Це означає, що це лікування може продовжити життя, щоб дати більше часу, щоб спробувати вирішити проблему. Іноді пацієнтам не стає краще під час ЕКМО, оскільки їх хворобу чи травму неможливо вилікувати. Рішення щодо того, чи є користь від продовження ЕКМО, може бути важким, і деякі люди не захочуть залишатися на ЕКМО, якщо вони не покращуються.

Якщо постачальники медичних послуг вважають, що хвороба пацієнта є дуже серйозною та не покращиться, вони ретельно обговорять це з особою та членами її родини та допоможуть прийняти рішення про кінець життя та вилучення особи з підтримки ЕКМО. Якщо пацієнт не може поговорити або повідомити про своє рішення, постачальники медичних послуг поговорять із законним уповноваженим представником пацієнта (зазвичай із подружжям, батьком або найближчим родичем). Хоча пацієнти можуть померти, навіть якщо вони підключені до ЕКМО, іноді ЕКМО, здається, подовжує процес смерті.

Важливо поговорити з членами вашої родини та вашими медичними працівниками про ваші побажання щодо кінця життя та про те, що б ви хотіли, щоб сталося в різних ситуаціях. Чим чіткіше ви пояснюєте свої цінності та вибір своїм близьким і постачальникам медичних послуг, тим легше їм буде слідувати вашим бажанням, якщо ви не зможете приймати рішення самостійно. Розширена директива (або «заповіт») — це спосіб викласти свої бажання в письмовій формі, щоб поділитися ними з іншими. У лікарні медсестри, лікарі та соціальні працівники можуть надати інформацію про те, як заповнити розширену форму директиви.

## 1.2. Методи контролю газового складу крові

Вимірювання повітряного потоку та об'єму легенів можна використовувати для диференціації обструктивних легеневих розладів від рестриктивних, для визначення тяжкості та оцінки відповіді на терапію. Вимірювання, як правило, подаються як абсолютні потоки та об'єми, а також у відсотках від прогнозованих значень з використанням даних, отриманих від великих популяцій людей, які ймовірно мають нормальну

					123.KI-41	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		15



функцію легень. Змінні, які використовуються для прогнозування нормальних значень, включають вік, стать, етнічне походження та зріст[3].

Питання про те, чи робити поправку на етнічну приналежність, є суперечливим. Наприклад, історичні когорти переважно дорослих американців і європейців показали менший об'єм легенів у багатьох етнічних групах (наприклад, чорні, латиноамериканці, азіати), ніж у білих. Однак деякі вважають, що фактори навколишнього середовища та інші негенетичні фактори є такими ж або більш важливими, ніж генетичні відмінності, для пояснення цих відмінностей. Дослідження показали, що невідкориговані значення потоку та об'єму є більш передбачуваними для пацієнтів, ніж етнічно скориговані значення, що свідчить про те, що ці коригування можуть призвести до недостатнього визнання

Газообмін вимірюється кількома способами

- Дифузійна здатність для чадного газу
- Пульсоксиметрія
- Забір газів артеріальної крові

### 1.3. Аналіз існуючих рішень

- Дифузійна здатність для чадного газу

Дифузійна здатність оксиду вуглецю (DLCO) є показником здатності газу переходити з альвеол через епітелій альвеол і ендотелій капілярів до еритроцитів. DLCO залежить не тільки від площі та товщини гематогазового бар'єру, але й від об'єму крові в легеневих капілярах. Розподіл альвеолярного об'єму та вентиляція також впливають на вимірювання.

DLCO вимірюється шляхом відбору проб газу в кінці видиху на оксид вуглецю (CO) після того, як пацієнти вдихають невелику кількість оксиду вуглецю, затримують дихання та видихають. Вимірний DLCO слід скоригувати відповідно до альвеолярного об'єму (який оцінюється за розведенням гелію) і гематокриту пацієнта. DLCO повідомляється як мл/хв/мм рт.ст. і у відсотках від прогнозованого значення.

Стани, які переважно впливають на легеневу васкулатуру, такі як

					123.KI-41	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		16

первинна легенева гіпертензія та легенева емболія, знижують DLCO.

Захворювання, які дифузно вражають легені, такі як емфізема та легеневий фіброз, знижують як DLCO, так і альвеолярну вентиляцію (VA). Зменшення DLCO також виникає у пацієнтів з попередньою резекцією легенів, оскільки загальний об'єм легенів менший, але DLCO коригується до або навіть перевищує норму при поправці на  $V_A$ , оскільки збільшена додаткова площа судинної поверхні набирається в легенях, що залишилися. Пацієнти з анемією мають нижчі значення DLCO, які коригуються при поправці на значення гемоглобіну.

Умови, які призводять до того, що DLCO вище прогнозованого, включають

- Серцева недостатність
- Еритроцитемія
- Альвеолярний крововилив
- Астма

Збільшення DLCO при серцевій недостатності, ймовірно, тому, що підвищення легеневого венозного та артеріального тиску залучає додаткові легеневі мікросудини. При еритроцитемії DLCO підвищується через підвищення гематокриту та рекрутування судин, яке відбувається при підвищенні тиску в легенях через підвищення в'язкості. При альвеолярному крововиливі еритроцити в альвеолярному просторі також можуть зв'язувати оксид вуглецю, збільшуючи DLCO. При астмі збільшення DLCO пояснюється передбачуваним рекрутуванням судин, однак деякі дані свідчать про те, що це також може бути наслідком стимульованої фактором росту неоваскуляризації[4].

- Пульсоксиметрія

Черезшкірна пульсоксиметрія оцінює насичення киснем ( $SpO_2$ ) капілярної крові на основі поглинання світла від світловипромінюючих діодів, розташованих у затиску для пальця або зонді з клейкою стрічкою. Оцінки, як правило, дуже точні та корелюють з точністю до 5% від виміряного насичення

					123.KI-41	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		17

артеріальної крові киснем (SaO<sub>2</sub>). Результати можуть бути менш точними у пацієнтів з:

- Сильно пігментована шкіра;
- Аритмії;
- Гіпотонія;
- Глибока системна вазоконстрикція.

Результати пульсоксиметрії також менш точні у пацієнтів, які носять лак для нігтів.

Пульсоксиметрія здатна виявити лише оксигемоглобін або знижений гемоглобін, але не інші види гемоглобіну (наприклад, карбоксигемоглобін, метгемоглобін), ці типи вважаються оксигемоглобіном і хибно підвищують вимірювання SpO<sub>2</sub>.

- Взяття зразків газів артеріальної крові.

Відбір зразків АКГ проводиться для отримання точних показників парціального тиску кисню в артеріальній крові (PaO<sub>2</sub>), парціального тиску вуглекислого газу в артеріальній крові (PaCO<sub>2</sub>) і артеріального рН, ці змінні, скориговані з урахуванням температури пацієнта, дозволяють розрахувати рівень бікарбонату (який також можна виміряти безпосередньо з венозної крові) і SaO<sub>2</sub>. Забір зразків АБГ також може точно виміряти карбоксигемоглобін і метгемоглобін.

Зазвичай використовується променева артерія. Оскільки артеріальна функція в рідкісних випадках призводить до тромбозу та порушення перфузії дистальних тканин, тест Аллена може бути проведений для оцінки адекватності колатерального кровообігу. При цьому маневрі радіальний і ліктьовий імпульси одночасно блокуються, поки рука пацієнта не стане блідою. Ліктьовий пульс потім вивільняється, у той час як тиск на радіальний пульс зберігається. Рум'янець на всій руці протягом 7 секунд після вивільнення ліктьового пульсу свідчить про адекватний кровотік через ліктьову артерію.

У стерильних умовах голку 22-25 калібру, прикріплену до шприца, обробленого гепарином, вставляють безпосередньо ближче до максимального

					123.KI-41	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		18

імпульсу радіального артеріального пульсу та просувають трохи дистальніше в артерію, доки пульсуюча кров не повернеться. Систолічного артеріального тиску зазвичай достатньо, щоб штовхнути назад поршень шприца. Після збору від 3 до 5 мл крові голку швидко виймають і сильно натискають на місце проколу, щоб полегшити гемостаз. Одночасно зразок АБГ поміщають на лід, щоб зменшити споживання кисню та утворення вуглекислого газу лейкоцитами, і відправляють до лабораторії.

#### 1.4. Загальні принципи клінічного моніторингу

Прилад ЕКМО складний і вимагає точного, ретельного та постійного керування[5].

Це повна перевірка ЕКМО: свічки, рідинні роз'єми, сигналізація, цілісність всієї схеми:

- Розташування пристрою : Візок ЕКМО слід поставити в положення гальма, контролер дивитися на вхід у кімнату пацієнта. Це дозволяє будь-якому опікуну мати візуальний огляд параметрів одразу, коли він входить до кімнати.
- Джерело живлення : переконайтеся, що ЕКМО правильно підключено, якщо це можливо, до надійної вилки (червона розетка). Кожен пристрій ЕКМО, незалежно від марки, має індикатор живлення та акумулятора на контролері; переконайтеся, що індикатор батареї вимкнено, а індикатор живлення увімкнено.

На деяких пристроях є додатковий перемикач увімкнення/вимкнення поруч із самим штекером.

Нарешті, переконайтеся, що сигналізація джерела живлення увімкнена, яка попереджає вас у разі випадкового від'єднання від мережі або електричної несправності.

- З'єднання рідин: рідини (повітря та кисень) з'єднані зі змішувачем, який забезпечує газообмін. Потім цей блендер з'єднується з оксигенатором ЕКМО через просту трубку. Перевірте відсутність перегинів, натягів і правильне з'єднання трубок рідини з оксигенатором і газовими шлангами.

					123.KI-41	Арк.
						19
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- Канюлі та трубки :

- Щоб ЕКМО працював належним чином, на всій довжині ваших канюль не повинно бути перегинів. Шви канюль повинні бути на місці. Необхідно перевірити наявність стяжок у відповідних місцях і надійність усіх роз'ємів. Весь контур (трубки та оксигенатор) необхідно перевірити за допомогою ліхтарика на наявність згустків або фібрину, а точніше з'єднувачі, гіпсові хвостики або запірні крани, які можуть бути на контурі. Кожен центр має власну конфігурацію трубок, від простої петлі, що вводить і виводить пацієнта через насос і оксигенатор, до складніших схем із перемичками, кількома косичками, запірними кранами для моніторингу тиску, використання як внутрішньовенного доступу для вливання об'єму або ліків. Чим більше з'єднань присутнє в ланцюзі, тим більше утворюється застій крові. Це підвищує ризик утворення тромбів. Тому за складними схемами слід спостерігати з більшою обережністю.
- ЕКМО (VV або VA) забезпечує оксигенацію крові. Таким чином, між канюлями існує різниця в кольорі: канюля для введення темно-червона, дезоксигенована кров, а канюля для реінфузії (починаючи після оксигенатора) — світло-червона, збагачена киснем кров. Медсестра повинна перевірити цю різницю кольорів між канюлями (рис.1.1).



Рисунок 1.1. Колірна відмінність трубок

					123.KI-41	Арк.
						20
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- Параметри кровообігу насоса : підтримка кровообігу є сутністю ЕКМО, щоб забезпечити правильну підтримку або заміну серцевої функції для VA ЕКМО або забезпечити адекватний газообмін для VV ЕКМО.

Оскільки насос неокклюзивний, швидкість потоку завжди повинна бути вище 2 л/хв. За такої швидкості потоку існує ризик зворотного потоку, що призводить до неефективного запуску ЕКМО[6].

Потік ЕКМО залежить від кількох параметрів:

- Попереднє навантаження: визначається волемією, венозним тонусом, положенням, розміром і довжиною вхідної канюлі.
- Після навантаження: визначається опором судин, положенням, розміром і довжиною канюлі для реінфузії та довжиною трубки між насосом і оксигенатором.
- Розміри канюль: 17–19 Fr для реінфузійної канюлі, 21–23 Fr для вхідної канюлі та 5 Fr для реперфузійної лінії для PVA ЕКМО.

Параметрами є кількість обертів за хвилину і кровотік. Терапевтична мета, поставлена командою, - кровотік. Для медсестри запис цих двох параметрів не має значення. Кореляція частоти обертання за хвилину та кровотоку та його еволюція з часом дозволить ефективно керувати циклом ЕКМО. Наприклад, о 14:00 оберти в хвилину встановлюються на 4500 л/хв для кровотоку 4 л/хв. О 5 вечора при подібних обертах кровотік знизився до 2,5 л/хв. Це може бути ознакою гіповолемії, можливо, через втрату крові або пацієнт міг перемістити та частково перегнути частину трубки.

- Налаштування газового змішувача : змішувач забезпечує газообмін через оксигенатор – подача кисню регулюється через  $FiO_2$  і видалення  $CO_2$  через потік газу. Під час кожного раунду важливо записувати налаштування газового блендеру. Окрім сатурації пацієнта, налаштувань вентилятора та результатів газів крові, це дозволяє своєчасно приймати рішення.

					123.KI-41	Арк.
						21
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- Сигнали тривоги : вони повинні бути встановлені щодо терапевтичної мети. Оскільки насос неокклюзивний, рекомендується підтримувати кровотік вище 2 л/хв, щоб уникнути будь-якого зворотного потоку.

Також важливо знати, в якому режимі працює ЕКМО.

У вільному режимі, коли активується тривога, ЕКМО продовжуватиме працювати, але коли ЕКМО перебуває в режимі втручання, щойно ввімкнеться тривога, ЕКМО припиняє працювати, і необхідно встановити негайну дію для вирішення проблеми. Вибір режиму залежить від людських ресурсів, якщо медсестра, фахівець з ЕКМО або перфузіолог постійно присутні біля ліжка пацієнта, можливий режим втручання, але якщо медсестра доглядає більше ніж за одного пацієнта з ЕКМО і не може втрутитися відразу після зупинки насоса, вільний режим буде безпечнішим.

- Набір для екстреної допомоги: він повинен бути доступний біля ліжка або у відділенні, що дозволяє негайно реагувати на будь-які несприятливі події – затискачі, аварійна рукоятка, екстрені матеріали (роз'єми відповідного розміру/ножиці/трубки/лінія швидкого доступу, рідина, стяжний пістолет і стяжні реміні/стерильні рукавички, попередньо заправлений насос тощо).

#### 1.4.1. Моніторинг стану пацієнта при ЕКМО

У вено-венозному ЕСМО кров забирається з венозного кровообігу та повертається у нього. Кінцевим результатом є надходження венозної крові з більш високим вмістом  $O_2$  і меншим вмістом  $CO_2$  в легенево коло кровообігу[7]. Кров змішується з кров'ю пацієнта, яка не проходить через контур ЕКМО. Остаточний вміст венозної крові, що надходить до серця, буде залежати від домішки як ЕКМО, так і природного кровообігу.

Це означає, що вищий серцевий викид збільшить частку нативної (не ЕКМО) крові пацієнта в кінцевій суміші; в той час як вищий потік ЕКМО збільшить частку «ЕКМО» крові в кінцевій суміші. Це частково пояснює, чому більший потік ЕКМО забезпечує більшу оксигенацію.

					123.KI-41	Арк.
						22
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Остаточна суміш із вищим вмістом  $O_2$  впливатиме на гіпоксичне звуження судин (але ступінь цього в контексті критично хворих пацієнтів, які отримують декілька препаратів, невідома).

Вміст кисню буде результатом як крові, що повертається контуром ЕКМО, так і власного судинного русла пацієнта.

Зміни у вентиляції та перфузії вплинуть на  $CO_2$  у кінці дихання .

Під час вено-венозної ЕКМО більша частина моніторингу буде спрямована на спостереження за відновленням легенів, щоб переконатися, що вони не пошкоджені далі.

Всмоктування венозної крові, ймовірно, вплине на будь-яку систему, отриману за допомогою термодилуції, тому слід бути обережним при використанні методів, що покладаються на венозний ін'єкційний розчин. Спостереження за розподілом контрастного барвника, введеного під час комп'ютерної томографії з контрастом, чітко показує, що невідома та змінна кількість розчинника всмоктується в контур ЕКМО (і повертається з деякою затримкою).

При вено-венозній ЕКМО однією з ключових проблем є рециркуляція насиченої киснем крові навколо самого контуру ЕКМО. Це трапляється, коли дренажна та зворотна канюлі розташовані надто близько одна до одної або розташовані таким чином, що збагачена киснем кров переважно повертатиметься до контуру ЕКМО, а не до правих відділів кровообігу серця. Ефективність ЕКМО суттєво знизиться, оскільки кров буде насичена  $O_2$  і низьким вмістом  $CO_2$ , фактично підтримуватиме ЕКМО. Зміни в фізіології пацієнта під час підтримки може збільшити або зменшити кількість крові, що рециркулює[8]. Різкі зміни можна побачити, спостерігаючи за кольором крові в системі, але більш тонкі вимагають вимірювання  $PaO_2$  у системі перед оксигенатором. Однак це значення змінюватиметься залежно від власної екстракції  $O_2$  пацієнтом та інших фізіологічних змін, і тому іноді його важко виявити. Підтвердження рециркуляції часто вимагає ретельної мобілізації канюлі. Рециркуляція показана на рисунках 1.2. та 1.3.

					123.KI-41	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		23



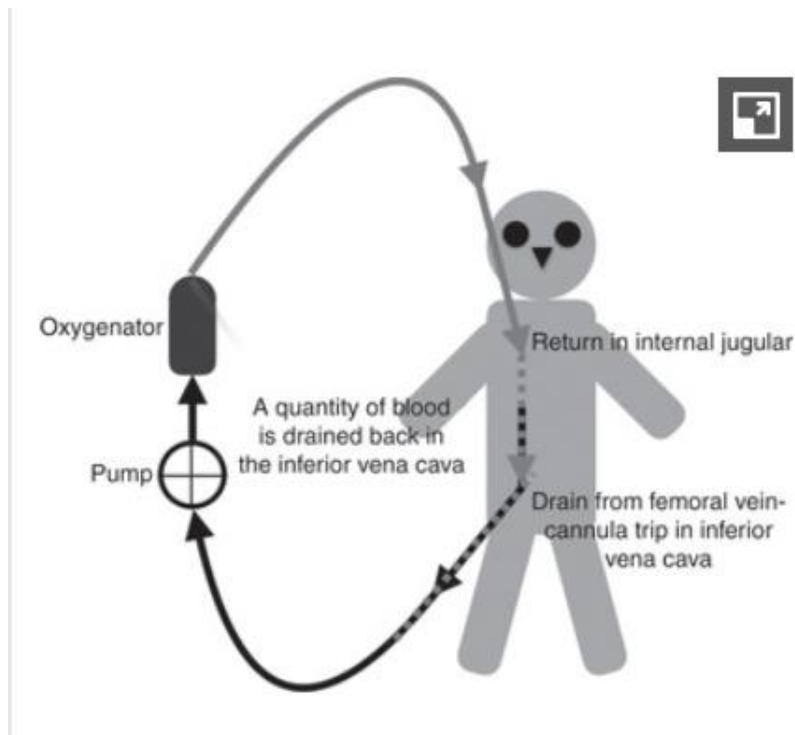


Рисунок 1.2. Ілюстрація рециркуляції у пацієнта на вено-венозній ЕКМО. Збагачена киснем кров, що повертається пацієнту, негайно аспірується контуром ЕКМО

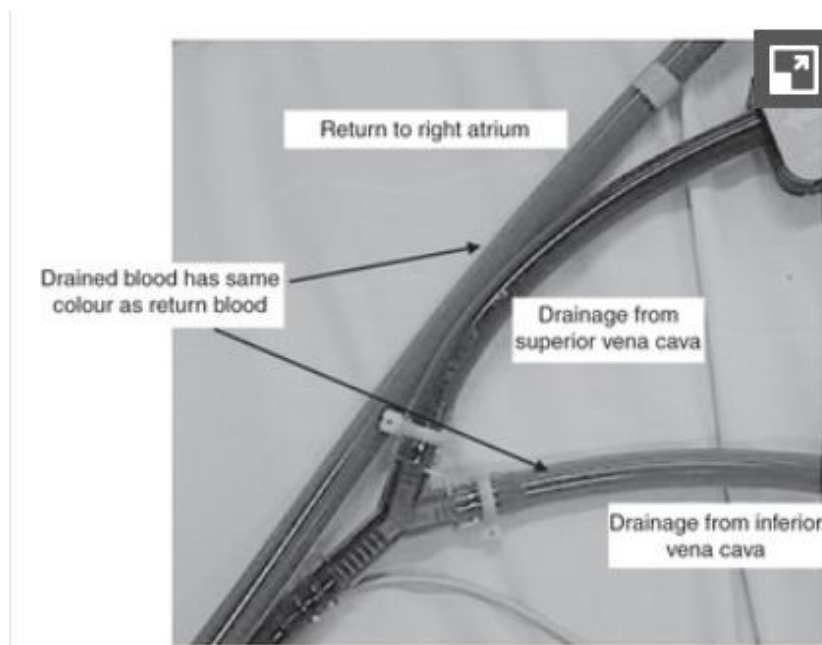


Рисунок 1.3. У системі з двома дренажними канюлями очевидно, що кров в одній дренажній трубці має той самий колір, що й кров, що повертається до пацієнта, що вказує на рециркуляцію.

При вено-артеріальному ЕКМО кров забирається з венозного кровообігу і повертається в артеріальний кровообіг. Кінцевим результатом є надходження

					123.KI-41	Арк.
						24
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

артеріальної крові з більш високим вмістом  $O_2$  і меншим вмістом  $CO_2$  в системний кровотік.

Венозно-артеріальна ЕКМО обходить серцево-легеневий кровообіг, і ризик відсутності кровотоку в легневих судинах високий. Це може призвести до тромбозу. При відсутності викиду лівого шлуночка (що часто трапляється, якщо серце ослаблене і його після навантаження збільшується тиском генерується ЕКМО), порожнини шлуночків розширяються та ймовірно утворюються тромби[9]. Тому важливо забезпечити постійний кровотік через легені і відсутність застою крові в серцевих порожнинах. Потрібне забезпечення відкриття аортального клапана, і це зазвичай можна спостерігати на формі хвилі тиску. Використання катетера легеневої артерії дозволяє постійно контролювати легеневий кровотік. Зміни у формах тиску необхідно реєструвати та обговорювати, оскільки вони відображатимуть зміни в одному з багатьох аспектів догляду за пацієнтом. Причини зміни хвиль артеріального тиску наведені в таблиці 1.

Таблиця 1. Можливі причини зміни форми артеріального тиску у хворого на вено-артеріальна ЕКМО

Знижена пульсація	Збільшений потік насоса
	Зниження скоротливості серця
	Перикардіальний збір
	гіповолемія
	Пневмоторакс
	Тромбоз аортального клапана
Підвищена пульсація	Зниження витрати насоса
	Посилення скоротливості серця

Якщо пацієнт все ще перекачує кров через природне коло кровообігу, кров, що виходить із серцево-легеневого кровообігу, буде змішуватися з тією, що перекачується через контур ЕКМО. «Рідна» кров буде більш-менш насичена киснем, а  $CO_2$  буде більш-менш очищено, залежно від стану легенів. І ЕКМО, і «рідна» кров зустрінуться та змішаються, але на це впливатиме багато фізіологічних змінних.

Якщо серцевий викид пацієнта збільшується, але легені не функціонують належним чином, частка погано насиченої киснем крові збільшиться (припускаючи, що потік ЕКМО залишається незмінним, хоча зазвичай це не так, оскільки краща серцева функція підвищить системний тиск і це, у свою чергу, зменшить потік ЕКМО, якщо енергію насоса не збільшити). Розподіл потоку такий, що одні ділянки можуть отримувати кров з гіпоксією, тоді як інші можуть бути гіпероксичними. Пацієнт може виглядати дуже добре насиченим киснем (тобто бути рожевим і мати високий вимірний  $PaO_2$ ), але мають ішемічну електрокардіограму (ЕКГ). Це станеться, коли кров, що виходить із серцево-легеневої системи кровообігу та надходить у коронарні артерії, не насичена належним чином киснем, тоді як дуже добре насичена киснем кров ЕКМО розподіляється в усіх інших судинних руслах, крім коронарних [10]. Пацієнт може виглядати двоколірним (так званий синдром арлекіна), коли частина кровообігу забезпечується «нативною» кров'ю з низьким вмістом кисню, а решта – кров'ю ЕКМО. Це станеться, наприклад, у пацієнтів з периферично-вено-артеріальним ЕКМО, де кров повертається в стегнову артерію. Кров від ЕКМО циркулює в нижній частині тіла, тоді як кров, що перекачується серцем, циркулює у верхній частині. У деяких випадках можна спостерігати лінію розмежування. Гази артеріальної крові, взяті в різних місцях, дадуть значення  $PaO_2$ , які можуть бути дуже різними. Слід зазначити, що переривання подачі газів у венозно-артеріальний контур (це НІКОЛИ не слід робити) буде вводити кров з низьким вмістом  $O_2$  і можна побачити зворотний ефект арлекіна.

У вено-артеріальному ЕКМО венозний вміст  $O_2$  буде пов'язаний з екстракцією  $O_2$  (саме на нього впливає вміст  $O_2$  в артеріальному кровообігу). Венозну сатурацію можна контролювати, але клініцист має розуміти, що на це значення впливатиме багато змінних (на змішану венозну сатурацію киснем ( $SvO_2$ ) завжди впливає багато змінних, навіть у пацієнтів, які не отримують ЕКМО), і її слід інтерпретувати з обережністю.

Обхід серцево-легеневого кровообігу вплине на легеневий кровотік. Це вплине на тиск у легеневій артерії. Подібним чином на кінцевий приплив

					123.KI-41	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		26

СО<sub>2</sub> впливатиме кількість крові, що надходить у легені та куди вона тече (зони, які вентилюються чи ні). Тиск заклинювання легеневих капілярів можна виміряти, хоча пацієнтам, які приймають антикоагулянти, рекомендується бути дуже обережним. Варіації легеневого та внутрішньо-серцевого кровотоку, ймовірно, вплинуть на достовірність виміряного тиску, але тенденції можуть бути корисними.

У вено-артеріальному ЕКМО немає рециркуляції збагаченої киснем крові в самому контурі ЕКМО.

Ехокардіографія є корисним, хоча він забезпечує лише періодичний моніторинг відновлення серцевої діяльності. Повторне через стравохідне обстеження може призвести до травми, тому перевагу надають трансторакальному обстеженню. Незважаючи на те, що багато показників можна виміряти, найбільш корисними все ще є суб'єктивна оцінка функції та візуалізація відкриття клапана.

Вимірювання неінвазивного тиску може бути неможливим у пацієнта з вено-артеріальним ЕКМО та за відсутності пульсації. У цих випадках використовується сфігмоманометрія та доплерографія для визначення кровотоку.

### 1.5. Діагностичні показники газообміну і газів крові

Парціальний тиск кисню — це тиск, який чинить газоподібний кисень у крові, і вимірюється в кілопаскалях (кПа) або міліметрах ртутного стовпа (мм рт. ст.). Чим вищий парціальний тиск кисню (pO<sub>2</sub>) у крові, тим вище насичення киснем. Цей зв'язок має не лінійний, а s-подібний характер і може бути представлений на кривій дисоціації кисню (рис. 1.4). Таким чином, вище певного pO<sub>2</sub> насичення киснем підвищується лише незначно.

					123.KI-41	Арк.
						27
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

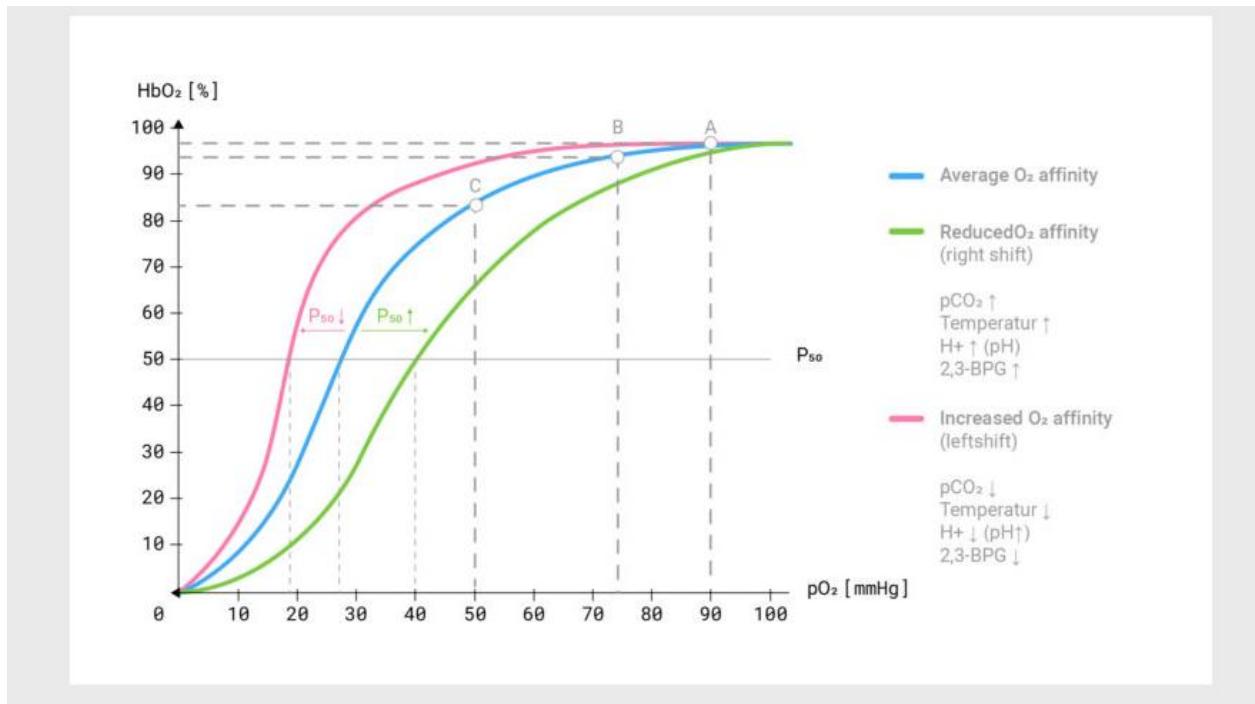


Рисунок 1.4. Крива зв'язування кисню описує взаємозв'язок між насиченням гемоглобіну O<sub>2</sub> і парціальним тиском кисню (pO<sub>2</sub>) у крові.

Зрушення кривої дисоціації кисню вліво або вправо має багато причин:

Зрушення вліво означає, що за того самого парціального тиску кисню гемоглобін може зв'язувати більше кисню. Кисень легше поглинається з альвеол, і зв'язок між гемоглобіном і киснем стає міцнішим. Однак це призводить до того, що кисень може гірше вивільнятися в тканини.

Причини лівого заносу:

- Зменшення протонів (веде до підвищення рН: кров стає більш лужною)
- Зниження парціального тиску CO<sub>2</sub>
- Зниження температури тіла
- Зниження 2,3-BPG (= 2,3-бісфосфогліцерат: регулює силу зв'язування O<sub>2</sub> з гемоглобіном)

Приклад: зсув кривої зв'язування кисню вліво спостерігається при гіпотермії. Наприклад, якщо ви перебуваєте в дуже холодному середовищі протягом тривалого періоду часу, температура вашого тіла може знизитися, що

приведе до гіпотермії окремих локальних ділянок тіла (зазвичай рук і ніг) або навіть усього тіла.

При зсуві вправо зв'язок між гемоглобіном і киснем слабшає. Кисень не засвоюється так легко, але може легше вивільнитися в тканини.

Причини зсуву вправо:

- Збільшення протонів (приводить до зниження рН: кров стає більш кислою).
- Підвищення парціального тиску  $\text{CO}_2$
- Підвищення температури тіла
- Збільшення 2,3-BPG (= 2,3-бісфосфогліцерат: регулює силу зв'язування  $\text{O}_2$  з гемоглобіном)

Приклад: при зростаючому фізичному стресі відбувається падіння рН через збільшення протонів у крові (тканинний ацидоз). Крім того, зазвичай спостерігається підвищення температури тіла та підвищення парціального тиску  $\text{CO}_2$  через кисневий борг. Ці фактори та збільшення концентрації 2,3-BPG спричиняють зміщення кривої зв'язування кисню вправо та забезпечують легшу доставку кисню до тканин. Однак гемоглобін вже не так сильно зв'язує кисень, тому частота дихання повинна збільшуватися. Цей зв'язок між рН, парціальним тиском  $\text{CO}_2$  і кривою дисоціації кисню називається ефектом Бора.

Під час сну дихання людини змінюється:

- Знижується потяг до дихання,
- кількість повітря, що залишається в легенях після видиху, зменшується через положення лежачи,
- взаємозв'язок між вентиляцією легенів і зсувом кровотоку.

У здорових людей ці зміни не викликають проблем у порівнянні з денним диханням. Навпаки, у пацієнтів із захворюваннями легенів, такими як легенева гіпертензія, вони часто призводять до нестачі кисню в артеріальній крові.

Люди з апное сну також можуть мати нижче насичення киснем вночі через часті зупинки дихання, які іноді тривають до двох хвилин. У важких випадках апное уві сні насичення крові киснем хворих іноді становить лише близько 70%

					123.KI-41	Арк.
						29
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Зі збільшенням висоти тиск повітря та парціальний тиск  $O_2$  ( $PO_2$ ) у навколишньому повітрі зменшуються, тому кисень більше не може добре поглинатися гемоглобіном. Результатом є нижчий парціальний тиск кисню в крові, а також нижче насичення киснем. За допомогою периферичних хеморецепторів це знижене насичення киснем сприймається організмом і запускається гіпервентиляція. Це трохи підвищує альвеолярний  $PO_2$  і активує симпатичну нервову систему. Внаслідок цього підвищена частота серцевих скорочень компенсує нижчий вміст  $O_2$  на одне серцебиття. Однак ця так звана гостра адаптація не може запобігти обмеженню максимального транспорту кисню і, отже, максимальної аеробної потужності ( $VO_{2max}$ ). Таким чином, нетренована людина втрачає приблизно 1% свого  $VO_{2max}$  на 100 м на висоті 1500 м, що призводить до втрати потужності на 10% на 2500 м, 25% на 4, Системний артеріальний тиск істотно не змінюється під час гострої адаптації на висоті, оскільки симпатична активація та прямий вазодилататорний ефект гіпоксії нейтралізуються в периферичному кровообігу.

Тренування на витривалість на висоті можна використовувати спеціально для підвищення продуктивності. Нижче насичення крові киснем на висоті викликає різноманітні реакції адаптації протягом більш тривалого періоду часу:

- Збільшується кількість еритроцитів (еритропоез) за рахунок виділення гормону ЕПО.
- Підвищується концентрація гемоглобіну, що сприяє кращому транспорту кисню.
- Збільшується дихальний і серцевий викид.
- Також збільшуються капіляри (капіляризація), що сприяє кращому газообміну.

Таким чином, висотні тренування підвищують аеробні показники. Газообмін стає більш економічним у довгостроковій перспективі, оскільки кисень може краще засвоюватися та транспортуватися далі. Однак така висотна акліматизація вимагає часу (близько трьох тижнів безперервного перебування на великій висоті).

					123.KI-41	Арк.
						30
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

## 1.6. Моніторинг ступеня насичення гемоглобіну крові киснем

Насичення киснем описує, який відсоток гемоглобіну (Hb) завантажений молекулами кисню. Кисень, який вдихається через легені, поглинається гемоглобіном і транспортується до тканин через кровотік[11]. Там заряджені молекули кисню вивільняються до клітин.

Розрізняють наступні типи насичення крові киснем:

- $sO_2$  – насичення киснем в цілому
- $SaO_2$  – насичення артеріальної крові киснем
- $SpO_2$  – пульсоксиметрично виміряне насичення киснем
- $SvO_2$  – насичення венозного кисню
- $SzvO_2$  – насичення центральної вени киснем
- $S\bar{v}O_2$  – змішана венозна сатурація киснем

Насичення киснем можна виміряти поза тілом за допомогою пульсоксиметрії або за допомогою аналізу газів крові.

Пульсоксиметрія – це неінвазивний метод визначення насичення капілярної крові киснем (значення  $SpO_2$ ) і частоти пульсу. Часто кліпсу з датчиком прикріплюють до кінчика пальця або мочки вуха для вимірювання (пульсоксиметр). Датчик складається з двох частин: джерело світла випромінює по черзі червоне та інфрачервоне світло, яке проникає через шкіру. Приймач світла (фотодіод) записує інтенсивність світла та визначає, скільки світла різних кольорів було поглинуто. Значення, виміряні таким чином, зазвичай дуже точні та корелюють у межах 4-відсоткового відхилення з артеріально виміряним насиченням кисню ( $SaO_2$ ). Пульсоксиметрія може виявити лише оксигемоглобін або знижений гемоглобін, але не інші варіанти гемоглобіну, такі як карбоксигемоглобін або метгемоглобін.

Для аналізу газу крові необхідний зразок крові. Цей інвазивний метод вимірювання насичення крові киснем використовується для оцінки дихальної функції та кислотно-лужного балансу. Він може бути артеріальним або венозним. Основними параметрами, які використовуються для оцінки функції дихання, є парціальний тиск кисню ( $pO_2$ ) і вуглекислого газу ( $pCO_2$ ) і насичення

					123.KI-41	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		31



киснем ( $sO_2$ ). Це можна використовувати для оцінки дихальної та вентиляційної недостатності. Важливе значення для оцінки кислотно-лужної рівноваги мають рН, парціальний тиск вуглекислого газу ( $pCO_2$ ) і надлишок основи (BE). рН можна використовувати для діагностики ацидозу або алкалозу. За змінами  $pCO_2$  і BE можна визначити респіраторний чи нереспіраторний (метаболічний, нирковий, кишковий) характер.

Залежно від методу вимірювання насичення киснем вимірюють у різних точках, оскільки артеріальна кров, як правило, однаково насичена по всьому тілу. Таким чином, вимірювання теоретично можливо всюди.

Пульсоксиметрія / неінвазивна:

- палець
- Мочка вуха
- У вусі (зовнішній слуховий прохід)
- зап'ястя
- Каблук (для новонароджених)

Аналіз газів крові / інвазивний:

- Зразок крові

					123.KI-41	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		32

## РОЗДІЛ 2. МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ

### 2.1. Вибір компонентів коригуючого модуля

Система складається з двох частин: обладнання та мобільного додатку. Обидві частини є фундаментальними для системи. Система моніторингу здоров'я може вимірювати насичення киснем, частоту пульсу та температуру тіла людини. Ця багатофункціональна система потребує реалізації кількох компонентів. Реалізація досягається виконанням дій, описаних у робочій домовленості[12]. Для того, щоб система була успішною, важливу роль відіграє реалізація дизайну. Компоненти, необхідні для виконання цієї системи, коротко описані нижче.

#### 2.1.1 Датчик насичення крові киснем MAX30100

Пульсоксиметр і датчик частоти серцевих скорочень MAX30100 — це малопотужний біометричний датчик на основі I2C. Його можуть використовувати студенти, любителі, інженери, виробники та розробники ігор і мобільних пристроїв, які хочуть включити живі дані пульсу у свої проекти.

Модуль містить MAX30100 (рис.2.1.) – сучасний інтегрований пульсоксиметр і датчик частоти серцевих скорочень від Analog Devices. Він поєднує в собі два світлодіоди, фотодетектор, оптимізовану оптику та обробку аналогового сигналу з низьким рівнем шуму для виявлення сигналів пульсоксиметрії ( $SpO_2$ ) і частоти серцевих скорочень (HR).

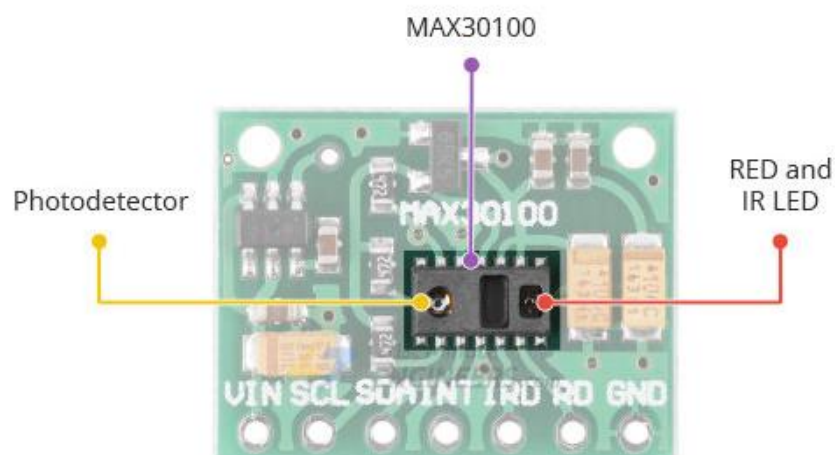


Рисунок 2.1. Модуль MAX30100

					123.KI-41	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		33

Праворуч МАХ30100 має два світлодіоди – ЧЕРВОНИЙ та ІЧ-світлодіод. А зліва дуже чутливий фотодетектор. Ідея полягає в тому, що запалюєте один світлодіод за раз, виявляючи кількість світла, що повертається на детектор, і на основі сигнатури можете вимірювати рівень кисню в крові та частоту серцевих скорочень.

Мікросхема МАХ30100 вимагає двох різних напруг живлення: 1,8 В для мікросхеми та 3,3 В для ЧЕРВОНОГО та ІЧ-світлодіодів (рис.2.2.). Таким чином, модуль поставляється з регуляторами 3,3 В і 1,8 В. Це дозволяє підключати модуль до будь-якого мікроконтролера з рівнем введення-виведення 5 В, 3,3 В, навіть 1,8 В.



Рисунок 2.2. Мікросхема МАХ30100

Однією з найважливіших особливостей МАХ30100 є низьке енергоспоживання: МАХ30100 споживає менше 600 мкА під час вимірювання. Також можна перевести МАХ30100 в режим очікування, де він споживає лише 0,7 мкА. Таке низьке енергоспоживання дозволяє використовувати його в пристроях з акумуляторним живленням, таких як мобільні телефони, переносні пристрої або розумні годинники.

МАХ30100 має вбудований датчик температури, який можна використовувати для компенсації змін у навколишньому середовищі та калібрування вимірювань.

Це досить точний датчик температури, який вимірює «температуру матриці» в діапазоні від  $-40^{\circ}\text{C}$  до  $+85^{\circ}\text{C}$  з точністю  $\pm 1^{\circ}\text{C}$ .

					123.KI-41	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		34

Технічні характеристики наведені в таблиці 2.

Таблиця 2. Технічні характеристики

Блок живлення	3,3 В до 5,5 В
Поточний розігреш	~600 мкА (під час вимірювань)
	~0,7 мкА (в режимі очікування)
Довжина хвилі червоного світлодіода	660 нм
Довжина хвилі ІЧ світлодіода	880 нм
Температурний діапазон	від -40°C до +85°C
Точність температури	±1°C

МАХ30100 або будь-який оптичний пульсоксиметр і датчик частоти серцевих скорочень, якщо на те пішло, складається з пари світлодіодів високої інтенсивності (ЧЕРВОНОГО та ІЧ-індикатора, обидва мають різні довжини хвилі) і фотодетектора. Довжина хвилі цих світлодіодів становить 660 нм і 880 нм відповідно(рис.2.3.).

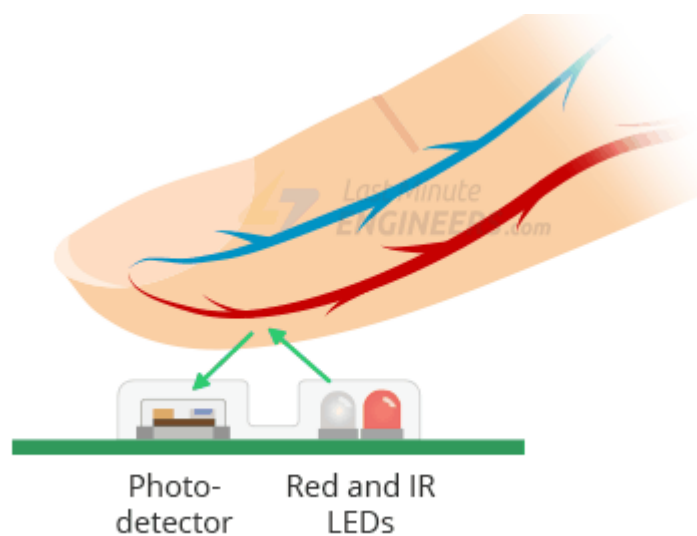


Рисунок 2.3. Пари світлодіодів високої інтенсивності

МАХ30100 працює, спрямовуючи обидва світла на палець або мочку вуха (або, по суті, будь-де, де шкіра не надто товста, щоб обидва світла могли легко проникати в тканину) і вимірює кількість відбитого світла за допомогою фотодетектора. Цей метод визначення пульсу через світло називається фотоплетизмограма[13].

Роботу МАХ30100 можна розділити на дві частини: вимірювання частоти серцевих скорочень і пульсоксиметрія (вимірювання рівня кисню в крові).

### 2.1.2 Генератор імпульсів заданої частоти

Високошвидкісні генератори імпульсів Keysight пропонують найповніше портфоліо стимулюючих рішень для генерації цифрових і аналогових форм сигналів і сигналів даних (рис.2.4). Тестове обладнання генератора імпульсів Keysight охоплює частотний діапазон від 1 мкГц до 56 Гбіт/с і вихідний діапазон амплітуди від 50 мВ до 20 В.

- Високоякісні сигнали з низьким власним тремтінням, що забезпечує точні та надійні вимірювання
- Запатентована безперебійна зміна часу дозволяє безперервно працювати без перезавантаження пристрою
- Потужні функції секвенування даних дозволяють генерувати складні дані
- Чітке та точне введення джиттера сигналу дозволяє провести стрес-тест
- Повний контроль над усіма параметрами імпульсу, такими як синхронізація, рівні, фронти, безперервні або запущені потоки імпульсів



Рисунок 2.4. Генератор імпульсів Keysight

### 2.1.3. Кроковий двигун 5V 28BYJ-48

Уніполярний 4-фазний кроковий двигун з редуктором.

					123.KI-41	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		36

Використовується для дискретного (покрокового) обертання об'єкта (шестерні, колеса, рухомого механізму) валом двигуна. Використовується в робототехніці, пристроях DIY, поворотних жалюзі кондиціонерів, невеликих вентиляторів тощо. Рекомендується для використання з драйвером крокового двигуна ULN2003[14].



Рисунок 2.5. Кроковий двигун 5V 28BYJ-48

Основні характеристики:

- Тип двигуна : однополярний кроковий двигун
- Номінальна робоча напруга: 5 джмів
- Підключення: 5-контактний
- Кількість фаз: 4
- Крок двигуна:  $5,625^\circ$ / крок
- Передавальне число: 1/64
- Частота: 100 Гц
- Опір постійному струму:  $50 \text{ Ом} \pm 7\%$  ( $25^\circ\text{C}$ )
- Частота під навантаженням:  $> 600 \text{ Гц}$
- Частота холостого ходу:  $> 1000 \text{ Гц}$
- Крутний момент:  $> 34,3 \text{ мН} \cdot \text{м}$  (120 Гц)
- Момент самоналаштування:  $> 34,3 \text{ мН} \cdot \text{м}$
- Момент зупинки:  $600\text{-}1200 \text{ г} \cdot \text{см}$
- Тяга:  $300 \text{ г} \cdot \text{см}$
- Опір ізоляції:  $> 10 \text{ МОм}$  (500 В)
- Клас ізоляції: А
- Шум :  $< 35 \text{ дБ}$  (120 Гц, без навантаження, 10 см)

					123.KI-41	Арк.
						37
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- Вага: 35г

Так, у 4-ступінчастому режимі двигун з редуктором робить 2048 кроків за один оберт, у 8-ступінчастому - 4096. Технічна документація рекомендує саме півтактовий режим (8-ступінчаста послідовність керуючого сигналу).

Підключення до контролера ULN2003 А (синій), В (рожевий), С (жовтий), D (помаранчевий), Е (червоний, середній висновок обмоток). Не рекомендується подавати живлення від контролера Arduino, оскільки двигун споживає великий струм і може пошкодити контролер. Найкраще використовувати адаптер змінного струму (блок живлення) або акумулятор.

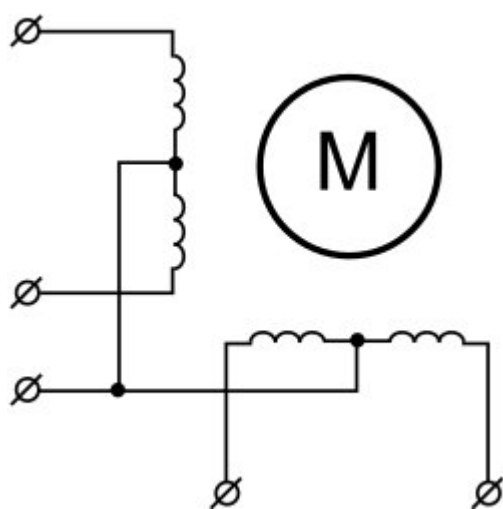


Рисунок 2.6. Підключення до контролера ULN2003

## 2.2. Функціональна схема коригуючого модуля

Загальна структурна схема системи моніторингу працездатності наведена на рис.2.7. Система поділена на три основні частини — блок введення (датчик і блок вибору), вбудований блок обробки та блок виведення (блок відображення, блок сигналізації та передачі даних комунікаційний блок).

					123.KI-41	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		38

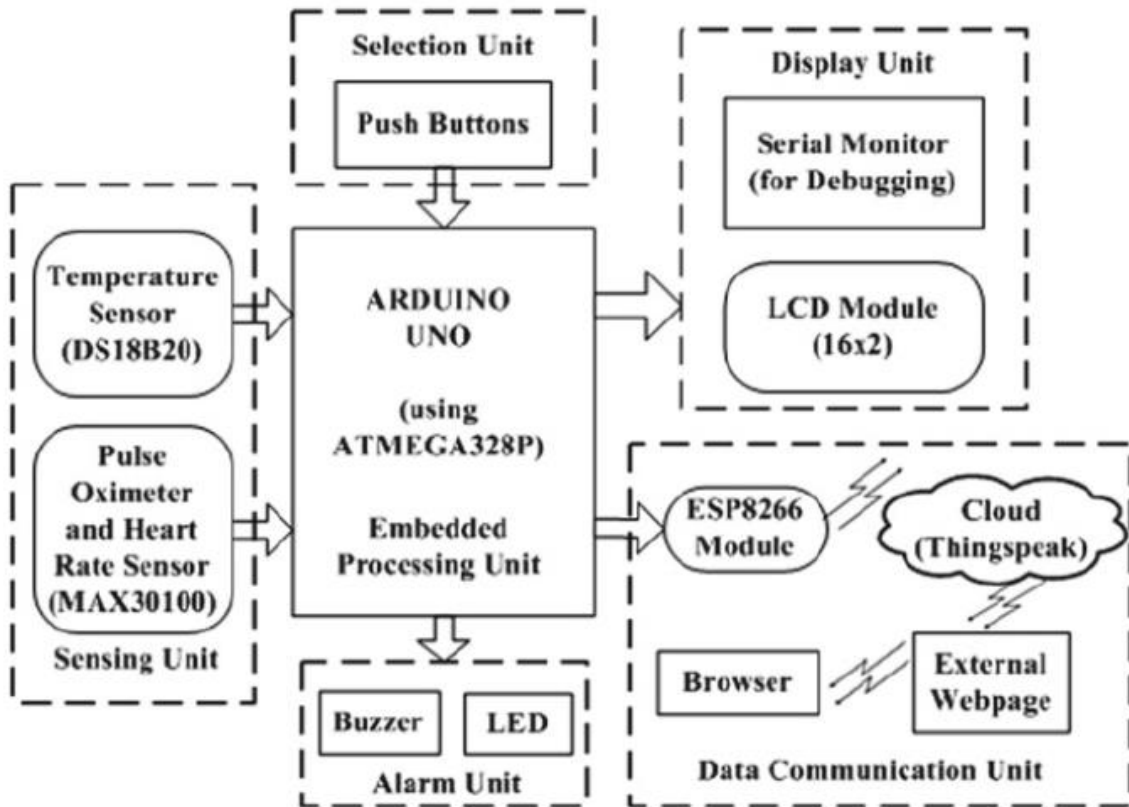


Рисунок 2.7. Загальна блок-схема, що показує різні використовувані модулі та підсистеми

У цьому пристрої використовуються два вбудовані датчики Maxim — один — DS18B20, який використовується для вимірювання температури тіла, а інший — MAX30100, який вимірює як насичення крові киснем, так і частоту серцевих скорочень.

Цифровий термометр DS18B20 забезпечує 9–12-бітні вимірювання температури за Цельсієм і спілкується через шину 1-Wire, яка за визначенням вимагає лише однієї лінії даних для зв'язку.

MAX30100 — це інтегрована пульсоксиметрія та датчик серцевого ритму, яка поєднує два світлодіоди, фотодетектор, оптимізовану оптику та обробку аналогового сигналу з низьким рівнем шуму. MAX30100 працює від джерел живлення від 1,8 до 3,3 В.

Техніка, яка використовується для вимірювання рівня насичення крові киснем ( $SpO_2$ ) і частоти серцевих скорочень, називається фотоплетизмографією (PPG). У модулі MAX30100 використовується PPG відбиваючого типу.

Користувач має вибір за допомогою двох кнопок вибрати конкретний



датчик, який буде використовуватися в даний момент, і чи надсилати дані в хмару. Коли вибрано режим датчика температури, світлодіодний індикатор світиться, а коли – пульсоксиметрія та датчик частоти серцевих скорочень вибрано режим, світлодіодний індикатор блимає синхронно з частотою серцевих скорочень[15]. Цей пристрій разом із РК-модулем робить нашу систему зручною для користувача.

Вбудований процесор складається з двох основних частин — Arduino UNO та Arduino IDE (інтегроване середовище розробки). Датчики надсилають дані на Arduino UNO, плату мікроконтролера з відкритим кодом, розроблену Arduino.cc на основі ATmega328P. UNO обробляє їх і надсилає на РК-дисплей і серійний монітор. Він також отримує команди від користувача за допомогою кнопок. Під час передачі через Wi-Fi він налаштовує модуль ESP8266 і надсилає дані за допомогою команд «AT».

Дисплей складається з послідовного монітора (використовується для налагодження) і РК-модуля.

Serial Monitor — це зв'язок між комп'ютером і Arduino — він дозволяє надсилати й отримувати текстові повідомлення, що зручно для налагодження та керування Arduino з клавіатури. Він використовує вбудовану бібліотеку послідовного порту для послідовного зв'язку через USB.

Використовується 16-контактний модуль рідкокристалічного дисплея (LCD) 16 × 2, сумісний із драйвером Hitachi HD44780. Бібліотека Liquid Crystal спрощує інструкції низького рівня для керування модулем. РК-дисплеями, сумісними з Hitachi, можна керувати в двох режимах: 4-бітному або 8-бітовому. Для цієї системи РК-дисплей використовується в 4-бітовому режимі.

Блок сигналізації складається з п'єзоелектричного зумера HYDZ 5 В і світлодіода. Коли параметри чутливості виходять за межі діапазону типових значень, мікроконтролер запускає зумер і вмикає світлодіод. Типовий діапазон температури тіла людини може становити 97,8°F (36,5°C)–99°F (37,2°C) для здорової дорослої людини. ЧСС здорової дорослої людини може коливатися від 60 до 100 ударів на хвилину. Нормальний рівень насичення крові киснем

					123.KI-41	Арк.
						40
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

коливається від 94 до 99% у дорослих.

Блок передачі даних, що використовує платформу IoT, складається з чотирьох основних частин — модуля Wi-Fi ESP8266, ThingSpeak.com (зберігання даних), зовнішньої веб-сторінки та, нарешті, доступу до неї через веб-браузер.

ESP8266 — це недорогий мікрочіп Wi-Fi із повним стеком TCP/IP і мікроконтролером, виготовлений компанією Espressif Systems. Він працює при напрузі 3,3 В. Цей модуль може працювати як окремий мікроконтролер, але в цій системі він використовується лише як модуль Wi-Fi.

Це програма Інтернету речей (IoT) із відкритим кодом та інтерфейс прикладної програми (API) для зберігання та отримання даних із речей за допомогою протоколу HTTP через Інтернет або через локальну мережу. Дані надсилаються до ThingSpeak за допомогою Representational State Transfer (REST) API. Він використовує HTTP-запити для даних GET, PUT, POST і DELETE разом із ключем API, наданим ThingSpeak для безпечного зв'язку.

Вміст каналу можна переглянути на веб-сторінці, розміщеній на особистому сайті. ThingSpeak дозволяє нам вставляти графіки на зовнішній веб-сайт. Можна використовувати HTTP-запит із використанням архітектури RESTful і відповідного API-ключа читання. Користувач нарешті отримує можливість переглядати дані через веб-браузер будь-якого підключеного пристрою, наприклад комп'ютера чи смартфона, у всьому світі.

					123.KI-41	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		41

## РОЗДІЛ 3. НАЛАШТУВАННЯ ТА КАЛІБРУВАННЯ СИСТЕМИ

### 3.1 Визначення похибки частоти дискретизації

Поданий сигнал  $x(t)$  має аналогову, детерміновану, обмежену в часі форму сигналу з відповідним неперервним спектром  $X(f)$ [16]. Величина, яка характеризується кількісним вимірюванням, — це кінцева енергія сигналу  $E$ .

$$E = \int_{-\infty}^{+\infty} |x(t)|^2 dt = \int_{-\infty}^{+\infty} |X(f)|^2 df < \infty$$

Якщо сигнал обмежений у часі,  $T$  можна визначити так, що поза цим  $x(t) \approx 0$ .

Такий сигнал можна зробити періодичним шляхом додавання реплік  $x(t)$  через  $nT$ , не змінюючи амплітуду сигналу в межах  $T$ :

$$x_T(t) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} x(t - nT)$$

Спектр  $x_T(t)$  є дискретним і визначається своїми коефіцієнтами Фур'є  $X_k$ , еквівалентний спектру  $X(f)$  вибірка кратна  $1/T$ .

Потужність  $P_T$  періодичного сигналу  $x_T(t)$  можна розрахувати наступним чином:

$$P_T = \frac{1}{T} \int_0^T |x_T(t)|^2 dt = \frac{1}{T} \int_0^T |x(t)|^2 dt = \sum_{k=-\infty}^{+\infty} |X_k|^2$$

Тому для визначення енергії достатньо визначити потужність  $x(t)$  в межах  $T$ .

Припустимо сигнал  $x_T(t)$  дискретизується з нескінченною роздільною здатністю щодо повідомлених амплітуд. Частота дискретизації  $F_s$  залежить від довжини  $T$ , який має бути цілим числом, кратним періоду вибірки  $t_s = 1/F_s$ . Цей факт не обмежує вибір частоти дискретизації, оскільки довжину завжди можна збільшити відносно мінімальної довжини  $T$ , що задовольняє  $x(t) \approx 0 \forall t > T$ . Дискретна послідовність  $\hat{x}^n$  є результатом процесу вибірки,  $iN = F_s T$  дає кількість зразків у  $T$ . Пов'язане дискретне перетворення Фур'є (ДПФ) є послідовністю  $\hat{X}^k$  з  $N$  комплексні коефіцієнти.

Потужність вибіркової сигнальної послідовності періоду  $T$  тоді подається як:

					123.KI-41	Арк.
						42
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

$$\hat{P}_T = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \hat{x}_n^2$$

Зараз потрібно обговорити деякі питання:

1. За яких умов  $\hat{P}_T$  хороший оцінювач  $P_T$ ?
2. Якщо зміна фази вибірки накладена на послідовність  $\hat{x}_n$ , який вплив це має на  $\hat{P}_T$ ?
3. Яке середнє значення та дисперсія похибки обчислення потужності, якщо розглянутий сигнал не є безшумним?

Потужність сигналу в межах часового  $T$ , можна розрахувати як у часовій, так і в частотній області[17]. Як  $P_T$  обмежена, серія  $|X_k|^2$  сходиться. Завжди припускаємо, що імпульсний сигнал має обмежену смугу, з коефіцієнтами Фур'є, що дорівнюють нулю вище гармонічного  $N_0$ .

$$|X_i|^2 = 0 \quad \forall i : |i| > N_0,$$

що дозволяє наступне рівняння:

$$P_T = \sum_{k=-\infty}^{+\infty} |X_k|^2 = \sum_{k=-N_0}^{+N_0} |X_k|^2$$

Варто зауважити, що коефіцієнти  $X_k$ , обрізаний на частоті  $N_0/T$ , є результатом дискретного перетворення Фур'є періодичного сигналу  $x_T(t)$ , вибірку з частотою  $F_s=2N_0/T$ . Як наслідок, потужність сигналу всередині  $T$  можна визначити без істотної втрати інформації обмеженим набором коефіцієнтів Фур'є  $X_k$ , з цим обмеженим набором коефіцієнтів, обчислених аналітично з виразу сигналу в часовій області за допомогою перетворення Фур'є. Ці коефіцієнти також можна отримати чисельно за допомогою дискретного методу Фур'є числового представлення сигналу у часовій області з надмірною дискретизацією у  $T$ , що вимагає принаймні  $2N_0$  зразки. Наступні кроки, зосереджені на помилці у визначенні потужності сигналу за умови недостатньої дискретизації, можуть бути однаково добре застосовані до будь-якої довільної форми сигналу через передискретизацію.

Послідовність часу  $\hat{x}_n$  з  $N$  проб, в результаті відбору проб  $x_T(t)$  в межах  $T$

					123.KI-41	Арк.
						43
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

на довільній частоті  $F_s = N/T$ , було визначено разом із оцінювачем потужності сигналу  $P_T$ . Застосування теореми Парсеваля для дискретного перетворення Фур'є, оцінювача потужності  $P_T$  також можна виразити як функцію коефіцієнтів ДПФ  $X_k$  вибіркової послідовності:

$$\hat{P}_T = \sum_{k=0}^{N-1} |\hat{X}_k|^2$$

Крім того, послідовність  $X_k$  можна виразити як функцію від  $X_k$ , які є коефіцієнтами Фур'є безперервного періодичного сигналу  $x_T(t)$ , як  $\hat{x}_n$  отримують шляхом відбору проб  $x_T(t)$ .  $X_k$  результат створення коефіцієнтів  $X_k$  періодичний і може бути побудований із серії дублюючих копій спектральних коефіцієнтів  $X_k$ , зсунутий на ціле число, кратне частоті дискретизації  $F_s$ .

$$\hat{X}_k = \sum_{m=-\infty}^{+\infty} X_{k+mN}, \quad k = 0, 1, \dots, N-1$$

Припускаючи, що сигнал обмежений смугою  $iF_s > 2N_0/T = RN_{yq}$ , тобто  $N > 2N_0$ , критерій Найквіста–Шеннона дотримується, оскільки частота дискретизації вища за частоту Найквіста, і вираз можна спростити до:

$$\hat{X}_k = \begin{cases} X_k, & \text{if } k = 0, 1, \dots, \lfloor N/2 \rfloor \\ X_{k-N}, & \text{if } k = \lfloor N/2 \rfloor + 1, \dots, N-1 \end{cases}$$

За цих умов процес вибірки не вносить помилок  $P_T$  тому є хорошим оцінювачем  $P_T$ :

$$\hat{P}_T = \sum_{k=0}^{N-1} |\hat{X}_k|^2 = \sum_{l=-\lfloor N/2 \rfloor}^{\lfloor N/2 \rfloor} |X_l|^2 = \sum_{l=-N_0}^{N_0} |X_l|^2 = P_T$$

де  $l = k - \lfloor N/2 \rfloor$ .

Інша ситуація, коли передискретизація не досягається, тобто  $N < 2N_0$  і  $F_s < RN_{yq}$ . У цьому випадку коефіцієнти  $X_k$  ДПФ впливають на накладення.

Припустимо  $N > N_0$ , тобто  $F_s > RN_{yq}/2$ , то тільки перша зрушена репліка  $X(f)$  вплине на послідовність і коефіцієнти  $X_k$  для  $k=0, 1, \dots, N-1$  можна виразити як (рис.3.1.):

					123.KI-41	Арк.
						44
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

$$\widehat{X}_k = X_{k-N} + X_k$$

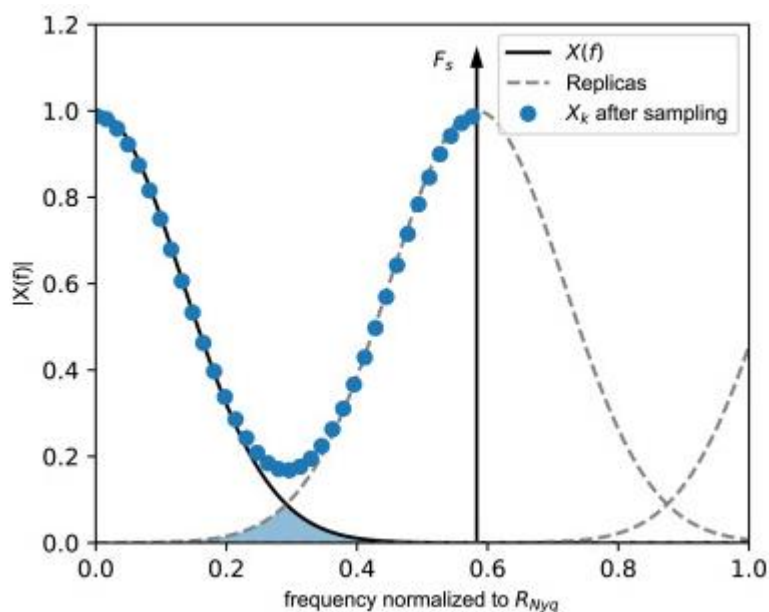


Рисунок 3.1. Аліасинг першої копії спектра *Гауса* для дискретизації на  $\sim 0.59$  ставки Найквіста .

Щоб побачити як РТ впливає, квадрат абсолютного значення  $\widehat{X}_k$  для  $k=0,1,\dots,N-1$  виражається як функція коефіцієнтів  $X_k = |X_k| \exp(j\phi_k)$ :

$$|\widehat{X}_k|^2 = |X_k|^2 + |X_{k-N}|^2 + 2 |X_k| |X_{k-N}| \cdot \cos(\phi_k - \phi_{k-N})$$

Сила послідовності, РТ, тепер виражається як:

$$\widehat{P}_T = \sum_{k=-N}^{N-1} |X_k|^2 + \sum_{k=0}^{N-1} 2 |X_k| |X_{k-N}| \cdot \cos(\phi_k - \phi_{k-N})$$

Під гіпотезою  $N > N_0$ , перша сума рівняння є РТ, тоді як друга сума виражає похибку, внесену недостатньою вибіркою. Ця похибка залежить від спектральної щільності потужності імпульсу і від фази спектральних коефіцієнтів [18].

Розглянемо випадок, коли періодичний, імпульсний сигнал  $x_T(t)$  дискретизується з іншою фазою дискретизації, що виражається часовою затримкою  $\tau$ . Отримана послідовність  $\widehat{x}_{n,\tau}$ , з відповідними коефіцієнтами ДПФ  $\widehat{X}_{k,\tau}$ , тоді визначається:

$$\widehat{x}_{n,\tau} = x_T(n t_s - \tau), \quad n = 0, 1, \dots, N-1$$

У тому випадку, коли  $N_0 < N < 2N_0$ , тобто  $RN_{yq} < 2 < Fs < RN_{yq}$ , що призводить до псевдонімів першої репліки, коефіцієнтів  $X_{k,\tau}$  можна знайти безпосередньо з:

$$\widehat{X}_{k,\tau} = X_{k-N} \cdot \exp(-j2\pi(k-N)\frac{\tau}{T}) + X_k \cdot \exp(-j2\pi k\frac{\tau}{T}), \\ k = 0, 1, \dots, N-1$$

Квадрат абсолютного значення коефіцієнтів має вигляд:

$$|\widehat{X}_{k,\tau}|^2 = |X_k|^2 + |X_{k-N}|^2 + 2|X_k||X_{k-N}| \cdot \cos(\phi_k - \phi_{k-N} - 2\pi N\frac{\tau}{T})$$

Результат подібний з додатковим членом в аргументі косинуса. Оцінювач потужності тепер також включає залежність помилки через затримку вибірки:

$$\widehat{P}_{T,\tau} = P_T + 2 \sum_{k=0}^{N-1} |X_k||X_{k-N}| \cdot \cos(\phi_k - \phi_{k-N} - 2\pi F_s \tau)$$

Похибка вимірювання потужності визначається як  $\epsilon_{P_{T,\tau}} \doteq \widehat{P}_{T,\tau} - P_T$ , і може бути виражений як:

$$\epsilon_{P_{T,\tau}} = A_{X_{k,N}} \cdot 2 \cos(2\pi F_s \tau) + B_{X_{k,N}} \cdot 2 \sin(2\pi F_s \tau)$$

з:

$$A_{X_{k,N}} \doteq \sum_{k=0}^{N-1} |X_k||X_{k-N}| \cdot \cos(\phi_k - \phi_{k-N}) \\ B_{X_{k,N}} \doteq \sum_{k=0}^{N-1} |X_k||X_{k-N}| \cdot \sin(\phi_k - \phi_{k-N})$$

Ця помилка  $\epsilon_{P_{T,\tau}}$  можна переписати так:

$$\epsilon_{P_{T,\tau}} = 2\Re((A_{X_{k,N}} - jB_{X_{k,N}}) \exp(j2\pi F_s \tau))$$

Його можна візуалізувати як проекцію подвоєної довжини вектора на дійсну вісь, модуль якої залежить від коефіцієнтів спектру сигналу, а фаза залежить від частоти дискретизації та затримки. Якщо обертання фази, тобто затримка дискретизації, розподілена рівномірно, можемо очікувати, що середнє значення похибки для кількох вимірювань дорівнюватиме нулю. Однак, якщо фаза дискретизації прив'язана до сигналу, похибка вимірювання потужності залишається постійною з абсолютним значенням у діапазоні

					123.KI-41	Арк.
						46
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

$$\left[0, 2\sqrt{A_{X_k,N}^2 + B_{X_k,N}^2}\right].$$

Затримка вибірки  $\tau$ , спричинений фазою асинхронної вибірки, можна моделювати як випадкову змінну, що описується функцією щільності ймовірності. Припустимо  $\tau$  бути безперервною рівномірною випадковою величиною, визначеною в інтервалі між нулем і періодом вибірки  $t_s = T/N$  ( $\tau = U[0, t_s]$ ). Значення  $\mu_\epsilon$  і дисперсія  $\sigma_\epsilon^2$  похибки вимірювання потужності,  $\epsilon_{P_{T,\tau}}$ , визначаються (рис.3.2.):

$$\mu_\epsilon = E[\epsilon_{P_{T,\tau}}] = 0$$

$$\sigma_\epsilon^2 = E[(\epsilon_{P_{T,\tau}} - \mu_\epsilon)^2] = 2(A_{X_k,N}^2 + B_{X_k,N}^2)$$

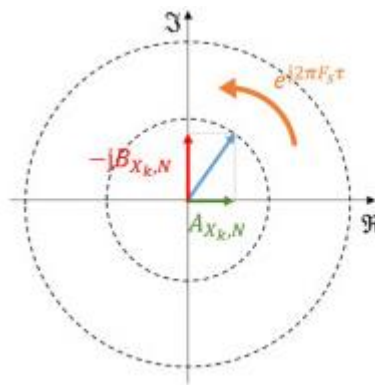


Рисунок 3.2 . Комплексний вектор, що показує похибку вимірювання потужності, спричинену вибіркою повторюваного імпульсного сигналу з фіксованою затримкою  $\tau$

З рівняння випливає, що  $P_{T,\tau}$  є неупередженим оцінювачем для  $P_T$ , для безшумного сигналу та рівномірно розподіленої фази дискретизації. З іншого боку, дисперсія похибки залежить як від спектру сигналу, так і від частоти дискретизації.

Оскільки помилка  $\epsilon_{P_{T,\tau}}$  виражається як аналітична функція випадкової змінної, функція щільності ймовірності якої відома, також можемо обчислити функцію щільності ймовірності помилки, щоб мати подальше розуміння поведінки помилки вибірки). Слід зазначити, що ймовірність помилки вища для великих помилок, у межах, заданих діапазоном можливих значень помилок. На



рисунку 3.3. показано як приклад функцію щільності ймовірності для імпульсного сигналу Гауса. Цей розподіл необхідно враховувати при проектуванні систем, що використовують дані з асинхронною вибіркою.

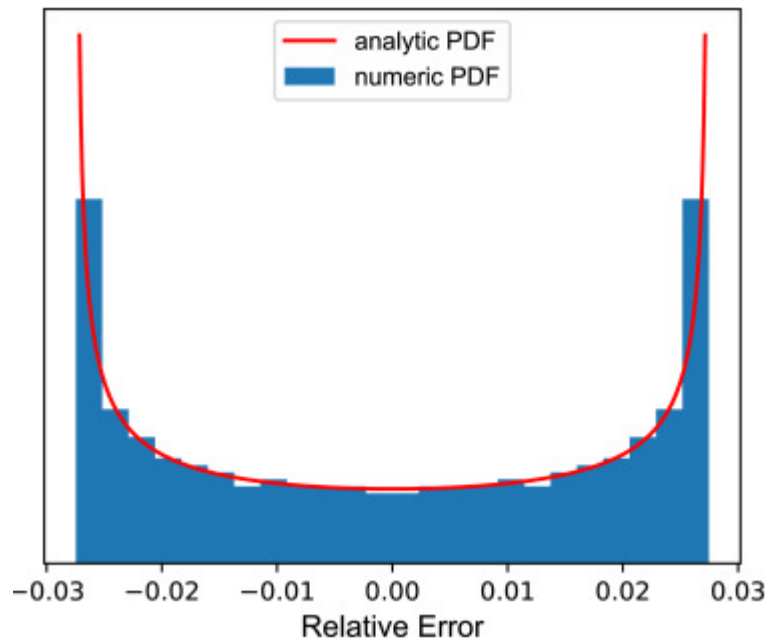


Рисунок 3.3. Функція щільності ймовірності (PDF) відносної похибки вимірювання потужності імпульсного сигналу Гауса, коли вибірка здійснюється на половині його частоти Найквіста (аналітичний і числовий результат).

## РОЗДІЛ 4. РЕЗУЛЬТАТИ РОБОТИ

### 4.1 Перевірка роботи коригуючого модуля

Значення температури відображаються на РК-дисплеї кожні три секунди, а значення частоти серцевих скорочень і насичення крові киснем відображаються кожні п'ятнадцять секунд. Потім значення можна надіслати в хмару ThingSpeak залежно від вибору користувача. Набір значень від датчиків, надісланих на канал ThingSpeak, відображається в графічному форматі для зручності візуалізації. Дані можна імпортувати на зовнішню веб-сторінку для перегляду лікарем[19]. У разі аномальної зміни будь-якого з параметрів тіла зумер і світлодіод починають сповіщати людину.

На рисунку 4.1. графіки показують зміну температури тіла (у Фаренгейтах) з часом у полі 1. Тут значення надсилаються з інтервалом приблизно в тридцять хвилин, який можна змінити за допомогою блоку вибору. На рисунку 4.1.a показано значення датчика температури DS18B20, які відображаються локально на РК-модулі. На рисунку 4.1.b показано графік, наданий ThingSpeak після надсилання даних про температуру. Помічено, що значення обох графіків узгоджуються один з одним.

Так само на рис. 4.2 і 4.3, графіки показують зміну частоти серцевих скорочень (у ударах за хвилину) і зміну насичення крові киснем (у відсотках) з часом у Полях 2 і Полях 3 відповідно. Тут також можна спостерігати узгодженість значень параметрів здоров'я. Отже, можемо з упевненістю зробити висновок, що блок передачі даних запропонованої системи є надзвичайно надійним і може використовуватися будь-якою особою для моніторингу власного здоров'я.

					123.KI-41	Арк.
						49
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		



особи А. аНа графіку показано значення з пульсоксиметра МАХ30100, які відображаються на РК-модулі. бГрафік надається ThingSpeak після надсилання даних

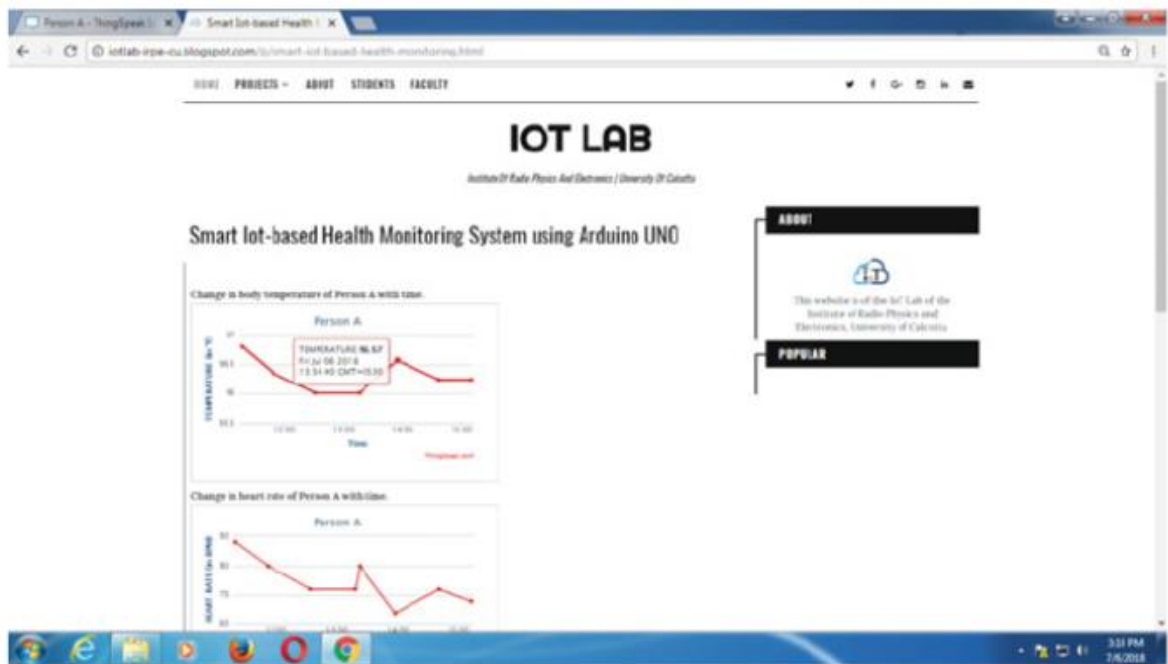


Рисунок 4.4. Дані можна імпортувати на зовнішню веб-сторінку, як показано

Крім того, ThingSpeak дозволяє нам вбудовувати графіки з каналу ThingSpeak на зовнішню веб-сторінку, як показано на рисунку 4.4..

Порівняльне дослідження між запропонованою системою та попередніми роботами наведено в таблиці 3. Перший стовпець визначає компонент, який використовується в запропонованій системі, тоді як другий стовпець визначає компоненти, що використовуються в різних попередніх роботах. Третя колонка вказує на вдосконалення цієї системи порівняно з попередніми системами.

Таблиця 3. Порівняльне дослідження між запропонованою системою та попередніми роботами

Пропонована система	Попередні роботи	Поліпшення
Wi-Fi	RFID	Більший діапазон
	Ethernet	Бездротовий і портативний
Arduino UNO	ARM, Raspberry Pi	Нижча вартість
Alarm unit	-	Локалізована індикація

Запропонована система забезпечує низьку потужність, низьку вартість, портативну та точну вбудовану систему на основі Інтернету речей для дистанційного моніторингу здоров'я людей. У системі використовується Arduino UNO як процесор, що є задовільним вибором, оскільки він споживає низьку енергію та має низьку вартість, а також розумну потужність обробки та швидкість. Систему можна живити від однієї батареї 9 В, що робить її портативною. Система спрямована на моніторинг самопочуття людей, особливо людей похилого віку, а також людей у сільській місцевості, не виходячи з дому, а результати можуть переглядати лікарі за допомогою платформи IoT, таким чином покращуючи якість їхнього життя.

Систему можна перетворити на повноцінну систему моніторингу здоров'я шляхом об'єднання додаткових датчиків, таких як датчик артеріального тиску, датчик ЕКГ і датчик дихання. Інший мікроконтролер або навіть одноплатний міні-комп'ютер, такий як RaspberryPi, можна використовувати як блок обробки.

					123.KI-41	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		52

## РОЗДІЛ 5. СТАРТАП ПРОЕКТ

### 5.1 Опис ідеї проекту

Коли людина стає похилого віку, для неї стає все більш життєво важливим проходити стандартні медичні огляди. Оскільки для більшості людей може знадобитися багато часу та важко отримати регулярні медичні огляди, механізми на основі Інтернету речей можуть бути корисними для окремих осіб для планових медичних оглядів. Технологія IoT перетворилася на важливу інновацію із застосуванням у багатьох сферах. Зокрема, це стосується будь-якої системи фізичних пристроїв, які отримують та обмінюються інформацією через бездротові системи без посередництва людини. Зважаючи на значне збільшення активних випадків COVID-19 під час другої хвилі, кожна країна (включаючи Бангладеш) стикається з проблемами забезпечення належного лікування своїх пацієнтів[20]. Частота пульсу і температура тіла є основними показниками здоров'я людини. Частота пульсу, також відома як частота ударів, — це кількість імпульсів за хвилину. Нормальна частота пульсу коливається від 60 до 100 ударів на хвилину для типових людей. Середня частота пульсу в стані спокою для дорослих чоловіків і жінок становить приблизно 70 і 75 ударів на хвилину відповідно. У жінок старше 12 років частота пульсу зазвичай вище, ніж у чоловіків. Однак частота пульсу у хворих на COVID-19 ненормальна і потребує допомоги фельдшера швидкої допомоги. Рівень внутрішнього тепла людини залежить від різних факторів, таких як температура навколишнього середовища, стать і режим харчування, і температура коливається від 97,8 °F (36,5 °C) до 99 °F (37,2 °C) у здорових дорослих. Спровокувати коливання температури тіла можуть різні фактори, такі як грип, низькотемпературне переохолодження та інші захворювання. У більшості захворювань, включаючи COVID-19, лихоманка є поширеним симптомом, тому необхідно регулярно вимірювати температуру тіла. Насичення киснем також є важливим фактором для пацієнтів з COVID-19. Нормальне насичення організму людини киснем ( $SpO_2$ ) коливається від 95 до 100%. Якщо рівень  $SpO_2$  (насичення киснем) пацієнта з COVID-19 нижче 95%, йому потрібна невідкладна медична допомога. Коронавірус SARS-COV-2

					123.KI-41	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		53

викликає тиху гіпоксію, тобто  $SpO_2 < 90\%$  без задишки. Тиха гіпоксія може бути діагностована шляхом моніторингу  $SpO_2$  за допомогою пульсоксиметра. Якщо рівень насичення киснем у пацієнта з COVID-19 значно низький, пацієнт може померти. Щоб контролювати COVID-19, вкрай важливо стежити за ранніми симптомами, такими як лихоманка, кашель, частота серцевих скорочень і  $SpO_2$ .

Останнім часом для вимірювання цих величин використовуються різні типи приладів. Наприклад, пальцевий пульсоксиметр, який використовується для вимірювання  $SpO_2$  і частоти пульсу, комерційно доступний у більшості країн. Розкішний ручний пульсоксиметр також доступний у продажу, який може вимірювати  $SpO_2$  і частоту серцевих скорочень; хоча його ціна становить приблизно 299 доларів США. Наручний пульсоксиметр доступний у вільному продажі, і його можна використовувати для вимірювання  $SpO_2$  і частоти серцевих скорочень. Цей пристрій, як і вищезгадані пристрої, не містить функції вимірювання температури тіла. Наручний пульсоксиметр коштує 179 доларів США, що робить його дорогим. Аналогові та цифрові термометри зараз доступні на ринку, але більшість із них дорогі. Пристрої, згадані раніше, не засновані на IoT. Деякі з них показують значення, але отримувати вимірювання з різних пристроїв громіздко. Тому в Бангладеш лікарю важко отримати оновлення від усіх пацієнтів одночасно. Є попит на швидкий моніторинг пацієнтів з COVID-19 із серйозними симптомами. За допомогою технології пацієнти можуть отримувати лікування від COVID-19 вдома за допомогою мобільних телефонів. Ця система допомагає пацієнтам з лихоманкою, низьким насиченням крові киснем і прискореним або уповільненим пульсом. Частота пульсу людини залежить від її віку, розміру тіла, здоров'я серця та емоційної стабільності[21].

Насичення киснем і частота пульсу пов'язані між собою, тому що коли рівень кисню пацієнта падає, його пульс збільшується. Розумна система охорони здоров'я на основі IoT — це система моніторингу пацієнтів у режимі реального часу, яка значно допомогла галузі охорони здоров'я. Останнім часом інтелектуальні медичні пристрої на основі IoT привернули підвищену увагу з точки зору досліджень.

					123.KI-41	Арк.
						54
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Розробка інтелектуальних систем моніторингу охорони здоров'я в середовищі IoT представлена в розглянутій літературі. У цьому дослідженні використовували систему моніторингу пульсу на базі Android із датчиком температури, датчиком SpO<sub>2</sub> і датчиком серцевого ритму.

Система моніторингу легеневої функції на основі IoT для пацієнтів з астмою була запропонована у якій температура, SpO<sub>2</sub> і частота пульсу не були задіяні. Системи моніторингу серцевого ритму на основі Arduino, Android і мікроконтролерів були запропоновані в системі, що базується на Arduino Uno та хмарних обчисленнях, у яких було створено лише апаратний прототип. Однак даних реального тестування немає.

Частоту пульсу пацієнта вимірювали за допомогою датчика частоти пульсу в цій системі, а дані аналізували за допомогою Arduino. Виміряна інформація була доставлена в додаток Android. У дослідженні кількість використаних датчиків була обмежена. Різні автори представили різні бездротові системи моніторингу стану на основі IoT. Однак, імовірно, розумні системи на базі IoT для вимірювання температури, частоти серцевих скорочень і SpO<sub>2</sub> для пацієнтів з COVID-19 в одному пристрої поки що не представлені.

Система може відображати виміряну температуру тіла людини, рівень насичення киснем та частоту пульсу через мобільний додаток, розроблений для того, щоб пацієнт міг звернутися за медичною допомогою, навіть якщо фахівець фізично недоступний. Для лікування хворого на COVID-19 лікарю потрібні рівень насичення пацієнта киснем і частота пульсу. Використовуючи запропоновану нами систему, пацієнти можуть повідомляти лікарям про стан свого здоров'я. Цей пристрій може бути корисним пацієнтам з COVID-19, а також тим, хто страждає на інші захворювання, такі як хронічне обструктивне захворювання легень (ХОЗЛ) і астма. Тому ця система може бути корисною для таких пацієнтів. Якщо насичення киснем і частота пульсу пацієнта відхиляються від норми, система негайно видає сигнал, щоб попередити пацієнта. Тому за допомогою мобільного додатку пацієнти можуть аналізувати виміряний рівень насичення киснем, частоту пульсу та температуру тіла, щоб уникнути критичних

					123.KI-41	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		55



станів здоров'я. Ця система була випробувана на п'яти людях. За допомогою мобільного додатку пацієнт і лікар можуть зчитувати дані протягом дня. Ця система також має можливість вимірювати температуру тіла, яка не була включена в жодне інше дослідження.

## 5.2. Аналіз потенційних техніко-економічних переваг ідеї

Таблиця 4 перераховує необхідні апаратні компоненти, їх кількість і вартість виробів. Загальна вартість апаратних компонентів цієї системи становить 71,50 долларам США.

Таблиця 4. Ціна апаратних компонентів

Опис товару	Ціна за одиницю	Кількість	Загальна ціна (BDTK)
Arduino Uno	420	1	420
Температурний сенсор	450	1	450
Датчик пульсу SpO2	1400	1	1400
Бездротовий модуль Node MCU	525	1	525
Bluetooth модуль	280	1	280
РК-дисплей 16 × 2	285	1	285
Понижуючий конвертер	82	1	82
3.7 літієва батарея	60	2	120
Захист літієвої батареї 3.7	45	2	90
Літієва батарея на 2 с	1850 рік	1	1850
Захист літієвої батареї на 2 секунди	250	1	250
Акумуляторний адаптер 9 В 2 А	100	1	100
Набір проводів	120	2	240
Перемикач	10	1	10
звуковий сигнал	18	1	18
Всього			6120

Існує кілька типів комерційно доступних плат Arduino, таких як Arduino Uno, Arduino Due, Arduino Mega та Arduino Leonardo. Arduino Uno має 20 контактів вводу-виводу, 14 контактів цифрового вводу-виводу та шість аналогових контактів вводу-виводу. Arduino Due має 54 контакти цифрового введення/виведення, 12 контактів аналогового входу та два контакти аналогового

виходу. Arduino Mega має 54 цифрових входу/виходу, 16 аналогових входів і нульовий вихід. Arduino Leonardo має 20 цифрових контактів введення/виведення, 12 аналогових входів і нульовий вихід. Для реалізації системи ми використали Arduino Uno, оскільки конфігурація контактів цього модуля відповідає вимогам нашої системи та є основним контролером системи. Це одна з найвідоміших плат мікроконтролерів з відкритим кодом на основі ATmega328p. Цей мікроконтролер можна програмувати за допомогою Arduino IDE. У цій системі він відіграє вирішальну роль і працює як інтерфейс між датчиками та іншими гаджетами IoT. Рисунок 5.1. показує модель Arduino Uno.

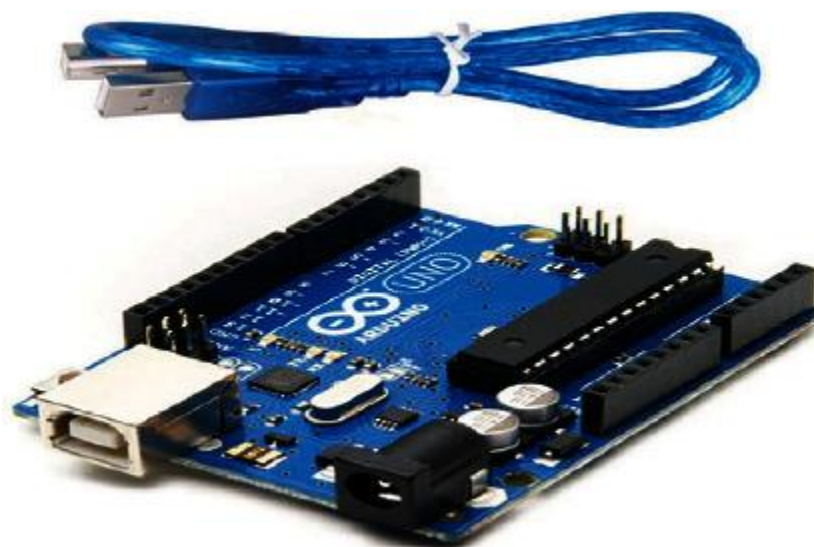


Рисунок 5.1. Модель Arduino Uno

MAX30100 – це датчик, який може вимірювати рівень насичення крові киснем і частоту пульсу. Рисунок 5.2. показує прототип датчика пульсу SpO<sub>2</sub> (MAX30100). Насичення периферичного кисню (SpO<sub>2</sub>) — це розрахунок насичення киснем кровоносних судин, який відноситься до кількості насиченого киснем гемоглобіну в крові. В організмі людини звичайні значення SpO<sub>2</sub> коливаються від 90 до 100%. У цій системі підійшов пульсоксиметр MAX 30100. Це скоординований пульсоксиметр і датчик серцевого ритму, який забезпечує точні значення. Цей датчик поєднує в собі два світлодіоди, фотодетектор, оптимізовану оптику та обробку аналогових прапорців із низьким рівнем шуму для ідентифікації сигналів пульсоксиметрії та частоти серцевих

					123.KI-41	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		57

скорочень; отже, він підходить для цієї системи.



Рисунок 5.2. MAX30100

Існує багато типів комерційно доступних модулів Bluetooth. Для нашої системи використовували модуль Bluetooth HC05, оскільки він зручний для користувача. Модуль HC05 є типом модуля протоколу послідовного порту Bluetooth, призначеного для бездротового зв'язку з пристроями з підтримкою Bluetooth, а також зв'язку з мікроконтролерами за допомогою послідовного зв'язку. Цей модуль Bluetooth має радіус дії 10 м і використовує частотний діапазон 2,45 ГГц. Він має швидкість передачі даних приблизно 1 Мбіт/с[22]. Він може працювати від джерела живлення 4–6 В. Модуль Bluetooth HC05 має два режими роботи: командний режим і режим даних. Рисунок 5.3 показаний прототип модуля Bluetooth HC05.

					123.KI-41	Арк.
						58
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

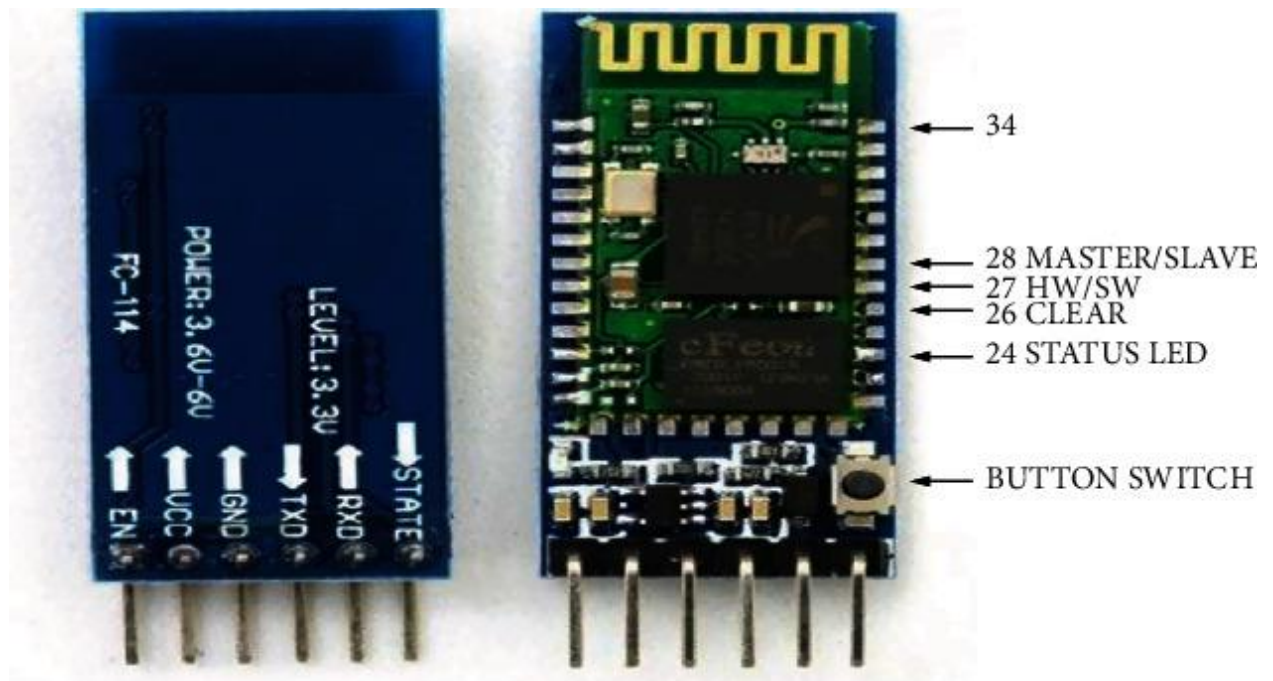


Рисунок 5.3. Bluetooth HC05

Для цієї системи використовували вузол MCU ESP8266, який є бездротовим модулем, оскільки мікроконтролер ESP8266 має можливість Wi-Fi, а вузол MCU має бездротову систему, яка може надсилати дані на сервер. Вузол MCU має асинхронний модуль послідовного зв'язку приймач-передавач, який дозволяє йому спілкуватися з модулем Bluetooth.

Мікроконтролер node MCU ESP8266 може працювати з джерелом живлення робочою напругою 3,3 В і вхідною напругою від 7 до 12 В. Він має флеш-пам'ять 4 Мб і SRAM 64 Кб. Він має 16 цифрових вхідних і вихідних контактів і один аналоговий вхідний контакт. Вузол MCU також має антену РСВ. Бездротовий модуль вузла MCU надсилає на сервер виміряну частоту пульсу, насичення киснем і температуру. Цей компонент було обрано, оскільки він зв'язує IP-адресу сервера з вузлом MCU для отримання виміряного значення через мобільну програму. Node MCU — це прошивка з відкритим вихідним кодом на основі Lua та плата вдосконалення. Він спеціально розроблений для додатків на основі Інтернету речей, і цей компонент відіграє життєво важливу роль у системі. На рисунку 5.4. показаний прототип вузла мікроконтролера MCU ESP8266.



Рисунок 5.4. MCU ESP8266

Понижуючий перетворювач є добре відомим і простим типом DC-DC перетворювача. В системі використовувалися понижувальні перетворювачі, тому що вони виробляють вихідну напругу, меншу за вхідну. Цей перетворювач використовується для ефективної трансформації керування, яка збільшує термін служби батареї та зменшує тепло. На рисунку 5.5. показаний прототип понижувального конвертера.



Рисунок 5.5. Прототип понижувального конвертера

Рідкокристалічний дисплей (LCD)  $16 \times 2$  - це добре відомий алфавітно-цифровий дисплей LCD, тобто він може відображати як букви, так і цифри. Він має 16 стовпців і два рядки, які корисні в різних системах. Цей дисплей використовувався для відображення вимірної частоти пульсу, насичення киснем і температури. Тут кожен символ зображено на матриці  $5 \times 8$  пікселів. Робоча напруга РК-дисплея  $16 \times 2$  становить від 4,7 до 5,3 В. Його струм споживання становить 1 мА, коли він не освітлюється фоном . На рисунку 5.6. показано

					123.KI-41	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		60

прототип рідкокристалічного дисплея 16 × 2.



Рисунок 5.6. Прототип рідкокристалічного дисплея 16 × 2

На рисунку 5.7. показаний датчик DS18B20, який працює за технікою 1-wire відповідності. Для цього потрібен лише інформаційний висновок, пов'язаний із мікроконтролером із підтягуючим резистором, а інші два контакти використовуються для керування. Підтягуючий резистор використовується для підтримки лінії у високому стані, коли транспорт не працює. Цей датчик використовується для точного вимірювання температури. Температура, виміряна датчиком, буде відсутня в 2-байтовому регістрі всередині датчика. Ці дані можна перевірити за допомогою процедури 1-wire, надіславши їх у вигляді даних. Існує два типи команд, які надсилаються для перевірки значень: одна може бути командою ROM, а інша може бути робочою командою.



Рисунок 5.7. DS18B20

					123.KI-41	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		61

### 5.3. Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

Експериментальна установка для нашої системи показана на рисунку 5.8. Датчики, кнопки та різні модулі підключені до плати Arduino UNO за допомогою перемичок і макетної плати. Коли налаштування ввімкнено, система ініціалізує Wi-Fi module і приєднується до точки доступу. У цьому випадку використовувалася мобільна точка доступу. Потім він ініціалізує РК-модуль, а також усі модулі датчиків, і система запускається в режимі за замовчуванням, який є режимом вимірювання температури. Для перемикання різних режимів можна використовувати кнопку. Після вибору режиму установка отримує сигнал від відповідного датчика, обчислює відповідний параметр тіла та відображає його на РК-модулі.

Arduino в основному складається з двох частин — `setup()` і `loop()`. У функції `setup()` виконуються всі ініціалізації різних модулів. Після ініціалізації системи вона входить у функцію `loop()`, яка безперервно повторює її вміст, доки систему не вимкнуть.

Ця складна система має обмежену програмну пам'ять 32 КБ і динамічну пам'ять 2 КБ (використовується для глобальних змінних), що є складним завданням. Функцію `update()` об'єкта `PulseOximeter` слід викликати якомога частіше. Крім того, деякі частини програмного циклу, такі як читання вхідних даних із кнопки, відображення даних і освітлення світлодіодів, потрібно відкладати після кожної ітерації. Простим рішенням є використання функції `delay()`, але реалізація цього зупиняє весь цикл програми на вказаний час, що впливає на загальну продуктивність, оскільки виклик `update()` затримується. Таким чином, необхідно більш складне рішення. У цій системі цикл продовжує повторюватися з певними інтервалами, що відстежуються індивідуальними глобальними змінними, відповідними завдання виконуються. Тому робимо компроміс між пам'яттю та продуктивністю, і досягаємо збалансованого компромісу між ними для стабільної та успішної реалізації.

					123.KI-41	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		62

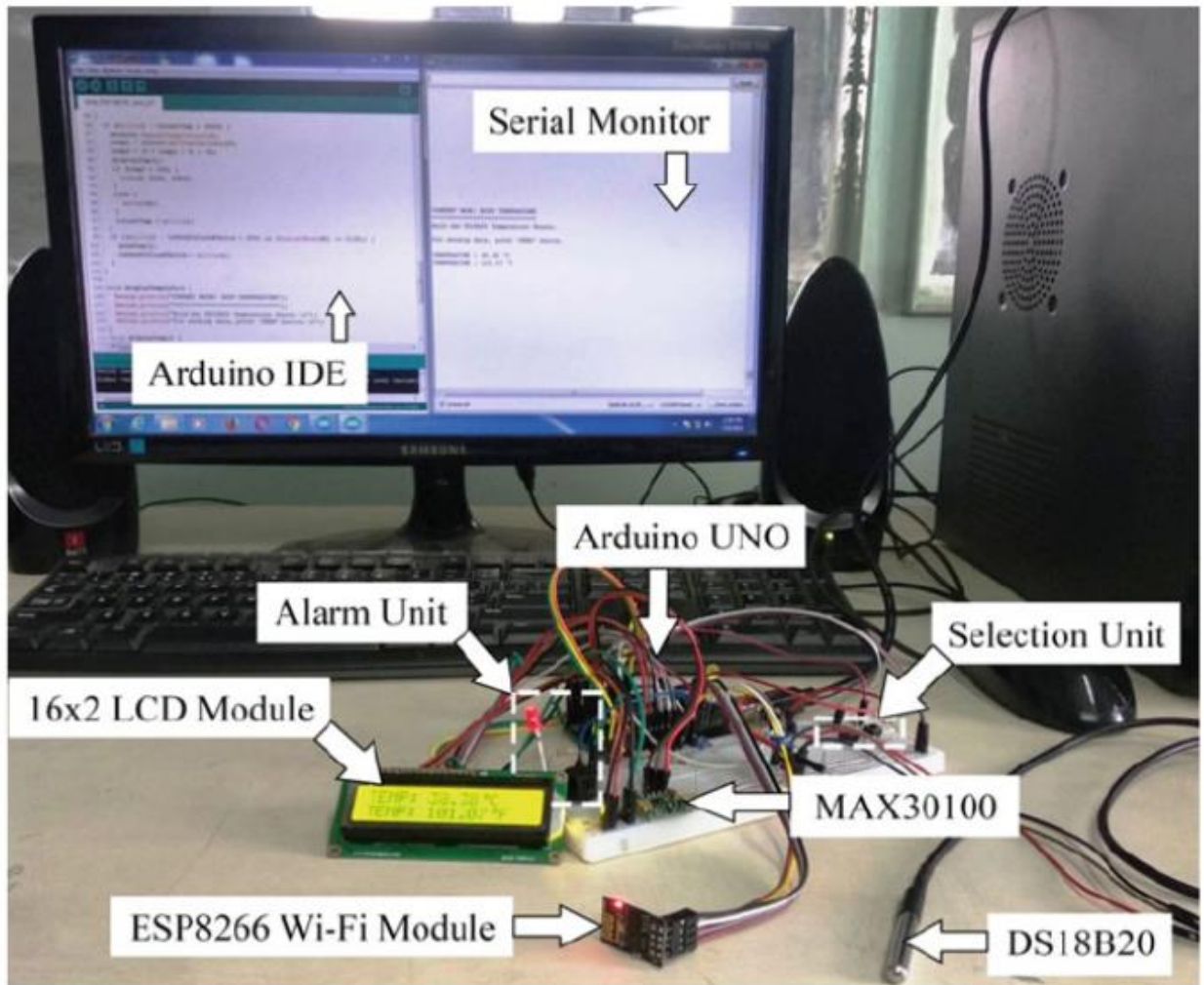


Рисунок 5.8. Загальна експериментальна установка, що показує основні компоненти системи, як вони позначені

Спочатку в циклі () програма перевіряє перемикання кнопки вибору. Якщо вона перемикається, також перемикається вибір логічної змінної. Ця перевірка виконується з інтервалом 250 мс, відстежується довгою змінною без знаку `tsModeChoice`. Це значення залежить від часу реакції користувача та визначається методом проб і помилок.

Потім програма входить до частини `if-else` для реалізації будь-якого з двох датчиків. Якщо вибір вірний, відображається значення датчика температури, інакше – значення пульсоксиметра. Обидва випадки мають відповідні порогові значення для ввімкнення зумера та світлодіода.

Для реалізації цифрового термометра DS18B20 1-Wire використовувалися бібліотеки `OneWire` і `DallasTemperature`. Для реалізації датчика MAX30100



використовується бібліотечний пакет MAX30100. Оскільки Arduino працює при напрузі 5 В, на виводах SCL, SDA та INT MAX30100 використовуються резистори підтягування 4,7 К, оскільки його вихідна напруга коливається від 1,8 до 3,3 В. Значення температури зчитуються та відображаються кожні три секунди, тоді як частота серцевих скорочень і значення SpO<sub>2</sub> відображаються кожні п'ятнадцять секунд. SpO<sub>2</sub>, наданий функцією бібліотеки, використовується, але миттєве значення частоти серцевих скорочень, надане функцією бібліотеки, виявляється помилковим. Щоб протистояти цьому, використовується функція детектора разом із змінною лічильника. Через кожні п'ятнадцять секунд поточна частота серцевих скорочень визначається рівнянням (1), де «bpm» позначає кількість ударів серця за хвилину, «vc» позначає поточне значення лічильника, а «vp» позначає попереднє значення лічильника. Множний коефіцієнт 4 призначений для зміни значення на хвилину.

$$b_{pm} = (v_c - v_p) \times 4$$

Користувач має вибір відправити відображені дані на сервер IoT, натиснувши іншу кнопку. Подібно до кнопки вибору, програма перевіряє перемикання кнопки надсилання кожні 250 мс. Після натискання цієї кнопки модуль Wi-Fi починає з'єднання протоколу керування передачею (TCP) із ThingSpeak і надсилає дані у відповідні поля за допомогою REST API. Поля даних у ThingSpeak можна оновлювати кожні п'ятнадцять секунд для безкоштовної ліцензії. Щоб вирішити цю проблему, процес передачі даних сповільнюється за допомогою функції delay(). Отже, після надсилання даних датчик пульсоксиметра знову ініціалізується, перш ніж програмне керування повернеться до початкового стану вимірювання частоти серцевих скорочень і рівня SpO<sub>2</sub>. У випадку з датчиком температури це не обов'язково.

ESP8266 може обмінюватися даними з Arduino UNO через контакти TX і RX, використовуючи бібліотеку SoftwareSerial, яка встановлює два спеціальні контакти TX і RX на UNO за допомогою програмного забезпечення. Перш ніж дані з виводу TX програмного забезпечення Arduino досягають виводу RX

					123.KI-41	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		64

ESP8266, напруга знижується з 5 до 3,3 В за допомогою біполярного транзистора NPN 2N3904. Дані надсилаються у вигляді команд “АТ”. Команди «АТ» — це команди, які використовуються для керування модемами, де АТ означає АТtention. Команда «АТ +СWJАР» використовується для приєднання до точки доступу за допомогою ідентифікатора набору послуг (SSID) і пароля. Команда “АТ +СIPSTART” використовується для встановлення з’єднання TCP із сервером, а “АТ +СIPSEND” використовується для надсилання даних.

ThingSpeak надає вісім полів для кожного каналу. Три різні датчики мають три різні поля в одному каналі під назвою «Особа А». ThingSpeak дозволяє легко візуалізувати дані за допомогою графіків. Графіки мають додаткові функції масштабування осей і встановлення максимальних і мінімальних значень даних. Графіки вбудовані в HTML-код зовнішньої веб-сторінки, яку зрештою можна переглянути в браузері. Для підтримки безпечного середовища користувач повинен увійти в ThingSpeak, щоб переглядати дані приватних каналів.

					123.KI-41	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		65

## ВИСНОВКИ

Системи моніторингу здоров'я відіграють вирішальну роль у сфері охорони здоров'я, діагностики та раннього прогнозування проблем із здоров'ям. Крім того, ці системи є засобом скорочення медичних витрат на періодичні огляди в лікарні та візити до лікаря. Таким чином, розробка системи, яка доставляє дані про стан здоров'я від пацієнта до родича або медичного фахівця, стала необхідністю із зростанням попиту.

Основні результати цієї роботи такі:

1. У цьому документі представлено безпечну, недорогу систему моніторингу стану здоров'я в режимі реального часу та надійну, яка забезпечує панель моніторингу біологічних показників у режимі реального часу в безпечному середовищі з використанням Інтернету речей і хмарних обчислень.
2. Запропонована система використовує алгоритм AES для шифрування життєво важливих сигналів, отриманих від датчиків, перед відправкою їх у хмару для зберігання.
3. Мікроконтролер ESP8266 використовується для виконання функцій обробки та шифрування та підключення до хмари через Wi-Fi.
4. Запропоновані системні вимірювання порівнюються з вимірюваннями комерційно доступного медичного пристрою High Care .
5. Результати показали високий збіг з еталонними вимірюваннями.

Однак можливі деякі обмеження запропонованого рішення, які можуть призвести до збою пристрою. Випадки відмови включають наступне:

- Втрата підключення до Інтернету
- Втрата прямого з'єднання Wi-Fi між вузлом і локальною точкою доступу (наприклад, неправильні облікові дані)
- Втрата або відключення джерела живлення, через що вузли або датчики не можуть бути включені

					123.KI-41	Арк.
						66
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- Неправильна конфігурація або неправильне використання датчиків

Майбутні напрямки досліджень можуть включати подальший розвиток запропонованої системи для моніторингу більшої кількості біомедичних аспектів, таких як серцева діяльність, артеріальний тиск і рівень глюкози в крові, шляхом інтеграції відповідних датчиків. Крім того, з запропонованим пристроєм може бути інтегрована автоматизована діагностика поширених захворювань. Крім того, може бути розроблена структура для обробки зашифрованих даних, щоб забезпечити прийняття рішень щодо статусу осіб, поки дані зашифровані.

					123.KI-41	Арк.
						67
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

## СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Analog devices, Inc. AD9680 data-sheet (2019) [cited 2020-04-06].  
URL <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD9680.pdf>
2. Analog devices, Inc. AD9689 data-sheet (2017) [cited 2020-04-06].  
URL <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD9689.pdf>
3. AliveCor, «kardiamobile», 2021, <https://www.alivecor.com/> .
4. Beurer, 2021, 2021, <https://www.beurer.com/web/gb/products/active/sport-and-activity/pulsuhren/> .
5. Beam position monitoring AIP Conf. Proc., 212 (1990), p. 26
6. Fundamental distortion limits of analog-to-digital compression IEEE Trans. Inf. Theory, 64 (9) (2018), pp. 6013-6033
7. Texas instrument ADC12DJ3200 data-sheet (2017) [cited 2020-04-06].  
URL <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/adc12dj3200.pdf>
8. Teledyne e2v semiconductors SAS EV12AQ600 data-sheet (2020) [cited 06.04.2020].  
URL <https://www.teledyne-e2v.com/shared/content/resources/File/documents/broadband-data-converters/EV12AQ600/DS%2060S%20218366%20EV12AQ60x%20revB.pdf>
9. А. І. Сіам, А. Седік, В. Ель-Шафаї та ін., «Класифікація біосигналів для ідентифікації людини на основі згорткових нейронних мереж», Міжнародний журнал комунікаційних систем , вип. 34, вип. 7, 2021.
10. А. І. Сіам, А. А. Елазм, Н. А. Ель-Бахнасаві, Г. М. Ель Банбі та Ф. Е. Абд Ель-Самі, «Ідентифікація людини на основі PPG за допомогою кепстральних коефіцієнтів Mel-частоти та нейронних мереж», Мультимедійні інструменти та програми , том. 80, вип. 17, стор. 26001–26019, 2021.

					123.KI-41	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		68

11. А. І. Сіам, Н. А. Ель-Бахнасаві, Г. М. Ель Банбі, А. Абу Елазм і Ф. Е. Абд Ель-Самі, «Ефективне відеоспостереження моделі дихання та частоти дихання для дистанційного моніторингу здоров'я», Журнал Оптичного товариства Америки А , т. 37, вип. 11, стор. С118, 2020 рік.
12. Дж. Мохаммед, К.-Х. Lung, А. Оснеану, А. Thakral, С. Jones та А. Adler, «Інтернет речей: віддалений моніторинг пацієнтів за допомогою веб-служб і хмарних обчислень», у матеріалах Міжнародної конференції IEEE 2014 року з Інтернету речей (iThings) , а також IEEE Green Computing and Communications (GreenCom) і IEEE Cyber, Physical and Social Computing (CPSCom) , стор. 256–263, Тайбей, Тайвань, вересень 2014 р.
13. М. Ху, Г. Чжай, Д. Лі та ін., «Поєднання методів ближнього інфрачервоного та теплового зображення для дистанційного та одночасного вимірювання частоти дихання та серцевих скорочень під час сну», PLoS One , том. 13, № 1, ID статті e0190466, 2018.
14. М. Качуї, М. М. Кіані, Х. Мохаммадзаде та М. Шабані, «Алгоритми оцінки артеріального тиску без манжети для постійного моніторингу охорони здоров'я», Transactions IEEE on Biomedical Engineering , том. 64, вип. 4, стор. 859–869, 2017.
15. С. Тулі, Н. Басуматарі, С. С. Гілл та ін., «Healthfog: інтелектуальна система охорони здоров'я на основі комплексного глибокого навчання для автоматичної діагностики захворювань серця в інтегрованих обчислювальних середовищах Iot і туману», Комп'ютерні системи майбутнього покоління , том. 104, стор. 187–200, 2020.
16. С. Ф. Хан, «Система моніторингу охорони здоров'я в Інтернеті речей (IoT) за допомогою RFID», у матеріалах 6-ї міжнародної конференції з промислових технологій та управління (ICITM) 2017 р ., стор. 198–204, Кембридж, Великобританія, березень 2017 р.
17. С. Дж. Парк, М. Субраманіам, С. Е. Кім та ін., «Розробка системи моніторингу охорони здоров'я людей похилого віку за допомогою

					123.KI-41	Арк.
						69
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- Інтернету речей», у «Досягнення людського фактору та ергономіки в охороні здоров'я », стор. 309–315, Спрінгер, Берлін, Німеччина, 2017 р.
- 18.С. М. Різул Іслам, Д. Квак, М. Хумаун Кабір, М. Хоссейн і К.-С. Квак, «Інтернет речей для охорони здоров'я: комплексне опитування», доступ IEEE , том. 3, стор. 678–708, 2015.
- 19.С.-С. Оук і П. Арул, Як розробити системи периферичного насичення киснем (SpO2) і оптичного моніторингу серцевого ритму (OHRM) за допомогою Afe4403 , Texas Instruments, Даллас, штат Техас, США, 2015 р.
- 20.О. Алі, А. Шреста, Дж. Соар та С. Ф. Вамба, «Можливості, проблеми та застосування охорони здоров'я з підтримкою хмарних обчислень: систематичний огляд», Міжнародний журнал управління інформацією , вип. 43, С. 146–158, 2018.
- 21.Р. А. Нафеа та М. Амін Алмайя, «Загрози кібербезпеці в хмарі: огляд літератури», у матеріалах Міжнародної конференції з інформаційних технологій (ICIT) 2021 р., стор. 779–786, Амман, Йорданія, липень 2021 р.
- 22.Я. А. Кадрі, А. Науман, Ю. Б. Зікрія, А. В. Василякос і С. В. Кім, «Майбутнє Інтернету речей у сфері охорони здоров'я: огляд нових технологій», IEEE Communications Surveys & Tutorials , том. 22, вип. 2, стор. 1121–1167, 2020.

					123.KI-41	Арк.
						70
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		