

Міністерство освіти і науки України
Державний заклад
«Луганський національний університет імені Тараса Шевченка»

Факультет технологій та інформаційних систем

Кафедра інформаційних технологій та систем

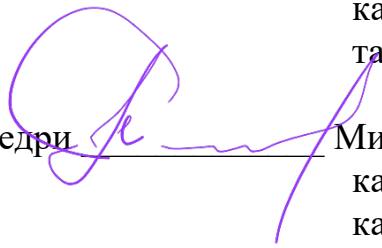
Канівець Максим Сергійович

**РОЗРОБЛЕННЯ НЕІНВАЗИВНОГО ГЛЮКОМЕТРА З
ДОДАТКОВИМИ ФУНКЦІЯМИ ВИЗНАЧЕННЯ ПУЛЬСУ ТА
НАСИЧЕННЯ КИСНЕМ КРОВІ ДЛЯ ІНСУЛІНОЗАЛЕЖНИХ
ПАЦІЄНТІВ НА БАЗІ ARDUINO**

**кваліфікаційна робота
здобувача вищої освіти першого (бакалаврського) рівня
освітньої програми «Комп'ютерна інженерія»
за спеціальністю 123 Комп'ютерна інженерія**

Особистий підпис  Максим КАНІВЕЦЬ

Науковий керівник  Володимир ДОНЧЕНКО,
старший викладач
кафедри інформаційних технологій
та систем

Завідувач кафедри  Микола СЕМЕНОВ,
кандидат педагогічних наук, доцент
кафедри інформаційних технологій
та систем

Міністерство освіти і науки України
Державний заклад «Луганський національний університет
імені Тараса Шевченка»

Факультет (інститут)	Факультет технологій та інформаційних систем (повна назва)
Кафедра	Кафедра інформаційних технологій та систем (повна назва)
Освітній ступень	Бакалавр (код, назва)
Напрямок підготовки	123 Комп'ютерна інженерія (код, назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри ІТС
М.А. Семенов

(підпис)

(ініціали, прізвище)

“ ”

2025 р.

ЗАВДАННЯ
НА ДИПЛОМНИЙ ПРОЕКТ (РОБОТУ) СТУДЕНТУ

Канівцю Максиму Сергійовичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема проекту (роботи)	Розроблення неінвазивного глюкометра з додатковими функціями визначення пульсу та насичення киснем крові для інсулінозалежних пацієнтів на базі ARDUINO
--------------------------	--

Керівник кваліфікаційної роботи

Донченко В.Ю. старший викладач

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджена наказом по університету

від

2. Строк подання студентом проекту (роботи)

3. Вихідні дані до роботи (проекту)

Розроблено комп'ютеризований

неінвазивний глюкометр на базі Arduino UNO

(визначаються кількісні або (та) якісні показники, яким повинен відповідати об'єкт розробки)

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити) **АНАЛІЗ ПРЕДМЕТНОЇ ОБЛАСТІ ТА МЕТОДІВ ВИМІРЮВАННЯ РІВНЯ ГЛЮКОЗИ В КРОВІ.**

ПРОЄКТУВАННЯ ПРИСТРОЮ МОНІТОРИНГУ ГЛЮКОЗИ З

ВИКОРИСТАННЯМ ІЧ-ТЕХНОЛОГІЙ.

РОЗРОБЛЕННЯ НЕІНВАЗИВНОГО ГЛЮКОМЕТРА НА БАЗІ ARDUINO.

(визначаються назви розділів або (та) перелік питань, які повинні увійти до тексту ПЗ)

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень)

6. Консультанти розділів проекту/роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв

7. Дата видачі завдання „ 10 ” жовтня 2025р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів дипломного проекту (роботи)	Строк виконання етапів проекту (роботи)	Примітка
	Вибір теми роботи, вивчення наукової літератури, затвердження теми та керівника.	До 15 жовтня	
	Аналіз літературних джерел за темою роботи. Розробка та апробація методики дослідно-експериментальної роботи. Подання структури теоретичної частини роботи та плану експериментальних досліджень.	Другий тиждень листопада (10 листопада)	
	Робота над теоретичною частиною. Подання теоретичної частини роботи для першого читання науковим керівником.	До 15 грудня	
	Усунення зауважень, урахування рекомендацій наукового керівника. Подання теоретичної частини роботи на друге читання.	До 28 січня	
	Проведення експериментальної роботи. Поетапний аналіз та обговорення її результатів. Перевірка стану виконання роботи.	Перший тиждень березня	
	Урахування рекомендацій наукового керівника, усунення недоліків, підготовка варіанта роботи до передзахисту. Розробка презентації.	До 31 березня	
	Попередній захист роботи на кафедрі	квітень	
	Доопрацювання роботи з урахуванням рекомендацій після передзахисту. Подання роботи науковому керівникові та рецензентові на підготовку відгуку та рецензії	За 10 днів до державної атестації	
	Подання на кафедру остаточного варіанта роботи, переплетеного та підписаного автором, науковим керівником і рецензентом.	За 5 днів до державної атестації	

Студент

підпис

М. С. Канівець

(ініціали, прізвище)

Керівник проекту (роботи)

підпис

В. Ю. Донченко

(ініціали, прізвище)

АНОТАЦІЯ

Канівець М. С.

Тема: Розроблення неінвазивного глюкометра з додатковими функціями визначення пульсу та насичення киснем крові для інсулінозалежних пацієнтів на базі ARDUINO.

Спеціальність: 123 «Комп'ютерна інженерія»

Установа: ЛНУ імені Тараса Шевченка, 2026 р.

Бакалаврська робота містить: 86 с., 53 рис., 10 табл., 24 джерел.

Об'єкт дослідження — процес неінвазивного визначення рівня глюкози в крові людини.

Предмет дослідження — методи та засоби оптичного вимірювання концентрації глюкози на основі ближнього інфрачервоного випромінювання із використанням мікроконтролерної платформи Arduino.

Мета роботи — розроблення та дослідження комп'ютеризованого неінвазивного глюкометра з використанням оптичного методу вимірювання рівня глюкози та додатковими функціями визначення пульсу та насичення киснем крові для інсулінозалежних пацієнтів на базі ARDUINO.

Результати роботи.

Роботу присвячено розробці та дослідженню комп'ютеризованої системи неінвазивного контролю рівня глюкози в крові на основі оптичних інфрачервоних технологій. У ході дослідження проаналізовано спектральні властивості біологічних тканин та обґрунтовано вибір ближнього інфрачервоного діапазону для побудови сенсорної системи. Практичним результатом роботи є створений макет неінвазивного глюкометра на базі мікроконтролера Arduino UNO з використанням датчика MAX30102, ІЧ-випромінювача та фотодетектора. Розроблено програмне забезпечення (C++ / Arduino IDE), яке забезпечує зчитування та обробку сигналів, прогнозування рівня глюкози, розрахунок сатурації та частоти серцевих скорочень, а також бездротову передачу даних через Bluetooth. Експериментальне тестування пристрою та оцінка його клінічної точності за методом Clarke Error Grid (сітка похибок Кларка) підтвердили працездатність макета та перспективність використання запропонованого оптичного методу для постійного моніторингу глікемії.

Ключові слова. ГЛЮКОЗА, НЕІНВАЗИВНИЙ ГЛЮКОМЕТР, ФОТОРЕЗИСТОР, ПРОПУСКАННЯ СВІТЛА, ВІДБИТТЯ СВІТЛА, ПРИЙМАЧ ВИПРОМІНЮВАННЯ, ВИПРОМІНЮВАЧ, МІКРОПРОЦЕСОРНА СИСТЕМА, ARDUINO UNO.

ABSTRACT

Kanivets Maksym Serhiiiovych

Theme: Development of a non-invasive glucometer with additional functions of determining pulse and blood oxygen saturation for insulin-dependent patients based on ARDUINO.

Speciality: 123 "Computer Engineering"

Institution: Luhansk Taras Shevchenko National University (LTSNU), 2026.

Diploma work contains: 86 pages, 53 Fig., 10 Table, 24 source.

A research object is the process of non-invasively determining the level of glucose in human blood.

The article of research methods and means of optical measurement of glucose concentration based on near-infrared radiation using the Arduino microcontroller platform.

An aim of research is development and research of a computerized non-invasive glucometer using an optical method of measuring glucose levels and additional functions of determining pulse and blood oxygen saturation for insulin-dependent patients based on ARDUINO.

Job performances. The work is devoted to the development and research of a computerized system for non-invasive blood glucose monitoring based on optical infrared technologies. During the study, the spectral properties of biological tissues were analyzed and the choice of the near-infrared range for building a sensor system was justified. The practical result of the work is the creation of a non-invasive glucometer model based on the Arduino UNO microcontroller using the MAX30102 sensor, IR emitter and photodetector. Software (C++ / Arduino IDE) was developed that provides signal reading and processing, glucose level prediction, saturation and heart rate calculation, as well as wireless data transmission via Bluetooth. Experimental testing of the device and assessment of its clinical accuracy using the Clarke Error Grid method confirmed the operability of the model and the prospects for using the proposed optical method for continuous glycemia monitoring.

Keywords. GLUCOSE, NON-INVASIVE GLUCOMETER, PHOTORESISTOR, LIGHT TRANSMISSION, LIGHT REFLECTION, RADIATION RECEIVER, EMITTER, MICROPROCESSOR SYSTEM, ARDUINO UNO.

ІТС.4КІ.0326.01-ВП

Розроблення неінвазивного глюкометра з додатковими функціями визначення пульсу та насичення киснем крові для інсулінозалежних пацієнтів на базі ARDUINO.

Позначення	Найменування	Кількість прим/стор	Місцезнаходження / Примітка
	Документація проєкту		
ІТС.4КІ.0326.02-ТЗ	Розроблення неінвазивного глюкометра з додатковими функціями визначення пульсу та насичення киснем крові для інсулінозалежних пацієнтів на базі ARDUINO	1/14	Формат А4
	Технічне завдання.		
ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ	Розроблення неінвазивного глюкометра з додатковими функціями визначення пульсу та насичення киснем крові для інсулінозалежних пацієнтів на базі ARDUINO	1/85	Формат А4
	Пояснювальна записка.		

					ІТС.4КІ.0326.01-ВП		
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата	ВІДОМІСТЬ ПРОЄКТУ		
Розроб.		Канівець М.С.					
Керівник		Донченко В.Ю.					
Реценз.		Козуб Ю.Г.					
Н. Контр.							
Зав. каф.		Семенов М.А..					
					Літ.	Арк.	Акрушів
						1	1
					ЛНУ		
					Кафедра ІТС, Гр.4КІ		

Міністерство освіти і науки України
Державний заклад «Луганський національний університет
імені Тараса Шевченка»

Факультет (інститут)

Факультет технологій та інформаційних
систем

(повна назва)

Кафедра

Кафедра інформаційних технологій та
систем

(повна назва)

(код, назва)

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ

на виконання програмної розробки (ПР):

**"РОЗРОБЛЕННЯ НЕІНВАЗИВНОГО ГЛЮКОМЕТРА З
ДОДАТКОВИМИ ФУНКЦІЯМИ ВИЗНАЧЕННЯ ПУЛЬСУ ТА
НАСИЧЕННЯ КИСНЕМ КРОВІ ДЛЯ ІНСУЛІНОЗАЛЕЖНИХ
ПАЦІЄНТІВ НА БАЗІ ARDUINO"**

ІТС.4КІ.0325.02-ТЗ

ПОГОДЖЕНО

Керівник кваліфікаційної роботи

Донченко В.Ю.

“ _____ ” 2026р

ВИКОНАВЕЦЬ

Студент групи 4КІ

Канівець М. С.

“ _____ ” 2026р

Лубни – 2026

ЗМІСТ

1. ВСТУП	3
2. ПРИЗНАЧЕННЯ ПРОДУКЦІЇ	3
3. МЕТА СТВОРЕННЯ СИСТЕМИ.....	4
4. ХАРАКТЕРИСТИКА ОБ'ЄКТА.....	5
4.1. Основні задачі та функції об'єкта	5
5. ВИМОГИ ДО СИСТЕМИ	6
5.1. Вимоги до системи в цілому	6
5.1.1. Вимоги до структури та функціонування системи	8
5.1.2. Вимоги до способів та засобів зв'язку між компонентами системи .	8
5.1.3. Вимоги до діагностування системи	9
5.1.4. Перспективи розвитку та модернізації системи	9
5.1.5. Вимоги до надійності системи	9
5.1.6. Вимоги до функцій та задач, які виконує система	10
5.1.7. Вимоги до апаратного забезпечення.....	11
5.1.8. Вимоги до програмного забезпечення.....	11
6. ТЕХНІКО-ЕКОНОМІЧНІ ВИМОГИ ДО КІНЦЕВОГО ПРОДУКТУ	12
7. ВИМОГИ ДО МАТЕРІАЛІВ ТА КОМПЛЕКТУЮЧИХ.....	12
8. ЕТАПИ ВИКОНАННЯ ПР.....	12
9. ПРИЙМАННЯ	13
10. ПОРЯДОК ВНЕСЕННЯ ЗМІН ДО ТЕХНІЧНОГО ЗАВДАННЯ, ЩО ЗАТВЕРДЖЕНО.....	14

					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ					
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата	ЗМІСТ	Літ.	Арк.	Акрушів		
Розроб.		Капівець М.С.						2	1	
Керівник		Донченко В.Ю.								
Реценз.		Козуб Ю.Г.								
Н. Контр.										
Зав. каф.		Семенов М.А.				ЛНУ Кафедра ІТС, Гр.4КІ				

1. ВСТУП

1.1 Найменування: Розроблення неінвазивного глюкометра з додатковими функціями визначення пульсу та насичення киснем крові для інсулінозалежних пацієнтів на базі ARDUINO.

1.2 Шифр ПР: АДР-15

1.3 Підстава до виконання ПР: Підставою для виконання даної розробки є завдання на дипломний проєкт.

1.4 Терміни розробки:

1.4.1 Початок 30 жовтня 2025р.

1.4.2 Закінчення 20 квітня 2026р.

1.5 Фінансується за рахунок коштів замовника.

2. ПРИЗНАЧЕННЯ ПРОДУКЦІЇ

2.1. Призначення:

Розроблюваний комп'ютеризований неінвазивний глюкометр призначений для визначення рівня глюкози в крові людини без порушення цілісності шкіри. Робота пристрою базується на використанні методів спектрального аналізу світлового випромінювання, що дозволяє отримувати інформацію про концентрацію глюкози неінвазивним способом. Завдяки цьому процедура вимірювання є безболісною, більш комфортною для користувача та не потребує застосування тест-смужок чи проколювання пальця.

Система повинна забезпечувати визначення рівня глюкози та автоматично відносити отримані результати до одного з трьох станів: нормального, допустимого або критичного рівня. Такий підхід дає можливість оперативно оцінювати стан користувача та своєчасно реагувати на можливі відхилення показників.

Розроблений глюкометр також має забезпечувати відображення результатів вимірювання на рідкокристалічному дисплеї у зручному для користувача вигляді. Окрім локального відображення даних, система повинна підтримувати передачу інформації до зовнішнього програмного забезпечення

					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		3

для подальшого аналізу та збереження результатів. Як програмна частина може використовуватись мобільний застосунок або desktop-додаток для персонального комп'ютера.

До структури системи входить модуль бездротової передачі даних із підтримкою технології Bluetooth. Його використання дозволяє організувати обмін інформацією між глюкометром та програмним забезпеченням у реальному часі, що спрощує моніторинг показників глюкози та підвищує зручність використання пристрою.

Окрім основної функції вимірювання рівня глюкози, у межах розробленої системи передбачається реалізація додаткової підсистеми, яка дозволяє визначати насиченість організму киснем (SpO_2) та частоту серцевих скорочень. Отримані значення цих фізіологічних параметрів обробляються мікроконтролером Arduino UNO та виводяться на LCD-дисплей, що забезпечує зручне відображення інформації для користувача в реальному часі.

Під час проектування пристрою передбачається розробка оптичного сенсора для вимірювання рівня глюкози, який базується на використанні світлодіодів, що випромінюють та приймають короткохвильове інфрачервоне випромінювання. Такий підхід дозволяє реалізувати безконтактне зчитування фізіологічних параметрів. Для підвищення точності вимірювань у схемі передбачено використання фільтрації шумів та підсилювача сигналу, який забезпечує перетворення струмового сигналу фотодетектора у напругу рівня мілівольт. Надалі виконується математична інтерпретація отриманої напруги у концентрацію глюкози, яка виражається в одиницях мг/дл або ммоль/л.

Програмна частина системи неінвазивного глюкометра повинна реалізовувати алгоритми обробки сигналів та розрахунку рівня глюкози з заданою точністю. Як еталонні дані використовуються результати, отримані класичним інвазивним методом вимірювання, що дозволяє оцінювати похибку та коректність роботи розробленого пристрою.

3. МЕТА СТВОРЕННЯ СИСТЕМИ

					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		4

Метою проектування комп'ютеризованого неінвазивного глюкометра є створення пристрою на базі мікроконтролера ATmega328, який забезпечує вимірювання рівня глюкози в крові без проколювання шкіри та забору біологічного матеріалу.

Принцип роботи пристрою ґрунтується на використанні явищ поглинання та відбиття світлового випромінювання в біологічних тканинах. При цьому система повинна забезпечувати достатню точність вимірювань, відображення результатів на периферійному дисплеї, а також передачу та збереження даних у зовнішньому програмному забезпеченні. У порівнянні з інвазивними методами, запропоноване рішення орієнтоване на підвищення зручності та комфорту користувача.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити такі основні завдання:

- дослідити існуючі підходи та методи вимірювання рівня глюкози в крові людини;
- проаналізувати неінвазивні технології визначення концентрації цукру;
- розробити структурну та електричну принципову схему комп'ютеризованого неінвазивного глюкометра;
- обґрунтувати вибір апаратних компонентів та проаналізувати їх технічні характеристики;
- розробити алгоритми вимірювання та обробки сигналів;
- створити програмне забезпечення для керування процесом вимірювання та обробки отриманих даних;
- провести тестування розробленого прототипу неінвазивного глюкометра.

4. ХАРАКТЕРИСТИКА ОБ'ЄКТА

4.1. Основні задачі та функції об'єкта

Основна мета даного проєкту полягає в ефективному використанні інфрачервоного датчика зі спеціально підібраною довжиною хвилі, здатного проникати через тканини пальця та здійснювати непряме визначення рівня

					<i>ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ</i>	Арк.
						5
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

глюкози в крові. Принцип роботи базується на проходженні інфрачервоного випромінювання крізь шкіру, його взаємодії з клітинами та біологічними рідинами, а також подальшому формуванні відбитого сигналу.

Після проходження через біологічні тканини відбите випромінювання приймається фотоприймачем, після чого передається на мікроконтролер Arduino UNO для подальшої обробки. На основі отриманих сигналів виконується розрахунок концентрації глюкози в крові. Для оцінки коректності роботи системи передбачається порівняння результатів, отриманих неінвазивним способом, з еталонними значеннями інвазивного вимірювання та визначення відсотка похибки між ними.

При проходженні світлового променя через біологічні тканини відбувається його ослаблення внаслідок процесів розсіювання та поглинання. Це зумовлено різними оптичними властивостями шарів шкіри та внутрішніх структур. Зокрема, через різницю показників заломлення міжклітинної рідини та клітинних мембран виникає ефект розсіювання світлового потоку. При цьому показник заломлення міжклітинної рідини є змінним і залежить від концентрації глюкози, тоді як оптичні властивості клітинних мембран можна вважати відносно стабільними.

Для реалізації неінвазивного вимірювання рівня глюкози використовується підхід, що ґрунтується на властивості ближнього інфрачервоного випромінювання проникати крізь шкіру та взаємодіяти з біологічними тканинами пальця. Після проходження через тканини частина світлового потоку відбивається, і цей сигнал реєструється фотодетектором. Отриманий фотосигнал перетворюється у електричний струм, який надалі конвертується в напругу та використовується для обчислення концентрації глюкози.

5. ВИМОГИ ДО СИСТЕМИ

5.1. Вимоги до системи в цілому

Під час проєктування комп'ютеризованого неінвазивного глюкометра необхідно передбачити розробку оптичного сенсорного вузла, який

					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ	Арк.
						6
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

складається з інфрачервоного випромінювача та фотодіодного приймача. Окрім цього, система повинна включати електронні каскади попередньої обробки сигналу, зокрема блок фільтрації шумів та каскад підсилення слабого сигналу, що надходить із фотодетектора.

Запропонована система базується на використанні оптичної технології ближнього інфрачервоного діапазону (NIR). Як джерело випромінювання обрано світлодіод із довжиною хвилі 940 нм, оскільки цей спектральний діапазон є придатним для аналізу змін оптичних властивостей біологічних тканин, пов'язаних із концентрацією глюкози в крові.

Сенсорний модуль складається з інфрачервоного випромінювача та фотоприймача, які розміщуються по різні боки вимірювальної області — кінчика пальця. Під час проходження через тканини пальця інфрачервоне випромінювання частково поглинається біологічними структурами, зокрема залежно від концентрації глюкози в крові, а частково проходить крізь тканину та реєструється фотодетектором. Таким чином, інтенсивність сигналу на виході фотоприймача є непрямо пов'язаною з рівнем глюкози.

Вихідний струм фотодетектора перетворюється у напругу, після чого сигнал проходить етапи фільтрації та підсилення. Отриманий аналоговий сигнал подається на вхід мікроконтролера Arduino, де виконується його подальша обробка.

Для визначення концентрації глюкози використовується математична модель на основі регресійного аналізу другого порядку, яка дозволяє встановити залежність між виміряним сигналом та рівнем глюкози в крові. Результат обчислень відображається на LCD-дисплеї у зручному для користувача форматі.

Програмна частина системи також забезпечує можливість перегляду та збереження результатів вимірювання у зовнішньому програмному середовищі після бездротової передачі даних через Bluetooth. Мікроконтролер (ATmega/Arduino-платформа) взаємодіє з програмним забезпеченням за допомогою Bluetooth-модуля HC-06.

					<i>ITC.4KI.0326.03-ПЗ</i>	Арк.
						7
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Загальна принципова схема системи включає сенсорний блок, каскади фільтрації та підсилення, а також модуль обробки даних. Сигнал, отриманий від фотодетектора у вигляді струму, після перетворення у напругу надходить до подальших етапів цифрової обробки.

5.1.1. Вимоги до структури та функціонування системи

Структура комп'ютеризованого неінвазивного глюкометра повинна забезпечувати можливість аналізу параметрів поглинання та відбиття інфрачервоного випромінювання в біологічних тканинах. На основі цього формується вимірювальний сенсорний блок, який є ключовим елементом системи.

Отриманий фотострум повинен бути перетворений у відповідний сигнал напруги, після чого виконуються його фільтрація та підсилення для зменшення впливу шумів і підвищення точності вимірювання. Далі оброблений сигнал передається на мікроконтролер Arduino UNO, який виконує обчислення та формування кінцевого результату.

Мікроконтролер забезпечує відображення отриманих даних на LCD-дисплеї, а також передачу інформації до зовнішнього програмного забезпечення для подальшого аналізу, збереження та візуалізації результатів.

Додатково в системі передбачено функціональні модулі для вимірювання насиченості крові киснем (SpO_2) та частоти серцевих скорочень. Для цього використовується оптичний сенсор MAX30100, який дозволяє отримувати відповідні фізіологічні показники в режимі реального часу.

Бездротовий обмін даними між Arduino UNO та зовнішнім програмним забезпеченням (ПК або мобільним пристроєм) реалізується за допомогою Bluetooth-модуля, що забезпечує зручну інтеграцію системи з програмною частиною та можливість моніторингу показників користувача.

5.1.2. Вимоги до способів та засобів зв'язку між компонентами системи

Для організації взаємодії між апаратними компонентами комп'ютеризованого неінвазивного глюкометра використовується макетна

					<i>ITC.4KI.0326.03-ПЗ</i>	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		8

плата (breadboard) та набір з'єднувальних провідників, що забезпечують швидке прототипування та гнучкість у налаштуванні електричних з'єднань.

Передача даних від апаратної частини до зовнішнього програмного забезпечення здійснюється бездротовим способом із використанням технології Bluetooth. Це дозволяє забезпечити стабільний обмін інформацією між мікроконтролером та ПК або мобільним пристроєм без необхідності фізичного підключення.

5.1.3. Вимоги до діагностування системи

Процес діагностики системи передбачає перевірку правильності підключення всіх апаратних компонентів, а також контроль їхньої працездатності відповідно до заздалегідь визначеного алгоритму тестування.

Програмна частина системи також підлягає діагностиці нарівні з апаратною. У цьому випадку основна увага приділяється перевірці коректності отримання, обробки та передачі даних, а також точності розрахунку рівня глюкози в крові.

Діагностичні процедури повинні виконуватися за встановленим регламентом у штатному режимі роботи системи. У випадку виявлення збоїв або некоректної роботи компонентів перевірка має проводитися негайно для оперативного усунення несправностей.

5.1.4. Перспективи розвитку та модернізації системи

Подальший розвиток комп'ютеризованого неінвазивного глюкометра передбачає можливість перенесення системи на інші апаратно-програмні платформи без втрати вже накопичених даних користувача.

Крім того, система має потенціал до розширення функціональності, зокрема шляхом інтеграції з більш комплексними медичними діагностичними платформами та сервісами моніторингу стану здоров'я.

5.1.5. Вимоги до надійності системи

Основними вимогами до надійності комп'ютеризованого неінвазивного глюкометра є стабільна та безвідмовна робота протягом заданого періоду експлуатації, а також безпечність використання для користувача.

					ITC.4KI.0326.03-ПЗ	Арк.
						9
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Надійність повинна забезпечуватися як на рівні апаратної частини, так і на рівні системного та прикладного програмного забезпечення.

Час відгуку системи має бути максимально наближеним до реального часу. При цьому пристрій не повинен чинити негативного впливу на організм людини. Отримані дані повинні бути максимально достовірними, з мінімальним рівнем шумів або їх повним усуненням на етапі обробки сигналу.

5.1.6. Вимоги до функцій та задач, які виконує система

Основною функцією комп'ютеризованого неінвазивного глюкометра є безболісне вимірювання рівня глюкози в крові, а також додатково — визначення насиченості крові киснем (SpO_2) та частоти серцевих скорочень.

Пристрій реалізується на основі оптичної технології ближнього інфрачервоного діапазону (NIR) з довжиною хвилі 940 нм, що є оптимальною для аналізу змін оптичних властивостей біологічних тканин, пов'язаних із концентрацією глюкози.

Сенсорний блок включає інфрачервоний випромінювач та фотоприймач, розташовані по різні боки вимірювальної області (кінчика пальця), що дозволяє реєструвати зміну інтенсивності світлового сигналу після проходження через тканини.

Вихідний струм фотодетектора перетворюється у напругу, після чого проходить етапи фільтрації та підсилення. Отриманий сигнал подається на мікроконтролер Arduino, де виконується подальша цифрова обробка.

Для визначення концентрації глюкози застосовується регресійна модель другого порядку, яка дозволяє встановити залежність між параметрами сигналу та фактичним рівнем глюкози. Результати обробки відображаються на LCD-дисплеї.

Програмне забезпечення забезпечує можливість перегляду та збереження даних після їх передачі через Bluetooth-інтерфейс. Зв'язок між мікроконтролером та зовнішнім застосунком реалізується через модуль HC-06.

					<i>ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ</i>	Арк.
						10
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Загальна структура системи включає сенсорний блок, каскади фільтрації та підсилення, а також модуль обробки та передачі даних. Сигнал від фотодетектора після перетворення у напругу використовується як вхідний параметр для подальших обчислень.

5.1.7. Вимоги до апаратного забезпечення

Апаратна частина комп'ютеризованого неінвазивного глюкометра повинна включати набір базових електронних компонентів, які забезпечують функціонування системи вимірювання, обробки та передачі даних.

До складу апаратного забезпечення входять такі основні елементи:

- мікроконтролер на базі ATmega328 — 1 шт.;
- блок живлення з можливістю регулювання вихідної напруги — 1 шт.;
- рідкокристалічний дисплей (LCD) — 1 шт.;
- фотодіод — 1 шт.;
- інфрачервоний світлодіод — 1 шт.;
- модуль MAX30100 для вимірювання пульсу та насичення крові киснем — 1 шт.;
- Bluetooth-модуль HC-06 для бездротової передачі даних — 1 шт.

Такий склад апаратних компонентів забезпечує реалізацію основних функцій системи та можливість розширення її функціональності в майбутньому.

5.1.8. Вимоги до програмного забезпечення

Системне програмне забезпечення комп'ютеризованого неінвазивного глюкометра повинно бути реалізоване із використанням мов програмування C/C++ та забезпечувати повний цикл керування апаратними компонентами пристрою.

Основними функціями програмного забезпечення є:

- керування роботою сенсорних модулів та інших компонентів системи;

					<i>ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ</i>	Арк.
						11
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- обробка сигналів, отриманих від датчиків;
- обчислення рівня глюкози в крові;
- передача отриманих даних до зовнішнього програмного середовища.

Програмна частина повинна підтримувати бездротову передачу даних із використанням технології Bluetooth. Крім того, система має забезпечувати прийом та обробку сигналів напруги, які надалі інтерпретуються у значення концентрації глюкози на основі експериментально визначених залежностей.

Зв'язок між Arduino UNO та LCD-дисплеєм реалізується апаратно через з'єднувальні провідники (джампери), а програмно — за допомогою спеціалізованої бібліотеки для керування LCD-інтерфейсом.

6. ТЕХНІКО-ЕКОНОМІЧНІ ВИМОГИ ДО КІНЦЕВОГО ПРОДУКТУ

Вартість робіт по розробці даної ПР визначається згідно договору на розробку. Вартість запропонованих аналогів повинна забезпечити економічну доцільність їх застосування.

7. ВИМОГИ ДО МАТЕРІАЛІВ ТА КОМПЛЕКТУЮЧИХ

7.1. Вимоги до екологічної безпечності під час експлуатації.

Не пред'являються.

7.2. Спеціальні вимоги до кінцевого продукту.

Не пред'являються.

7.3. Вимоги до безпеки для населення під час експлуатації продукції.

Не пред'являються.

8. ЕТАПИ ВИКОНАННЯ ПР.

Етапи виконання ПР можуть уточнювати згідно календарного плану робіт по узгодженню між замовником та виконавцем

№	Етапи виконання роботи				Термін виконання та обсяг робіт	звітні матеріали
1	Аналіз розробки програмного комплексу та розробка першої					Частковий програмний
					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ	
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		
						Арк.
						12

№	Етапи виконання роботи	Термін виконання та обсяг робіт	звітні матеріали
	версії. Аналіз вимог. Розробка структури. Попереднє тестування		комплекс на ЕОМ замовника, що виконує всі основні функції та звітна документація п.8.2
2	Коректування структури. Розробка допоміжних функцій. Розробка остаточної версії програмного комплексу та його опрацювання. Тестування		Готовий програмний комплекс на ЕОМ замовника та звітна документація п.8.2
3	Доопрацювання окремих модулів та навчання користувачів. Розробка звітних матеріалів згідно п.8 цього ТЗ		звітні матеріали згідно пункту 8

9. ПРИЙМАННЯ

7.1. Необхідні вимоги для впровадження ПР та завершення робіт.

Оцінка результатів розробки і доцільність її продовження здійснюється замовником по представленню наступних матеріалів:

- встановлений програмний комплекс на ЕОМ замовника;
- перелік файлів на резервному носії;
- стислий опис роботи ПР та опис всіх файлів, які необхідні для роботи ПР.
- перелік документів
 - Технічне завдання
 - Пояснювальна записка

7.2. Перелік звітих документів, необхідних для прийняття етапів роботи:

- стислий опис результатів етапу у вигляді анотованого звіту(для 1 та 2 етапів);
- частковий програмний комплекс на ЕОМ замовника згідно календарного плану робіт;

					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ	Арк.
						13
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- акт приймання продукції.

7.3. Загальний перелік до приймання звітних документів, макетів, експериментальних зразків.

До приймання пред'являються: акт здачі-приймання продукції, акт впровадження ПР.

7.4. Тестування ПР

Тестування виконується до "Програми та методики тестування", яка розробляється виконавцем та затверджується замовником

10. ПОРЯДОК ВНЕСЕННЯ ЗМІН ДО ТЕХНІЧНОГО ЗАВДАННЯ, ЩО ЗАТВЕРДЖЕНО.

Дане технічне завдання може уточнюватися в процесі розробки ПР при узгодженні сторін з оформленням доповнень до ТЗ.

					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		14

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ДЗ «ЛУГАНСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ІМЕНІ ТАРАСА ШЕВЧЕНКА»

Факультет технологій та інформаційних систем
(назва факультету, інституту)

Інформаційних технологій та систем
(назва кафедри)

Пояснювальна записка
до дипломного проекту (роботи)
БАКАЛАВРА
(освітньо-кваліфікаційний рівень)

на тему:

**РОЗРОБЛЕННЯ НЕІНВАЗИВНОГО ГЛЮКОМЕТРА З ДОДАТКОВИМИ
ФУНКЦІЯМИ ВИЗНАЧЕННЯ ПУЛЬСУ ТА НАСИЧЕННЯ КИСНЕМ
КРОВІ ДЛЯ ІНСУЛІНОЗАЛЕЖНИХ ПАЦІЄНТІВ НА БАЗІ ARDUINO**

Виконав: студент 4 курсу, групи ____
напряму підготовки (спеціальності)
123 «Комп'ютерна інженерія»
(шифр і назва напряму підготовки, спеціальності)

Канівець М. С.
(прізвище та ініціали)

Керівник **Донченко В. Ю.**
(прізвище та ініціали)

Рецензент **Козуб Ю. Г.**
(прізвище та ініціали)

Лубни – 2026 року

ЗМІСТ

ВСТУП.....	3
РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ ПРЕДМЕТНОЇ ОБЛАСТІ ТА МЕТОДІВ	
ВИМІРЮВАННЯ РІВНЯ ГЛЮКОЗИ В КРОВІ.....	7
1.1. Теоретичні основи та класифікація цукрового діабету.....	7
1.2. Спектральні характеристики біологічних тканин і рідин.....	12
1.2.1. Оптичні параметри тканин та крові	12
1.2.2. Фізіологічні особливості крові	16
1.2.3 Спектральні властивості гемоглобіну.....	18
1.3. Класифікація методів вимірювання рівня глюкози в крові.....	19
1.4. Оптичні методи неінвазивної діагностики глюкози.....	21
1.5 Огляд та аналіз об'єктів інтелектуальної власності	26
1.6. Огляд та аналіз сучасних неінвазивних глюкометрів	31
Висновки до розділу	34
РОЗДІЛ 2. ПРОЄКТУВАННЯ ПРИСТРОЮ МОНІТОРИНГУ ГЛЮКОЗИ З	
ВИКОРИСТАННЯМ ІЧ-ТЕХНОЛОГІЙ	36
2.1 Технологія неінвазивного вимірювання рівня глюкози на основі ІЧ-випромінювання	36
2.2 Обґрунтування вибору компонентів проєктованої системи.....	41
2.2.1 Функції і призначення Arduino Uno у системі неінвазивного глюкометра	42
2.2.2. Функціональність та призначення пульсоксиметра МАХ30102 у комп'ютеризованому глюкометрі	47
2.2.3. Функції і призначення рідкокристалічного дисплею у системі неінвазивного глюкометра.....	52
2.2.4. Bluetooth модуль HC-05	57
Висновки до розділу	60

					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ				
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата					
Розроб.		Канівець М.С.			ЗМІСТ	Лім.	Арк.	Акрушів	
Керівник		Донченко В.Ю.					2	2	
Реценз.		Козуб Ю.Г.				ЛНУ Кафедра ІТС, Гр.4КІ			
Н. Контр.									
Зав. каф.		Семенов М.А.							

РОЗДІЛ 3. РОЗРОБЛЕННЯ НЕІНВАЗИВНОГО ГЛЮКОМЕТРА НА БАЗІ ARDUINO	62
3.1 Загальний принцип роботи пристрою та його структурна, функціональна, принципово електрична схеми	62
3.2. Розробка алгоритмів роботи та опрацювання даних неінвазивного глюкометра	65
3.3. Розробка алгоритмів функціонування неінвазивного глюкометра	68
3.4. Тестування розробленого неінвазивного глюкометра	73
Висновки до розділу	79
ВИСНОВКИ	81
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	83
ДОДАТОК А	86
ДОДАТОК Б	90

ВСТУП

Цукровий діабет є одним із найпоширеніших хронічних захворювань сучасності, що характеризується порушенням обміну глюкози та потребує постійного контролю її концентрації в крові. За даними міжнародних медичних організацій, кількість хворих на діабет щороку зростає, а сама хвороба стає однією з основних причин розвитку серцево-судинних, неврологічних та ниркових ускладнень. Ефективність лікування та профілактики ускладнень безпосередньо залежить від регулярного моніторингу рівня глюкози.

Традиційні методи вимірювання глікемії базуються на інвазивному підході, що передбачає проколювання шкіри та використання тест-смужок. Незважаючи на високу точність, такі методи створюють дискомфорт для пацієнтів, особливо при необхідності багаторазових вимірювань протягом доби. Саме тому одним із перспективних напрямів розвитку медичного приладобудування є створення неінвазивних систем контролю рівня глюкози, які дозволяють проводити вимірювання без порушення цілісності шкіри.

Особливий інтерес становлять оптичні методи неінвазивної діагностики, засновані на аналізі поглинання та розсіювання інфрачервоного випромінювання біологічними тканинами. Використання ближнього інфрачервоного спектра дозволяє отримувати інформацію про концентрацію глюкози шляхом аналізу змін інтенсивності світлового сигналу після проходження крізь тканини людини. Поєднання таких методів із сучасними мікроконтролерними платформами та цифровими алгоритмами обробки даних відкриває можливості для створення компактних, мобільних і доступних систем моніторингу.

Актуальність роботи полягає у необхідності розроблення доступного неінвазивного глюкометра, здатного забезпечити безболісний та оперативний контроль рівня глюкози в крові із застосуванням сучасних оптичних технологій та мікроконтролерних засобів.

					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ								
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата									
Розроб.		Канівець М.С.			ВСТУП				Літ.	Арк.	Акрушіє		
Керівник		Донченко В.Ю.									4	4	
Реценз.		Козуб Ю.Г.							ЛНУ Кафедра ІТС, Гр.4КІ				
Н. Контр.													
Зав. каф.		Семенов М.А.											

Об'єкт дослідження — процес неінвазивного визначення рівня глюкози в крові людини.

Предмет дослідження — методи та засоби оптичного вимірювання концентрації глюкози на основі ближнього інфрачервоного випромінювання із використанням мікроконтролерної платформи Arduino.

Мета роботи — розроблення та дослідження комп'ютеризованого неінвазивного глюкометра з використанням оптичного методу вимірювання рівня глюкози та додатковими функціями визначення пульсу та насичення киснем крові для інсулінозалежних пацієнтів на базі ARDUINO.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити такі завдання:

- проаналізувати сучасні методи вимірювання рівня глюкози в крові;
- дослідити особливості оптичних методів неінвазивної глюкометрії;
- виконати аналіз сучасних неінвазивних глюкометрів та патентних рішень;
- розробити структурну, функціональну та принципову схеми пристрою;
- реалізувати алгоритми обробки даних та програмне забезпечення для Arduino;
- провести тестування макета пристрою та оцінити точність вимірювань;
- проаналізувати перспективи вдосконалення системи.

Для вирішення поставлених задач використовувались методи моделювання та програмування; положення теорії автоматичного керування; методи створення автоматизованих вимірювальних мікропроцесорних систем; методи математичної статистики та обробки експериментальних результатів.

Практична цінність роботи полягає у створенні експериментального макета неінвазивного глюкометра, який може бути основою для подальшого вдосконалення портативних систем безперервного моніторингу глюкози.

У першому розділі проведено аналіз предметної області неінвазивного контролю рівня глюкози в крові. Розглянуто особливості цукрового діабету, його вплив на організм людини та необхідність постійного моніторингу глікемії.

					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ	Арк.
						4
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Досліджено спектральні властивості біологічних тканин, крові та гемоглобіну, а також принципи взаємодії оптичного випромінювання з біологічними середовищами.

Виконано класифікацію сучасних методів вимірювання рівня глюкози на інвазивні, малоінвазивні та неінвазивні. Проаналізовано основні оптичні методи неінвазивної глюкометрії, зокрема інфрачервону, Раманівську, фотоакустичну та поляризаційну спектроскопію. Також здійснено огляд сучасних патентних рішень і комерційних систем моніторингу глюкози, що дозволило визначити перспективний напрям розроблення власного пристрою на основі оптичних ІЧ-технологій.

У другому розділі досліджено фізичні основи неінвазивного вимірювання рівня глюкози за допомогою ближнього інфрачервоного випромінювання. Проаналізовано процеси поглинання та розсіювання світла в біологічних тканинах, а також вплив концентрації глюкози на характеристики оптичного сигналу.

На основі проведеного аналізу обґрунтовано вибір інфрачервоного діапазону для побудови системи моніторингу. Визначено основні технічні вимоги до сенсорної системи та мікроконтролерної платформи. Розглянуто принципи побудови оптичного сенсора та методи обробки отриманих сигналів для подальшого визначення концентрації глюкози.

У третьому розділі виконано безпосередню розробку комп'ютеризованого неінвазивного глюкометра на базі Arduino UNO. Створено структурну, функціональну та принципову електричну схеми пристрою. Реалізовано сенсорний модуль на основі ІЧ-випромінювача, фотодетектора та датчика MAX30102 для визначення рівня сатурації та частоти серцевих скорочень.

Розроблено алгоритми функціонування системи та програмне забезпечення мовою C++ у середовищі Arduino IDE. Програмна логіка забезпечує зчитування та обробку сигналів, обчислення прогнозованого рівня глюкози, визначення фізіологічних параметрів організму, відображення результатів на дисплеї та передачу даних через Bluetooth.

					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ	Арк.
						5
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Проведено тестування створеного макета шляхом порівняння результатів із еталонним інвазивним методом вимірювання. Виконано оцінювання похибок та аналіз клінічної точності за методом Clarke Error Grid. Отримані результати підтвердили працездатність пристрою та перспективність використання оптичних методів для неінвазивного контролю рівня глюкози в крові.

					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ	Арк.
						6
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ ПРЕДМЕТНОЇ ОБЛАСТІ ТА МЕТОДІВ ВИМІРЮВАННЯ РІВНЯ ГЛЮКОЗИ В КРОВІ

1.1. Теоретичні основи та класифікація цукрового діабету

Цукровий діабет (ЦД) — це хронічне метаболічне захворювання, що характеризується порушенням процесу трансформації поживних речовин в енергію. В основі патології лежить стійке підвищення рівня глюкози в крові (гіперглікемія), що виникає через дефіцит інсуліну або нездатність клітин організму адекватно на нього реагувати.

Механізм розвитку захворювання пов'язаний із функцією підшлункової залози: у відповідь на зростання цукру в крові вона виділяє інсулін. Цей гормон слугує своєрідним «ключем», який відкриває клітинам доступ до глюкози, підтримуючи таким чином енергетичний гомеостаз. При діабеті цей ланцюг розривається, що призводить до надмірної концентрації цукру в судинах. Хронічний перебіг хвороби без належного контролю загрожує серйозними ускладненнями: серцево-судинними розладами, втратою зору та нирковою недостатністю.

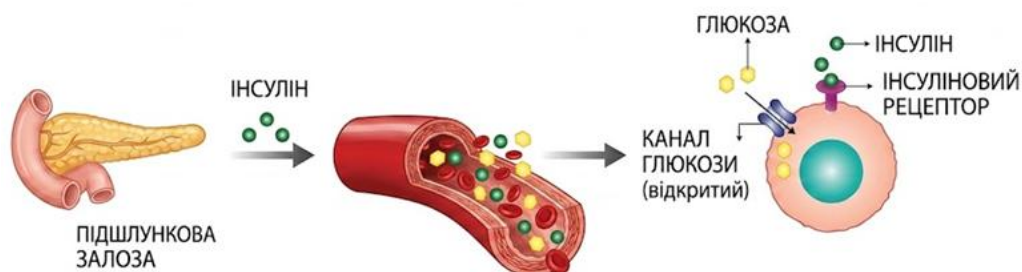


Рис. 1.1. Схематичне представлення механізму транспорту глюкози в клітину за участю інсуліну

Згідно з сучасними уявленнями (рис. 1.1), ЦД є етіологічно неоднорідною групою хвороб. Основними клінічними проявами, на які варто звертати увагу, є:

- Поліурія та полідипсія (надмірне виділення сечі та сильна спрага);

					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ		
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата	РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ ПРЕДМЕТНОЇ ОБЛАСТІ ТА МЕТОДІВ ВИМІРЮВАННЯ РІВНЯ ГЛЮКОЗИ В КРОВІ		
Розроб.	Канівець М.С.						
Керівник	Донченко В.Ю.						
Реценз.	Козуб Ю.Г.						
Н. Контр.							
Зав. каф.	Семенов М.А.				ЛНУ Кафедра ІТС, Гр.4КІ		
					Літ.	Арк.	Акрушів
						8	29

- Поліфагія (підвищений апетит);
- Різка втрата ваги.

Оскільки інсулін регулює поглинання глюкози м'язовими та жировими тканинами, його роль є критичною для загальної стабільності метаболізму. Своєчасна ідентифікація зазначених симптомів не лише полегшує діагностику, а й сприяє вдосконаленню методів лікування та профілактики захворювання [4-6].

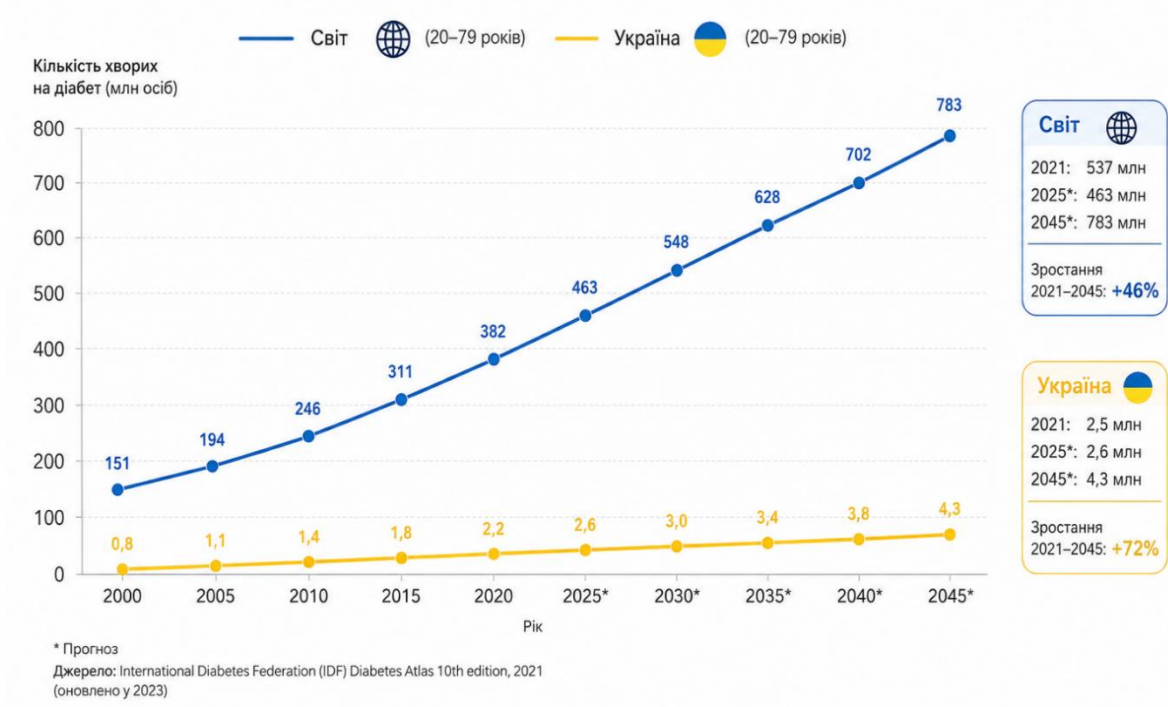


Рис. 1.2. Тенденція зростання хворих на діабет з часом

Типова симптоматика цукрового діабету охоплює поліурію, полідипсію, зміни маси тіла, підвищену втомлюваність, порушення зору та зниження імунітету (рис. 1.3). Механізм розвитку симптомів пов'язаний із осмотичною дією цукру: накопичуючись у крові, він «витягує» воду з тканин, що призводить до зневоднення та сухості повітря, яке вдихає хворий.



Рис. 1.3. Симптоми діабету

Компенсаторна потреба у великій кількості рідини часто стає першим сигналом хвороби, особливо у пацієнтів із 2-м типом діабету. Хоча дефіцит інсуліну та втрата рідини сприяють зниженню ваги (особливо при 1-му типі), порушення харчової поведінки може призводити й до ожиріння. Згідно з джерелом [7], втрата ваги при ЦД зумовлена не тільки дегідратацією, а й комплексними порушеннями обміну речовин.

Погано контрольований діабет обох типів неминуче вражає «органі-мішені». При першому типі основними загрозами є ураження нирок та сліпота, тоді як при другому — системне затвердіння артерій (атеросклероз). Це створює передумови для серцевих нападів, болю у грудях та некрозу тканин стоп.

Діабет також «старить» очі, провокуючи появу катаракти у відносно молодому віці. Найпідступнішим ускладненням є ретинопатія. У проліферативній формі організм намагається компенсувати пошкодження судин, створюючи нові, проте вони дуже слабкі. Їхні розриви призводять до крововиливів у сітківку, а подальше рубцювання тканини може буквально відірвати сітківку від очного дна.

Очні симптоми зазвичай з'являються тоді, коли врятувати зір стає дуже важко. Тому регулярні огляди у офтальмолога — це не рекомендація, а

необхідність для збереження здатності бачити. У разі критичних змін сучасна медицина пропонує лазерну корекцію як спосіб зупинити прогресування сліпоти.

Цукровий діабет класифікують на три основні типи: 1-й тип, 2-й тип та гестаційний діабет. Кожна форма має специфічну етіологію, клінічну картину та стратегію терапії.

Цукровий діабет 1-го типу (ЦД1) традиційно називають інсулінозалежним або ювенільним. Це найтяжча форма патології, що виникає внаслідок аутоімунного руйнування бета-клітин острівців Лангерганса підшлункової залози. Імунна система помилково ідентифікує ці клітини як чужорідні агенти й знищує їх, що призводить до абсолютного дефіциту інсуліну. Хоча точні тригери не встановлені, ключову роль відіграє генетична схильність (часто у поєднанні з іншими аутоімунними процесами в сімейному анамнезі) та зовнішні фактори, як-от перенесені інфекції (наприклад, епідемічний паротит). ЦД1 частіше діагностують у дітей та молоді, причому пік захворюваності часто припадає на осінньо-зимовий період.

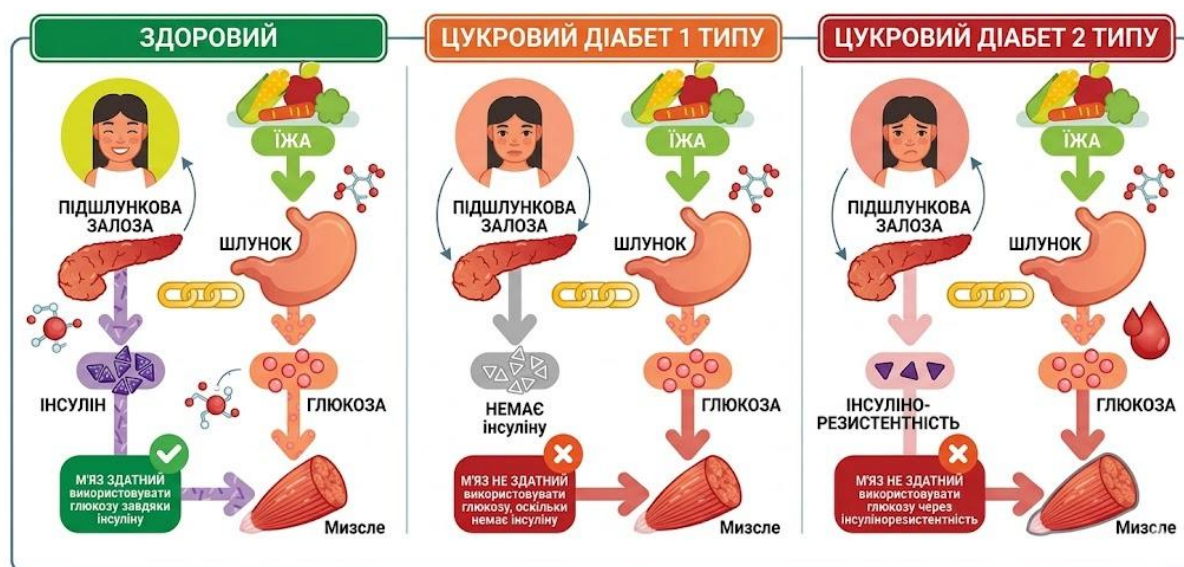


Рис. 1.4. Порівняльна характеристика обміну глюкози: норма, дефіцит інсуліну (Тип 1) та резистентність до інсуліну (Тип 2)

Цукровий діабет 2-го типу (ЦД2) — найбільш розповсюджена форма, що охоплює близько 90% усіх клінічних випадків. На відміну від першого типу, ЦД2 характеризується інсулінорезистентністю — станом, при якому клітини організму втрачають чутливість до інсуліну. Факторами ризику є вік (понад 45 років), надмірна маса тіла та гіподинамія. На ранніх етапах підшлункова залоза

намагається компенсувати резистентність гіперсекрецією інсуліну, проте згодом її функціональні резерви виснажуються, що призводить до стійкої гіперглікемії.

Гестаційний діабет виникає під час вагітності та характеризується тимчасовим підвищенням рівня глюкози в плазмі крові. Діагноз базується на результатах перорального глюкозотолерантного тесту або вимірюваннях глікемії під час виношування дитини.

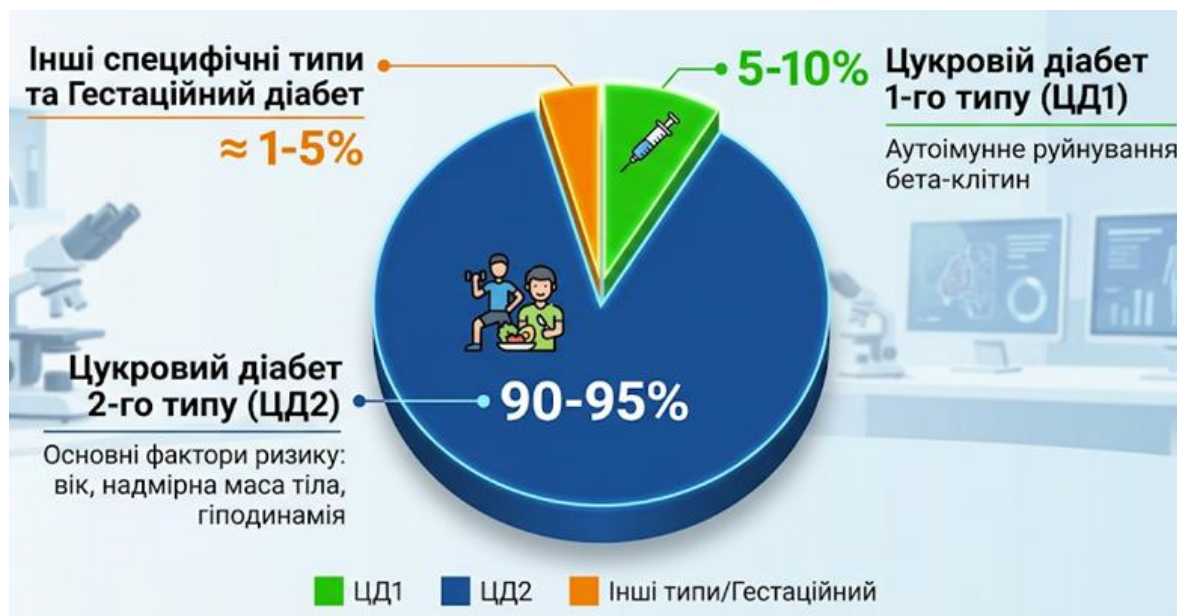


Рис 1.5. Співвідношення хворих на ЦД 1-го та 2-го типу в загальній структурі захворюваності

Цукровий діабет 2-го типу (ЦД2), раніше відомий як інсулінонезалежний діабет дорослих, є найпоширенішою формою патології, охоплюючи 90-95% усіх пацієнтів (рис. 1.5). При цій формі підшлункова залоза зберігає здатність синтезувати інсулін, проте його кількості недостатньо для подолання клітинної резистентності, або ж механізм його взаємодії з рецепторами тканин є дефектним.

Ключова функція інсуліну полягає в регуляції поглинання глюкози м'язовою, печінковою та жировою тканинами для подальшої енергопродукції. Основною патофізіологічною ланкою ЦД2 є інсулінорезистентність — зниження чутливості клітин до гормону, що перешкоджає нормальному транспорту цукру з кровотоку. У відповідь на це бета-клітини підшлункової залози спочатку працюють у режимі гіперсекреції, проте з часом їхній ресурс вичерпується, що призводить до хронічної гіперглікемії.

Факторами, що прискорюють прогресування хвороби, є надмірне споживання вуглеводів, абдомінальне ожиріння, підвищений рівень кортизолу та процеси глікації білків, що стимулюють передчасне старіння тканин. Неконтрольований рівень цукру спричиняє деструкцію судин різного калібру, що згодом призводить до поліорганної недостатності.

Гестаційний цукровий діабет (ГЦД) розвивається виключно під час вагітності. Основним чинником є фізіологічне зростання інсулінорезистентності в другому та третьому триместрах під впливом плацентарних гормонів. У цей період потреба організму в інсуліні може подвоюватися. Якщо підшлункова залоза не здатна компенсувати ці зміни, виникає гіперглікемія. Скринінг на ГЦД зазвичай проводиться на 24–28 тижнях вагітності за допомогою перорального глюкозотолерантного тесту.

1.2. Спектральні характеристики біологічних тканин і рідин

1.2.1. Оптичні параметри тканин та крові

Визначення спектральних властивостей біологічних об'єктів є критично важливим для реалізації терапевтичних і діагностичних методик. Це дає змогу точно підібрати оптичне волокно з необхідною пропускнуою здатністю для реєстрації процесів у конкретному діапазоні довжин хвиль [1, 2].

Взаємодія світлового випромінювання з біосубстратами має складний характер через їхню виражену оптичну неоднорідність. Різноманітність і змішаний склад компонентів тканини зумовлюють наявність різних показників заломлення. Ефективний показник заломлення в біологічних середовищах може змінюватися як поступово, так і стрибкоподібно на межах розділу різних структурних елементів.

Такі просторові флуктуації призводять до появи ефектів розсіювання, відбиття та поглинання. Незважаючи на здатність світла проникати вглиб тканини на кілька сантиметрів, інтенсивне розсіювання часто стає перешкодою для отримання чіткої візуалізації патологічних змін у біоматеріалі [1].

Поглинання — ще один ключовий фактор, який лімітує глибину проникнення випромінювання в тканину. Ступінь цього поглинання залежить від концентрації основних хромофорів. До головних компонентів, що

					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		12

визначають оптичний відгук у діапазоні від 190 нм (УФ) до 10 мкм (ІЧ), належать:

- вода (складає близько 75% маси тіла);
- кров (гемоглобін);
- меланосоми (пігменти);
- епідерміс та судинна мережа [1].

Оптичний профіль гіподерми значною мірою формується вмістом меланіну. На рис. 1.6 наведено коефіцієнти поглинання для ключових біологічних складників, що дозволяє оцінити їхній внесок у загальну аттенуацію світла.

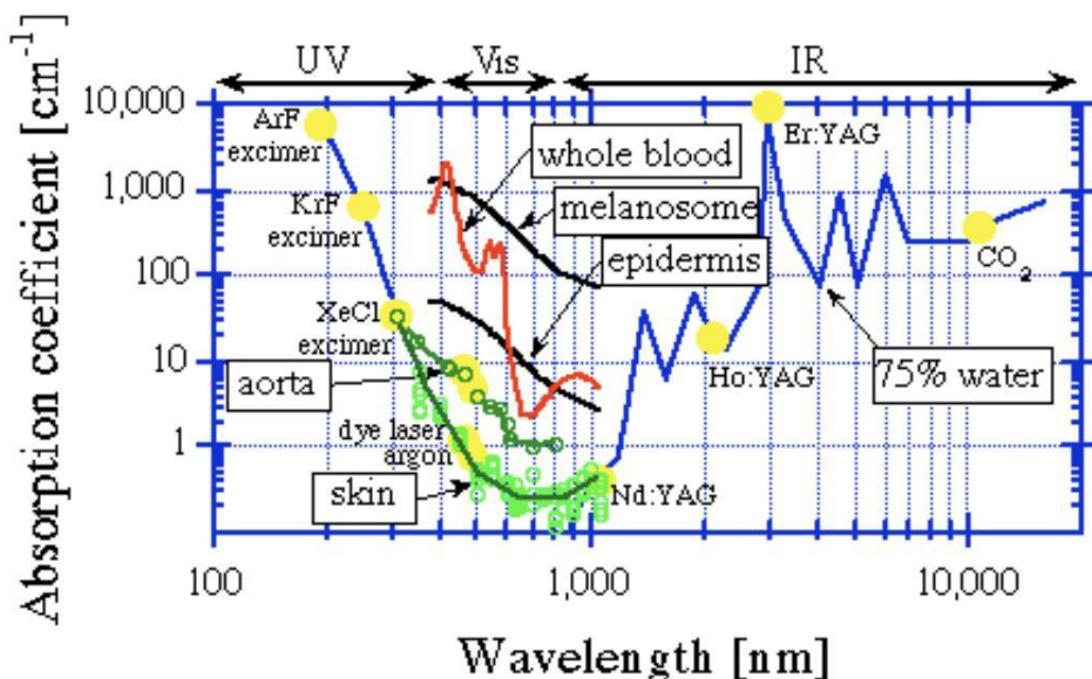


Рис. 1.6. Властивості поглинання основних біологічних тканин і рідин [1]

Значна частина біологічних тканин характеризується низьким рівнем поглинання у спектральному вікні від 600 до 1500 нм (рис. 1.7). Цей діапазон охоплює спектр від помаранчевого сектору видимого випромінювання до ближньої інфрачервоної області (NIR).

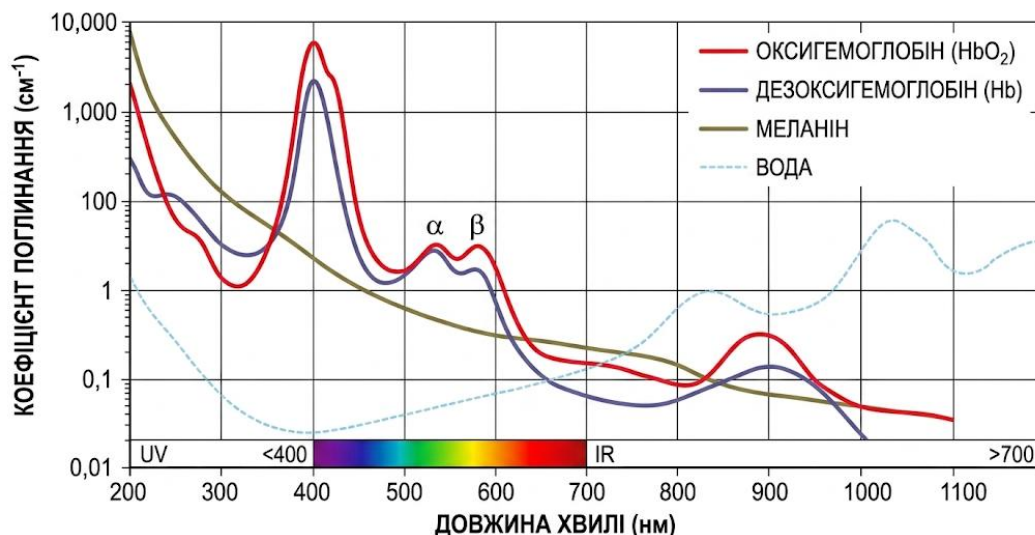


Рис. 1.7. Спектри поглинання світлової енергії основними хромофорами шкіри [3]

Ультрафіолетовий, видимий та інфрачервоний діапазони характеризуються низьким коефіцієнтом поглинання власне води. У цих межах загальне поглинання переважно визначається спектральними характеристиками основних біологічних пігментів: меланіну, що міститься у шкірі, а також гемоглобіну та оксигемоглобіну, які знаходяться у крові [3].

На рис. 1.8 продемонстровано залежність глибини проникнення світлового випромінювання від довжини хвилі. Окрім того, наведені дані ілюструють світлорозсіювальні властивості крові, які динамічно змінюються залежно від фізіологічних та патологічних процесів, що відбуваються в організмі [2].

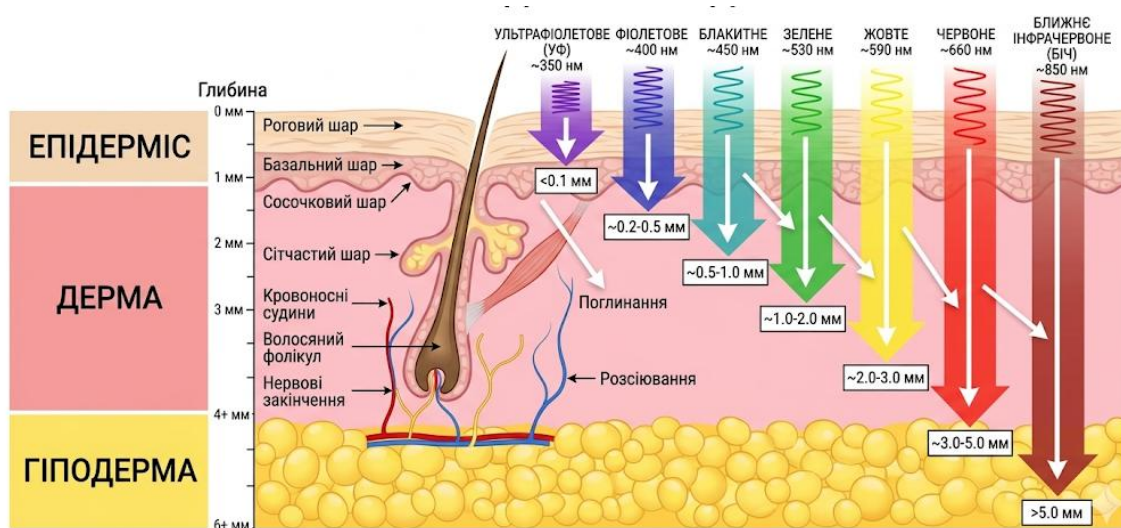


Рис. 1.8. Структура шкіри та глибина проникнення світлового випромінювання для різних довжин хвиль [2]

Взаємодія оптичного випромінювання з поверхнею людського тіла супроводжується низкою фізичних явищ: частковим відбиттям, розсіюванням, поглинанням, а також проходженням крізь різні структурні шари тканин.

На рис. 1.9 представлені показники коефіцієнта відбиття при взаємодії світла зі шкірним покривом. Для слабопігментованої шкіри цей показник становить 43–55%. Слід зазначити наявність гендерних відмінностей: у чоловіків рівень відбиття зазвичай на 5–7% нижчий, ніж у жінок. Водночас пігментована шкіра відбиває світло на 6–8% менш інтенсивно порівняно зі світлою [2].

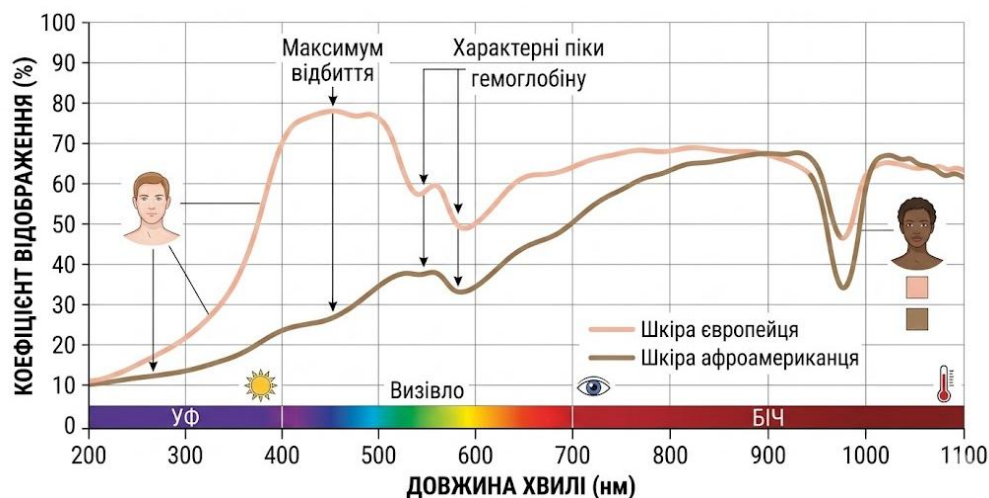


Рис. 1.9. Відносні коефіцієнти відображення шкіри європейця і афроамериканця [3]

При ковзному падінні променів на поверхню коефіцієнт відбиття суттєво зростає, досягаючи значень до 90%. Саме спектральні характеристики біологічних тканин і рідин визначають їхню здатність пропускати випромінювання.

Різні структурні шари тканин демонструють неоднакову поглинальну здатність залежно від довжини хвилі. Глибина проникнення світла суттєво варіюється залежно від діапазону: при переході від ультрафіолетового (УФ) до ближнього інфрачервоного (ІЧ) вона збільшується з 1 мкм до 2,5 мм, тоді як у дальньому ІЧ-діапазоні цей показник знижується до 0,3–0,5 мм [2].

Окрему роль у поглинальних властивостях крові відіграє оксигенований гемоглобін. Він інтенсивно поглинає випромінювання, починаючи з УФ-спектра і до межі 600 нм, причому пік поглинання зафіксовано на довжині хвилі 585 нм [2].

1.2.2. Фізіологічні особливості крові

Загальний об'єм крові в організмі людини становить у середньому 6–8% від маси тіла (приблизно 5–6 літрів). Кров складається з рідкої фази — плазми (55–60%) та завислих у ній формених елементів (40–45%): еритроцитів, лейкоцитів і тромбоцитів. Структурний склад крові представлено на рис. 1.10. Співвідношення між об'ємом плазми та формених елементів визначається як гематокритне число (гематокрит).



Рис. 1.10. Компонентний склад крові [4]

Ключову роль у процесі життєдіяльності відіграють еритроцити, основна функція яких — дихальна. Вони забезпечують транспортування кисню від альвеол легень до тканин і дифузію вуглекислого газу у зворотному напрямку, а також беруть участь у підтримці кислотно-лужного балансу (pH) [3]. Еритроцити містять гемоглобін — складний залізовмісний білок червоного кольору. Порівняно з молекулою води, структура гемоглобіну є значно складнішою та багатокомпонентною (рис. 1.11).

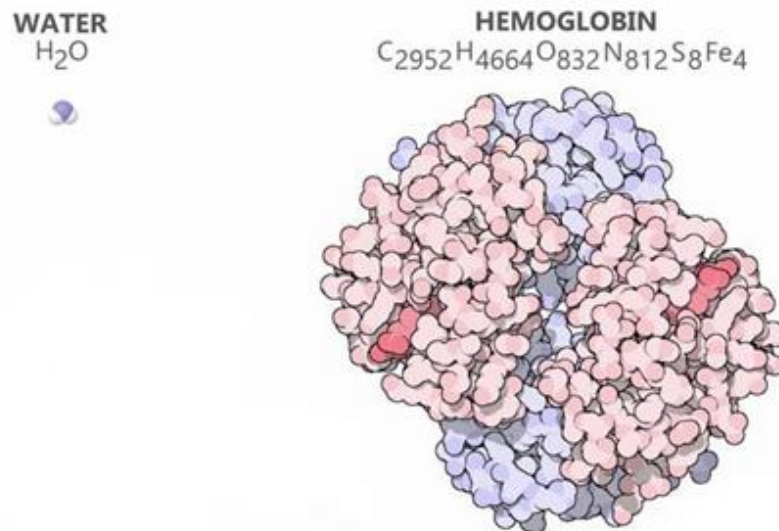


Рис. 1.11. Схематичне порівняння молекулярної будови води та гемоглобіну [5]

Молекула гемоглобіну складається з білкової частини — глобіну — та небілкової простетичної групи — гему, що містить залізо [5]. Як показано на рис. 1.12, гемоглобін має четвертинну структуру, сформовану чотирма субодинацями, кожна з яких містить іон заліза у вільному стані, здатному до зворотного зв'язування з газами [6].

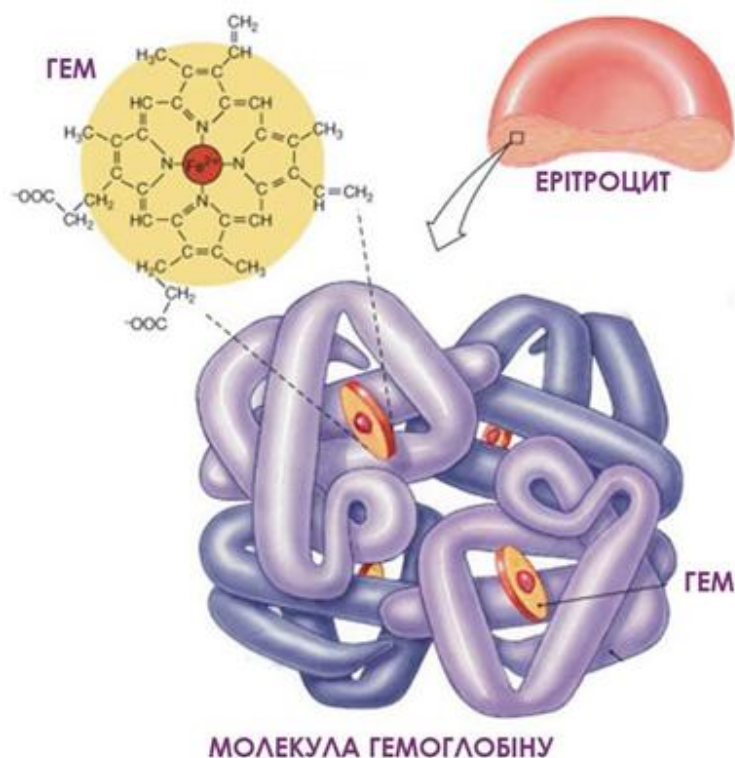


Рис. 1.12. Просторова структура молекули гемоглобіну [6]

Розрізняють фізіологічні та патологічні форми гемоглобіну, що виникають у процесі метаболізму або під впливом зовнішніх чинників.

До фізіологічних форм належать:

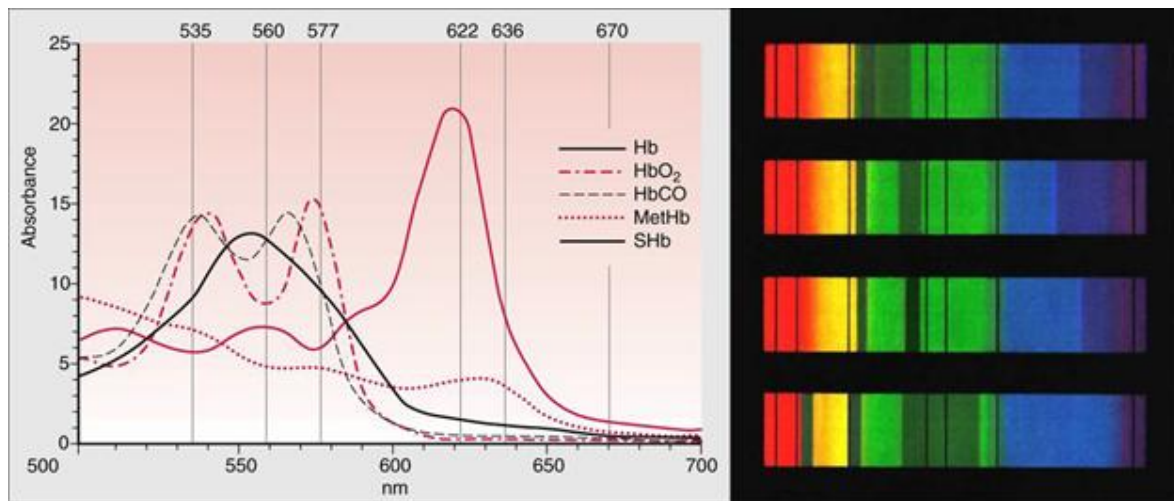
- Оксигемоглобін (HbO_2): сполука з киснем, що домінує в артеріальній крові та надає їй яскраво-червоного забарвлення.
- Дезоксигемоглобін (Hb): відновлений гемоглобін, що утворюється після віддачі кисню тканинам.
- Карбгемоглобін (HbCO_2): результат взаємодії гемоглобіну з вуглекислим газом; характерний для венозної крові, що зумовлює її темно-вишневий відтінок [6].

Патологічні форми гемоглобіну включають:

- Карбоксигемоглобін (HbCO): стійка сполука, що виникає при отруєнні чадним газом (CO). Вона блокує здатність крові транспортувати кисень.
- Метгемоглобін (HbMet): форма, що утворюється під дією сильних окисників (нітритів, нітратів та деяких медикаментів), де залізо переходить у тривалентний стан, втрачаючи функцію перенесення кисню [6].

1.2.3 Спектральні властивості гемоглобіну

Поглинання оптичного випромінювання на різних довжинах хвиль є унікальною характеристикою для кожної речовини, що можна порівняти з ідентифікацією людини за відбитками пальців. На рис. 1.13 наведено спектри поглинання та емісії світла для найбільш поширених форм гемоглобіну, що зустрічаються в організмі людини.



а)

б)

Рис. 1.13. Спектри поглинання загальних форм гемоглобіну [7,8]: а) оксигемоглобіну, дезоксигемоглобіна, метгемоглобіну, карбоксигемоглобіна і сульфгемоглобіна [7]; б) гемоглобін, оксигемоглобіну, карбоксигемоглобіна метгемоглобіну

Існує пряма залежність між концентрацією гемоглобіну та рівнем поглинання світла: зі зростанням вмісту гемоглобіну об'єм поглинутої енергії збільшується. Навпаки, при зменшенні об'єму крові або концентрації пігменту поглинання послаблюється, що призводить до зростання інтенсивності зареєстрованого світлового сигналу. Таким чином, зміна концентрації гемоглобіну є обернено пропорційною інтенсивності детеклабелованого випромінювання.

Це дає можливість кількісно визначити вміст гемоглобіну, використовуючи модифікований закон Бугера — Ламберта — Бера, який враховує особливості розсіювання світла в біологічних тканинах.

1.3. Класифікація методів вимірювання рівня глюкози в крові

У межах даної роботи проведено аналіз сучасних підходів до визначення глікемії та розроблено класифікацію методів, яку представлено на рис. 1.14.



Рис. 1.14. Класифікація методів дослідження концентрації глюкози

Сучасні методи діагностики рівня глюкози в організмі класифікують на три основні групи: інвазивні, малоінвазивні та неінвазивні.

1. **Інвазивні методи.** Базуються на повному підшкірному або внутрішньовенному доступі. Вони реалізуються або через прямий забір крові для лабораторного аналізу, або за допомогою імплантованих сенсорів (повністю занурених або трансдермальних). Такі системи зазвичай використовують бездротовий зв'язок із зовнішнім контролером. Принцип їхньої дії ґрунтується на ферментативному окисненні глюкози з подальшим електрохімічним або оптичним аналізом продуктів реакції [9, 10]. Також до цієї групи належать пристрої, що працюють за принципом мікродіалізу.

2. **Малоінвазивні методи.** Передбачають мінімальну травматизацію шкірного покриву. До них належать:

- Лазерна перфорація та нано голки: використання кремнієвих голок (діаметром $<0,1$ мм) для отримання мікророзрізка крові.
- Сенсорні мікроголки: забезпечують безперервний доступ до біоматеріалу шляхом високочастотних проколів, де аналіз здійснюється електрохімічним методом [9].

- Іонофорез: метод, при якому слабкий електричний струм стимулює спрямований рух поляризованих молекул крізь пори дерми. Це спричиняє вихід мікрокрапель інтерстиціальної рідини на поверхню сенсора для подальшого аналізу [9].
- Сонофорез: застосування низькочастотного ультразвуку для впливу на роговий шар шкіри. Ультразвукові коливання підвищують проникність епідермісу, що стимулює вихід інтерстиціальної рідини, концентрація глюкози в якій корелює з її вмістом у крові [9, 10].

3. Неінвазивні методи. Є найбільш перспективними, оскільки не порушують цілісність тканин і не викликають больових відчуттів. Дослідження проводяться шляхом аналізу біологічних секретів (сльози, слина, піт, вушна сірка) або через шкірні покриви без їх пошкодження. Основними напрямками розвитку неінвазивного контролю є:

- фотоакустична спектроскопія;
- оптична оклюзія;
- оптична когерентна томографія;
- поляризаційна спектроскопія.

1.4. Оптичні методи неінвазивної діагностики глюкози

На сьогодні неінвазивний моніторинг рівня глюкози є одним із пріоритетних напрямів медичного приладобудування. Найбільшого поширення набули методи, що ґрунтуються на оптичному детектуванні (табл. 1.1). Принцип їхньої дії полягає у фокусуванні світлового потоку на певній ділянці біологічної тканини.

При проходженні крізь тканини та органи падаюче випромінювання зазнає трансформацій внаслідок взаємодії з різними структурними шарами. Такі компоненти, як вода, гемоглобін, меланін, ліпіди та безпосередньо глюкоза, спричиняють селективну абсорбцію (поглинання) світла. Крім того, на кожній довжині хвилі інтенсивність сигналу, що пройшов крізь об'єкт, залежить від морфологічних особливостей тканини: товщини шарів, структури дерми, наявності кісткових структур та розподілу біологічних рідин [11].

					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ	Арк.
						21
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Методи оптичної глюкометрії [11]

№ п/п	Технологія	Визначення
1.	Спектральний аналіз в ІЧ області*	Аналіз поглинутого або відбитого випромінювання на певних довжинах хвиль інфрачервоного діапазону.
2.	Раманівська спектроскопія	Використання лазерного променя для збудження неупругого розсіювання світла, що відповідає коливальним рівням молекул.
3.	Фотоакустична спектроскопія	Лазерне збудження середовища, що створює акустичний відгук; спектр формується залежно від параметрів налаштування лазера.
4.	Розсіювання	Вимірювання параметрів розсіяного світла для детектування структурних або концентраційних змін у речовині.
5.	Поляризація	Визначення кута обертання площини поляризації світла, що проходить крізь середовище, оскільки глюкоза є оптично активною речовиною.

* Обмежений поверхнею епідермісу

Для прецизійного визначення концентрації глюкози в межах оптичних методів застосовується аналіз наступних параметрів сигналу:

- зміна довжини хвилі (спектральний зсув);
- стан поляризації світла;
- варіації інтенсивності випромінювання.

Одним із перспективних підходів є спектральний аналіз в інфрачервоній (ІЧ) області, схему якого представлено на рис. 1.15. У даному випадку лазерний промінь середнього ІЧ-діапазону, спрямований на шкіру, викликає локальне теплове розширення середовища. Це призводить до генерації акустичної хвилі, характеристики якої (амплітуда, фаза) безпосередньо залежать від коефіцієнта поглинання тканини, а також від її фізико-хімічних властивостей: коефіцієнта

					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ	Арк.
						22
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

теплого розширення та швидкості поширення звуку в конкретному біосередовищі.

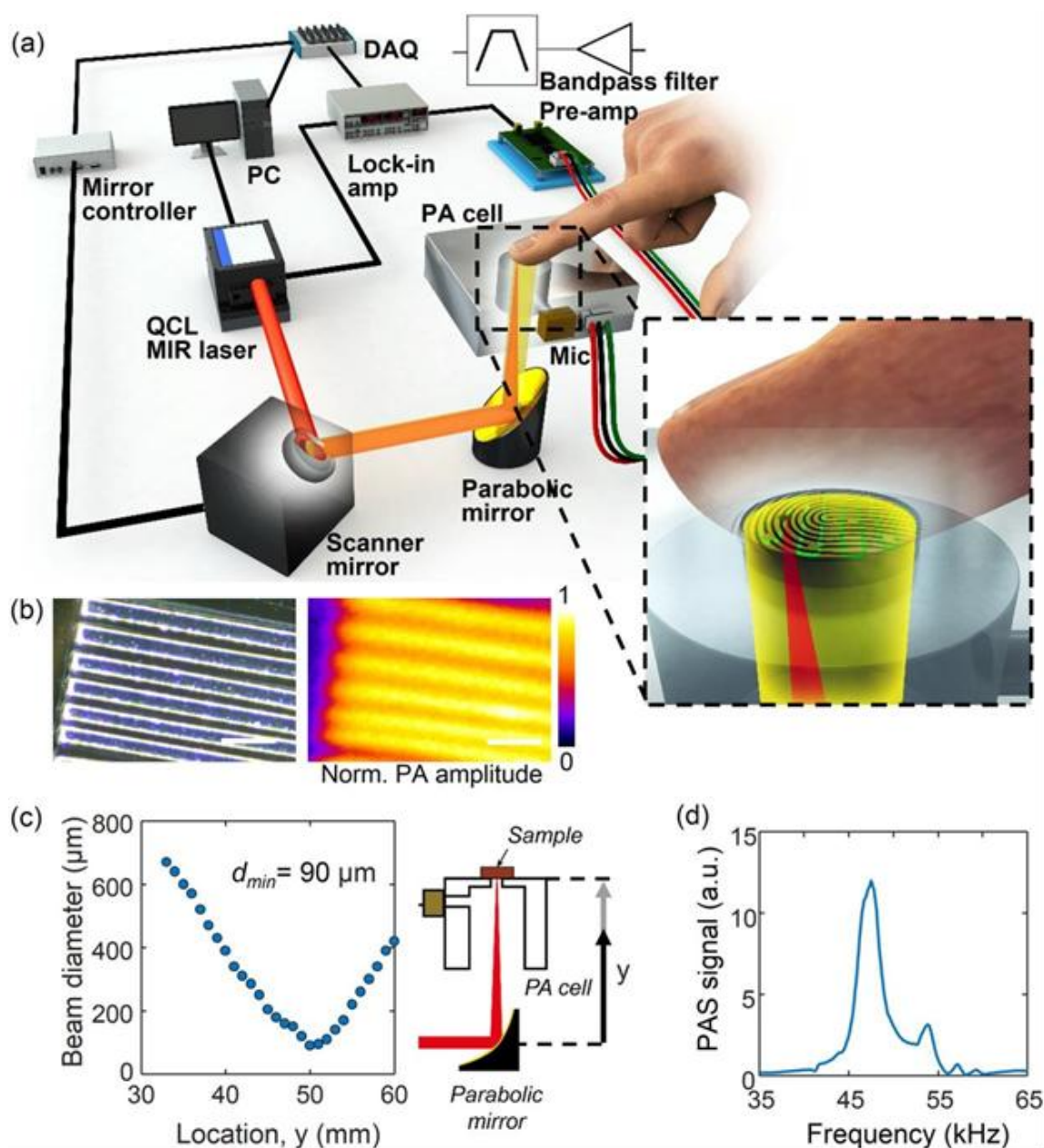


Рис. 1.15. Метод спектрального аналізу для визначення глюкози в ІЧ області [12]: а) схематичне зображення системи позиційної скануючої фотоакустичної спектроскопії; б) оптична мікрофотографія і фотоакустичний зображення структур тканин; в) діаметр променя після відбиття від параболічного дзеркала, мінімум 90 мкм на фокусній відстані 50,4 мм від параболічного дзеркала. д) фотоакустичний спектр в частотній області, де пік розташований при 47,5 кГц, з еталонним зразком стрічки сажі.

На відміну від ближнього інфрачервоного діапазону, у середньому ІЧ-спектрі глюкоза демонструє виражене характерне поглинання, зумовлене валентними коливаннями та деформаціями молекулярних зв'язків у діапазоні 800–1200 см^{-1} . Попри обмежену глибину проникнення випромінювання середнього ІЧ-діапазону в шкіру (< 100 мкм), воно досягає інтерстиціальної (міжклітинної) рідини. Ця рідина локалізується під роговим шаром, товщина якого становить лише 15–20 мкм.

Встановлено, що інтерстиціальна рідина має низку переваг для діагностики порівняно з іншими біосередовищами (сльозою, слиною чи сечею):

Мінімальна затримка: час запізнювання концентрації глюкози відносно її рівня в крові становить лише 5–15 хвилин.

Чистота матриці: склад інтерстиціальної рідини є значно простішим за склад крові та представлений переважно глюкозою, альбуміном і незначною кількістю лактату [12].

Для трансдермальної Раманівської спектроскопії *in vivo* інформативним сигналом є спектри комбінаційного розсіювання молекул глюкози, що містяться в інтерстиціальній рідині під епідермісом. Сучасні високопродуктивні раманівські спектрометри вже пройшли апробацію в межах клінічних досліджень, зокрема під час пероральних тестів на толерантність до глюкози (OGTT) у людей та тестів на фіксацію рівня глюкози у тварин [13]. Експериментальну установку на основі цього методу представлено на рис. 1.16.

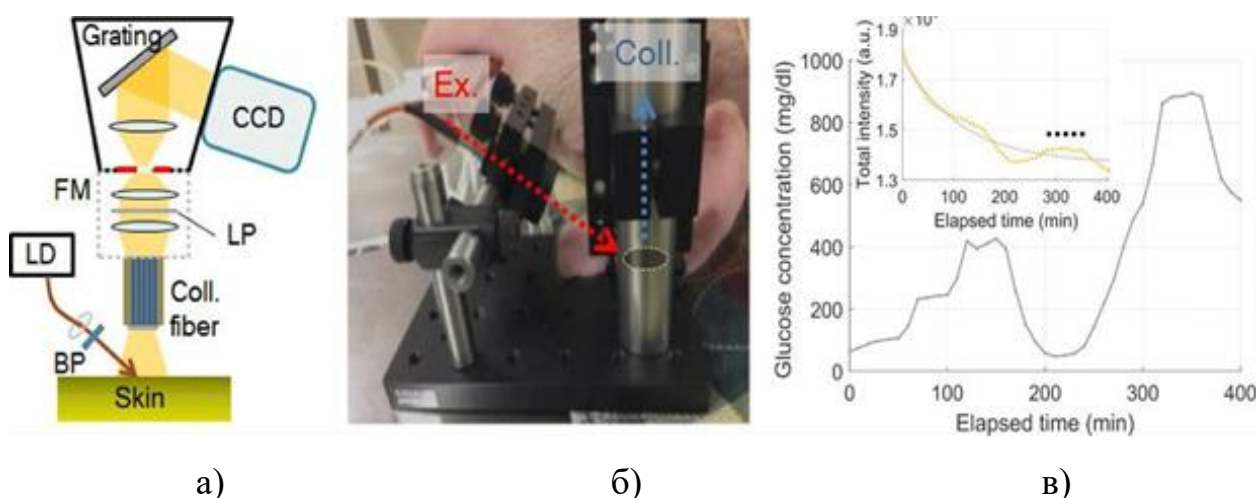


Рис. 1.16. Система спектроскопії комбінаційного розсіювання [13]:

а) принципова оптична схема системи для вимірювань *in vivo* на шкірі;

					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		24

б) зовнішній вигляд (фотографія) вимірювального зонда;

в) динамічний профіль концентрації глюкози, отриманий під час експерименту.

Фотоакустична спектроскопія ґрунтується на вимірюванні фізичних параметрів рідких середовищ під впливом модульованого електромагнітного випромінювання. Для цього використовуються довжини хвиль у діапазонах (1,55–1,85) мкм або (2,1–2,3) мкм. Метод реалізується шляхом реєстрації амплітуди акустичної хвилі, що виникає внаслідок періодичного теплового розширення біологічних тканин при поглинанні енергії променя [14]. Схему відповідного пристрою наведено на рис. 1.17.

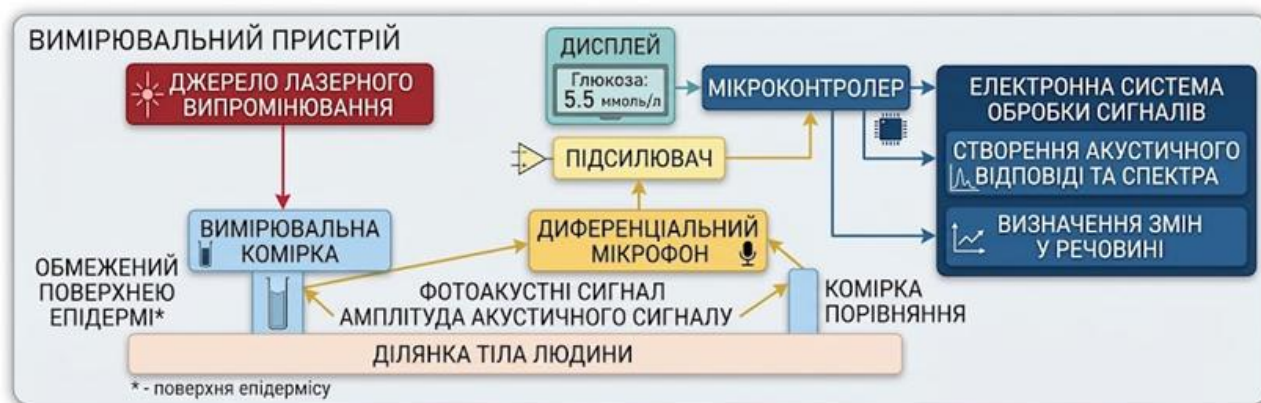


Рис. 1.17. Блок-схема фотоакустичного аналізатора рівня глюкози [14]

Для мінімізації впливу фонових шумів у конструкції використовується диференціальний мікрофон, який нівелює завади шляхом порівняння сигналів основної та еталонної вимірювальних комірок. Фотоакустичні методи демонструють вищу чутливість порівняно зі стандартними спектроскопічними підходами, проте вони є більш вразливими до коливань параметрів зовнішнього середовища (температури, тиску).

Поляризаційний метод застосовується для кількісного аналізу концентрації глюкози шляхом оцінки її оптичної активності. Одним із підходів є вимірювання відбиття випромінювання від кришталіка ока під кутом Брюстера або аналіз тангенціального оптичного шляху (рис. 1.18) [14].

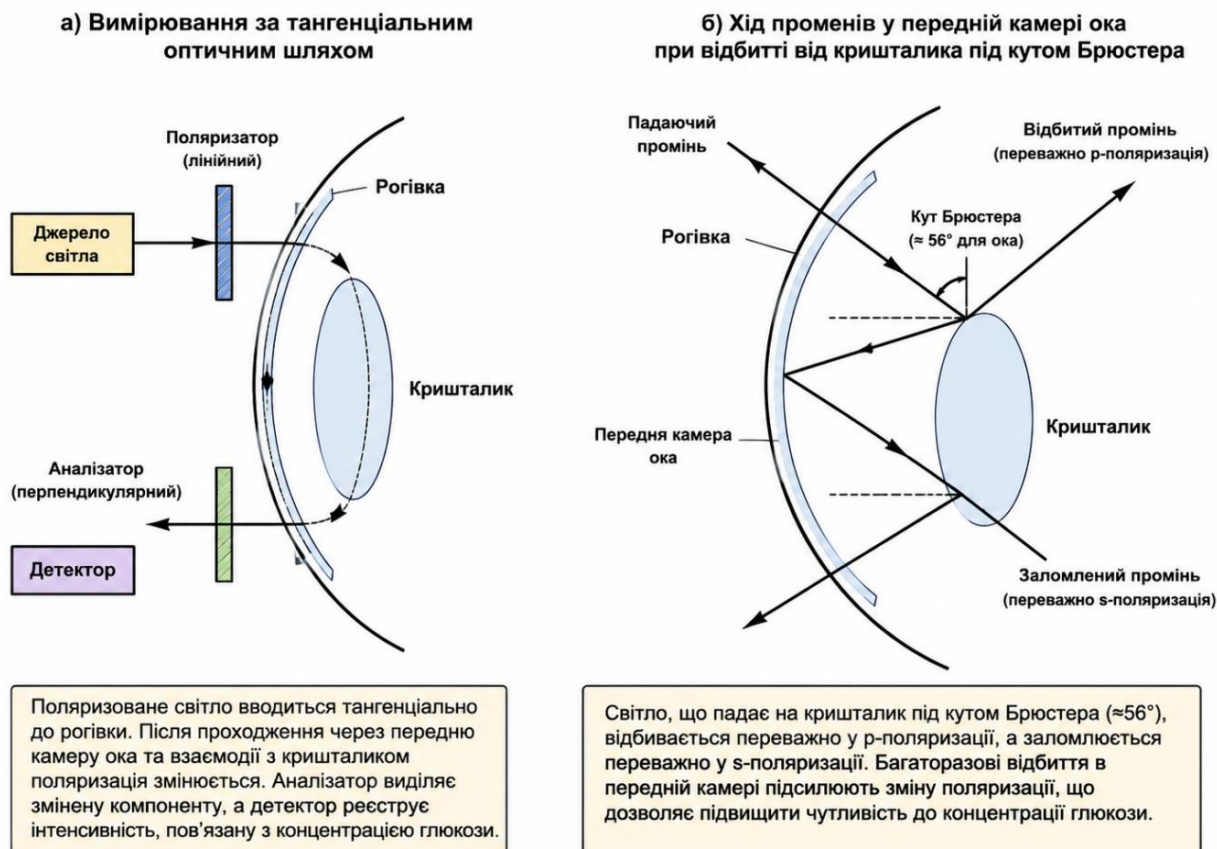


Рис. 1.18. Поляризаційні підходи до детектування глюкози [14]: а) вимірювання за тангенціальним оптичним шляхом; б) хід променів у передній камері ока при відбитті від кришталіка під кутом Брюстера.

Оскільки глюкоза діє як оптичний ротатор (здатна обертати площину поляризації світла), водяниста волога (гуморальна рідина) передньої камери ока є оптимальним об'єктом для таких досліджень через свою високу прозорість та низький вміст інших оптично активних речовин.

1.5 Огляд та аналіз об'єктів інтелектуальної власності

Патентна активність у сфері неінвазивного моніторингу глюкози характеризується значним обсягом розробок, що базуються на різних фізичних принципах, таких як ІЧ-спектроскопія, фотоакустичний ефект та біоімпедансний аналіз.

На сьогодні світова патентна база налічує понад 1600 запатентованих технічних рішень (рис. 1.19). Комерційна реалізація надійного неінвазивного пристрою стане фундаментальним кроком у покращенні якості життя пацієнтів із цукровим діабетом, які потребують безперервного глікемічного контролю.

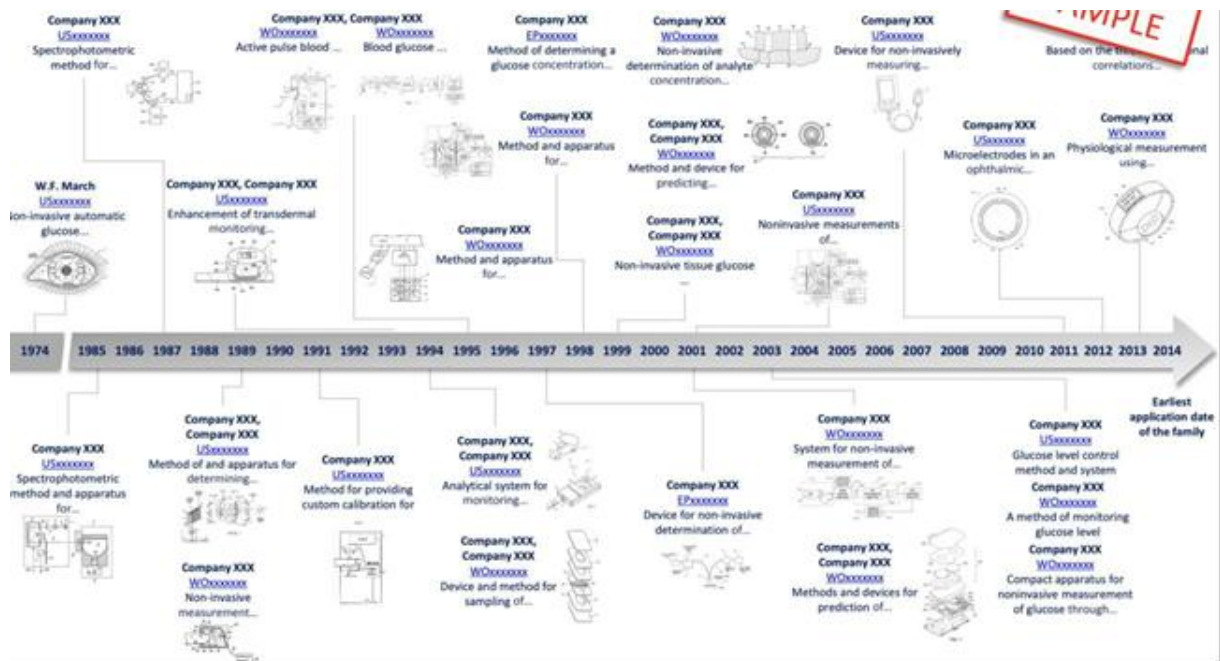


Рис. 1.19. Динаміка розвитку технологій неінвазивної діагностики глюкози [15]

У межах даної роботи проведено систематизацію патентів та відповідних технічних засобів моніторингу (рис. 1.20), що дозволило виявити найбільш перспективні конструктивні рішення.



Рис. 1.20. Аналітичний огляд патентної бази та засобів вимірювання [15]

В дипломному проєкті проаналізовано сучасні зразки портативних глюкометрів з метою вибору прототипу для подальшої розробки. Зокрема, розглянуто неінвазивний пристрій [16], конструктивну схему якого наведено на рис. 1.21.

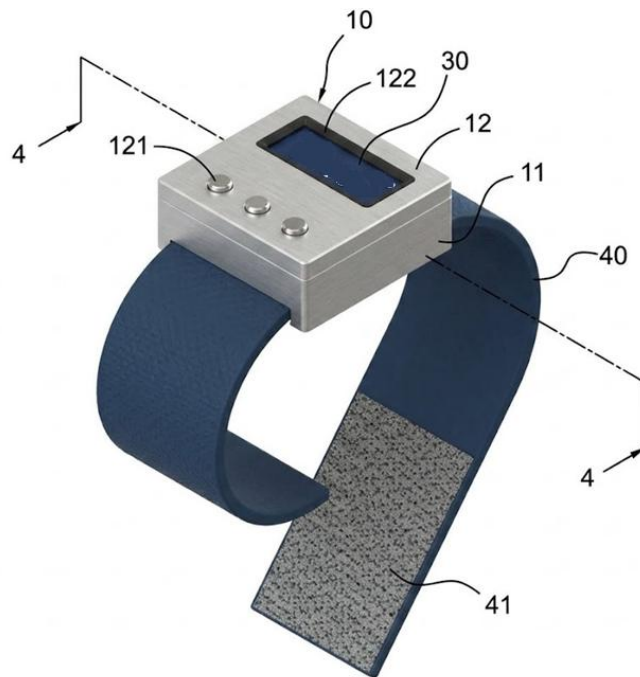


Рис. 1.21. Конструкція неінвазивного аналізатора глюкози [16]:

10 — корпус; 11 — основа з елементами кріплення; 12 — верхня кришка;
30 — рідкокристалічний дисплей; 40 — фіксуючий ремінець (браслет);
121 — органи керування (кнопки); 122 — захисна панель.

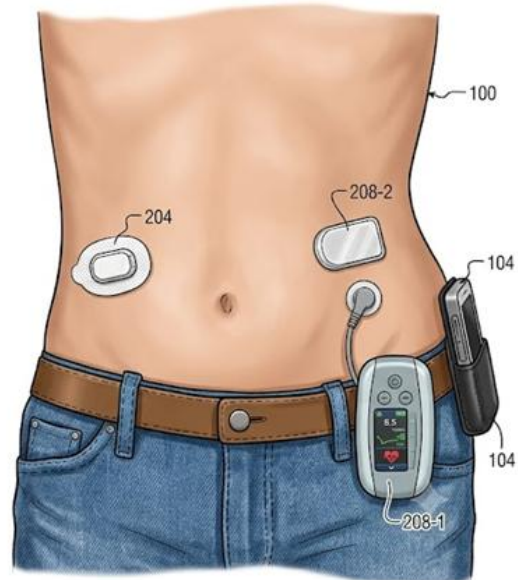
Оптичний блок пристрою змонтований на друкованій платі. Випромінювальний модуль, виконаний на основі напівпровідникового лазерного діода, генерує світловий потік (ІЧ-діапазон або лазерне випромінювання), що спрямовується крізь апертуру в корпусі на біологічну тканину.

Електронний блок пристрою включає систему електроживлення, модуль управління та блок пам'яті. Модуль управління виконує спектральний аналіз отриманого сигналу, його цифрову обробку та обчислення концентрації. У модулі пам'яті зберігаються результати вимірювань та калібрувальні криві. Ці криві відображають залежність між параметрами відбитого спектра та фактичним рівнем глюкози, враховуючи специфічні коефіцієнти поглинання [16].

Наступним об'єктом аналізу є портативний глюкометр, конструктивні особливості якого представлені на рисунках 1.22 та 1.23. На рис. 1.22 представлено портативну систему, що поєднує функції моніторингу та терапії.



а)



б)

Рис. 1.22. Система портативного глюкометра та інсулінотерапії [17]:

а) Процес дистанційного моніторингу: 100 — пацієнт; 102 — медичний спеціаліст; 104, 106 — термінали зв'язку. б) Конфігурація сенсорів: 204 — сенсор безперервного моніторингу глюкози (CGM); 206-1(2) — інсулінові помпи; 104 — центральний пристрій керування

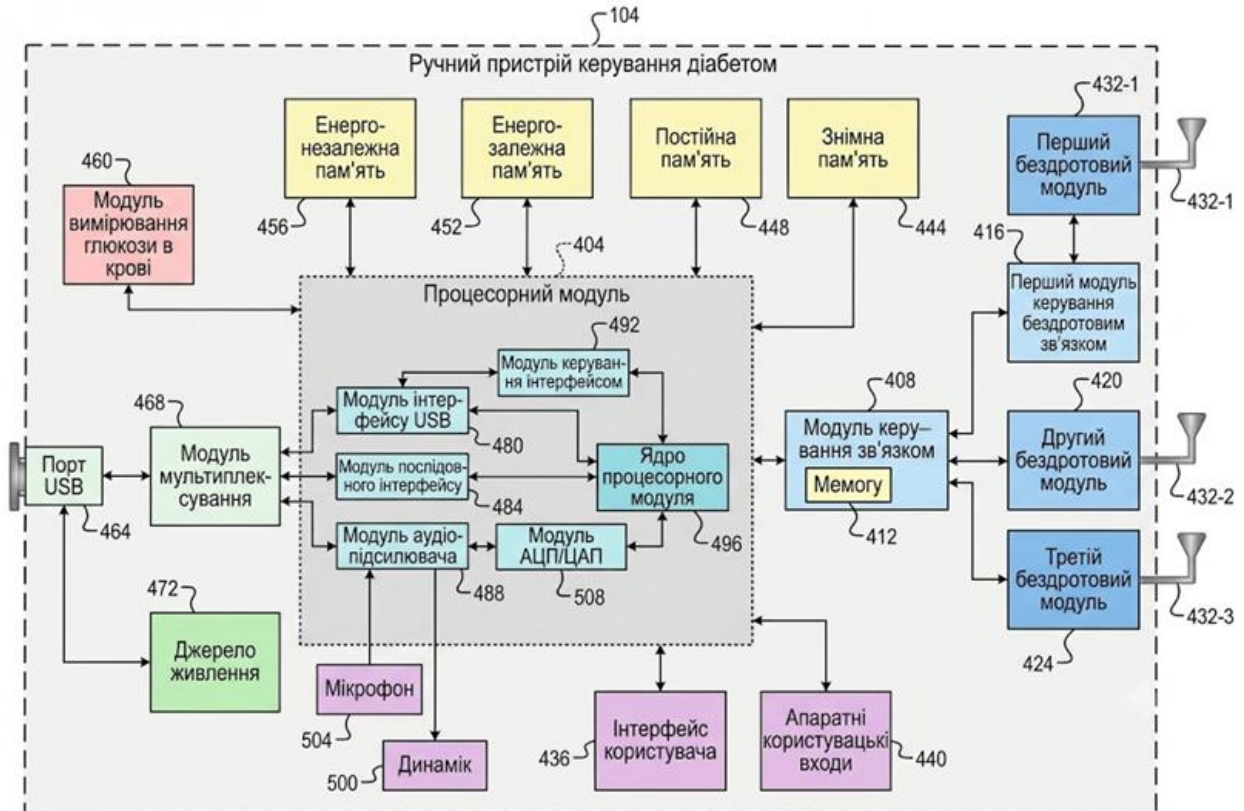


Рис. 1.23. Портативний глюкометр [17]

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ

Арк.

29

Система дозволяє пацієнту інтегрувати пристрій безперервного моніторингу глюкози (CGM) 204 з різними типами інсулінових pomp: довгострокового (208-1) або короткострокового (208-2) використання. Портативний керуючий пристрій 104 забезпечує універсальну взаємодію з будь-яким типом помпи. У разі одночасного використання обох pomp, пристрій управління налаштовується на синхронізацію з одним пріоритетним модулем [17].

Керуючий блок 104 виконує роль системного хаба (концентратора), акумулюючи дані з усіх компонентів системи управління діабетом. За необхідності, функції концентратора можуть бути делеговані безпосередньо інсуліновій pompі 208 або смартфону (304). Передача даних між вузлами системи здійснюється через енергоефективні бездротові інтерфейси (наприклад, Bluetooth).

Окрему увагу варто приділити патентним розробкам компанії Apple, яка інтегрує технологію неінвазивного моніторингу глюкози у смарт-годинники Apple Watch (рис. 1.24).

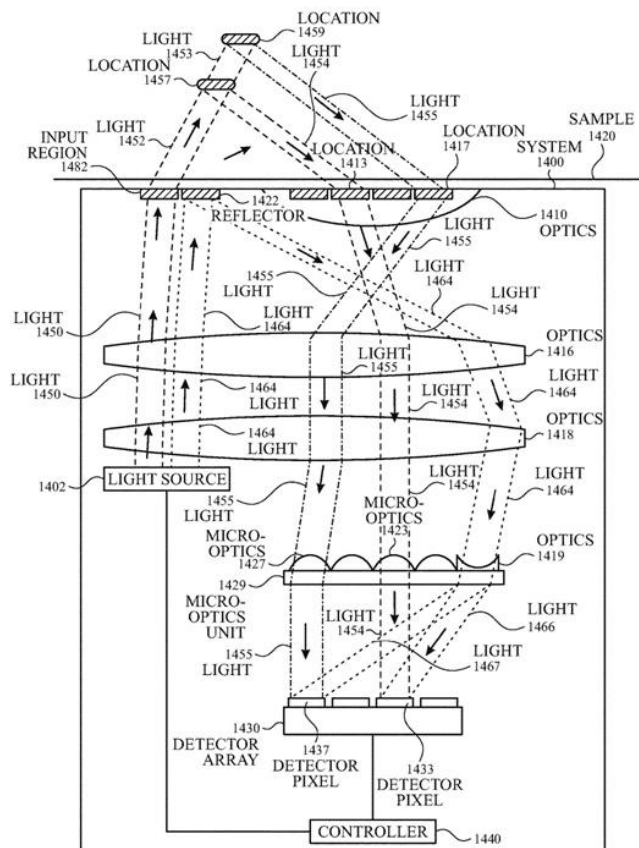


Рис. 1.24. Оптична схема неінвазивного моніторингу в Apple Watch [17]

					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ	Арк. 30
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Оптична система пристрою реалізує метод абсорбційної спектроскопії. Технологія передбачає опромінення біологічних тканин світлом із заздалегідь визначеними параметрами довжини хвилі та енергії. Під час проходження крізь біоматеріал речовина-мішень (глюкоза) вибірково поглинає енергію на специфічних довжинах хвиль, що змінює характеристики вихідного світлового потоку.

Аналіз концентрації базується на порівнянні світла, що пройшло крізь тканини, з еталонним сигналом. Система фіксує рівень абсорбції, зокрема втрату інтенсивності випромінювання. Згідно із фізичними принципами, зі зростанням концентрації глюкози в тканинах пропорційно збільшується кількість поглинутої енергії, що дозволяє пристрою розраховувати поточний рівень цукру в крові в режимі реального часу [17].

1.6. Огляд та аналіз сучасних неінвазивних глюкометрів

Першим об'єктом аналізу є портативна система FreeStyle Libre від компанії Abbott [18], зображена на рис. 1.25. Даний пристрій належить до класу Flash-моніторингу глюкози.



Рис. 1.25. Портативна система моніторингу глюкози FreeStyle Libre [18]

Система FreeStyle Libre дозволяє отримувати дані про рівень глікемії безболісно за допомогою миттєвого (тривалістю в 1 секунду) сканування датчика рідером або смартфоном, причому зчитування можливе навіть через шар одягу. Основний елемент системи — компактний водостійкий сенсор, що фіксується на задній поверхні передпліччя. Він забезпечує безперервне вимірювання концентрації глюкози в інтерстиціальній рідині протягом 14 днів, зберігаючи працездатність під час водних процедур та фізичних навантажень.

Основні технічні параметри пристрою зведено у таблицю 1.2.

Таблиця 1.2

Технічні характеристики системи FreeStyle Libre [18]

Параметр	Характеристика
Габарити сенсора (товщина / діаметр)	5 мм/35 мм
Метод дослідження	Електрохімічний (ферментативний)
Калібрування результату	По цільній крові
Діапазон вимірювань	2.2 – 27.8 ммоль/л
Тривалість одного вимірювання	1,0 с
Зони встановлення сенсора	Плече (задня поверхня), стегно, живіт
Функція автовимкнення	Присутня
Термін експлуатації одного сенсора	14 діб

Наступним технологічним рішенням є багатопараметричний неінвазивний монітор виробництва компанії CNOGA Medical [19], представлений на рис. 1.26.



Рис. 1.26. Цифровий багатопараметричний неінвазивний монітор CNOGA [19]

					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		32

На відміну від попередньої системи, цей пристрій є повністю неінвазивним і використовує оптичний метод аналізу (спектроскопію). Пацієнт розміщує палець у спеціальному вимірювальному відсіку, де за допомогою чотирьох світлодіодних джерел випромінювання та чутливих сенсорів проводиться аналіз кольорових спектрів тканин. Окрім рівня глюкози, прилад здатний вимірювати артеріальний тиск, пульс та насичення крові киснем (SpO_2), що робить його універсальним засобом діагностики.

Пристрій CNOGA Medical поєднує в собі функції вимірювання артеріального тиску, концентрації гемоглобіну та глюкози. В основу його роботи покладено метод фотоплетизмографії, що дозволяє оцінити динамічні зміни стану судинного русла пальця пацієнта при проходженні крізь нього світлового потоку.

Функціонування приладу забезпечується масивом світлодіодів, що випромінюють у діапазоні від видимого до інфрачервоного спектра. Під час проходження крізь тканини частина випромінювання абсорбується, а характеристики відбитого сигналу змінюються залежно від складу крові. Високочутливий фотоприймач вбудованої камери в режимі реального часу реєструє ці варіації. На основі запатентованих алгоритмів система встановлює кореляцію між параметрами сигналу та біологічними показниками, розраховуючи рівень глюкози [19].

Габаритні розміри: 43 x 48 x 82 мм.

Вага: 113 г.

Наступним об'єктом аналізу є неінвазивний глюкометр від Integrity Applications (рис. 1.27). Пристрій фіксується на мочці вуха та використовує гібридну технологію вимірювання, що поєднує три незалежні методи: ультразвуковий, електромагнітний та термічний (контроль температури) [20].



Рис. 1.27. Неінвазивна система моніторингу від Integrity Applications [20]

Отримані дані передаються на базовий блок, який дозволяє не лише переглядати поточні результати, а й аналізувати динаміку глікемії за обраний період. Технічні характеристики пристрою наведено в таблиці 1.3 (зверніть увагу, в оригіналі назва таблиці була помилковою, її виправлено на GlucoTrack).

Таблиця 1.3

Технічні характеристики системи GlucoTrack [20]

Параметр	Характеристика
Діапазон вимірювання тиску (діти), мм рт. ст.	0 – 180
Діапазон вимірювання тиску (дорослі), мм рт. ст.	20 – 280
Діапазон вимірювання глюкози, ммоль/л	2,0 – 18,0
Допустима похибка, %	до 20
Габаритні розміри, мм	155 x 100 x 45
Вага, кг	0,5
Тривалість процедури вимірювання, с	~ 60

Висновки до розділу

У першому розділі дипломного проекту проведено комплексний аналіз предметної області неінвазивного контролю рівня глюкози в крові. Розглянуто теоретичні основи цукрового діабету, його класифікацію, патофізіологічні механізми розвитку та основні ускладнення, що підтверджує актуальність

					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ	Арк.
						34
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

створення сучасних засобів безперервного моніторингу глікемії.

Досліджено спектральні характеристики біологічних тканин, крові та гемоглобіну, а також особливості взаємодії оптичного випромінювання з біологічними середовищами. Встановлено, що найбільш перспективним для неінвазивного контролю є використання оптичних методів у ближньому та середньому інфрачервоному діапазонах, де спостерігаються характерні спектри поглинання глюкози та гемоглобіну.

Проведено класифікацію сучасних методів вимірювання рівня глюкози, які поділено на інвазивні, малоінвазивні та неінвазивні. Визначено, що саме неінвазивні методи мають найбільший потенціал для подальшого розвитку завдяки безболісності, безпечності та можливості безперервного моніторингу стану пацієнта.

Проаналізовано основні оптичні технології неінвазивної глюкометрії, зокрема інфрачервону спектроскопію, Раманівську спектроскопію, фотоакустичний та поляризаційний методи. Встановлено, що кожен із методів має власні переваги та обмеження, пов'язані з точністю вимірювання, глибиною проникнення випромінювання, впливом зовнішніх факторів та складністю реалізації.

Також виконано огляд сучасних патентних рішень і комерційних систем моніторингу глюкози, серед яких FreeStyle Libre, CNOGA Medical, GlucoTrack та технологічні розробки Apple Watch. Аналіз показав тенденцію до інтеграції оптичних сенсорів, бездротових інтерфейсів передачі даних та інтелектуальних алгоритмів обробки сигналів у портативні медичні пристрої.

Отримані результати аналізу дозволили визначити перспективний напрям подальшої розробки — створення мобільної неінвазивної системи моніторингу рівня глюкози на основі оптичних методів вимірювання та сучасних мікроконтролерних технологій.

РОЗДІЛ 2. ПРОЄКТУВАННЯ ПРИСТРОЮ МОНІТОРИНГУ ГЛЮКОЗИ З ВИКОРИСТАННЯМ ІЧ-ТЕХНОЛОГІЙ

2.1 Технологія неінвазивного вимірювання рівня глюкози на основі ІЧ-випромінювання

Визначення рівня глюкози за допомогою ближнього інфрачервоного (БІЧ) випромінювання базується на процесах його поглинання та розсіювання хімічними сполуками тканин. Проходження світла через органи з високою концентрацією глюкози супроводжується послабленням розсіювання, що призводить до скорочення довжини оптичного шляху та зниження загального поглинання світла.

Низькоінтенсивна терапія із застосуванням червоного та БІЧ-випромінювання активно використовується для лікування діабету на клітинному рівні. Клінічні випробування доводять, що хвилі довжиною 630–660 нм та 810–850 нм є найбільш ефективними та не викликають побічних ефектів. Оскільки хімічні зв'язки органічних молекул інтенсивно поглинають хвилі цього діапазону, БІЧ-сигнали є оптимальними для їх детекції. Враховуючи, що біологічні тканини складаються переважно з органічних речовин, важливою перевагою БІЧ-світла є його здатність проникати в тіло глибше за інші види інфрачервоних променів. Як показано на рис. 2.1, специфіка відбиття та поглинання шкірою світла червоного спектра змінюється: за наявності молекул глюкози ці показники зростають [10-11].

					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ									
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата	РОЗДІЛ 2. ПРОЄКТУВАННЯ ПРИСТРОЮ МОНІТОРИНГУ ГЛЮКОЗИ З ВИКОРИСТАННЯМ ІЧ- ТЕХНОЛОГІЙ									
Розроб.	Канівець М.С.										Літ.	Арк.	Акрушів	
Керівник	Донченко В.Ю.											37	29	
Реценз.	Козуб Ю.Г.										ЛНУ Кафедра ІТС, Гр.4КІ			
Н. Контр.														
Зав. каф.	Семенов М.А.													

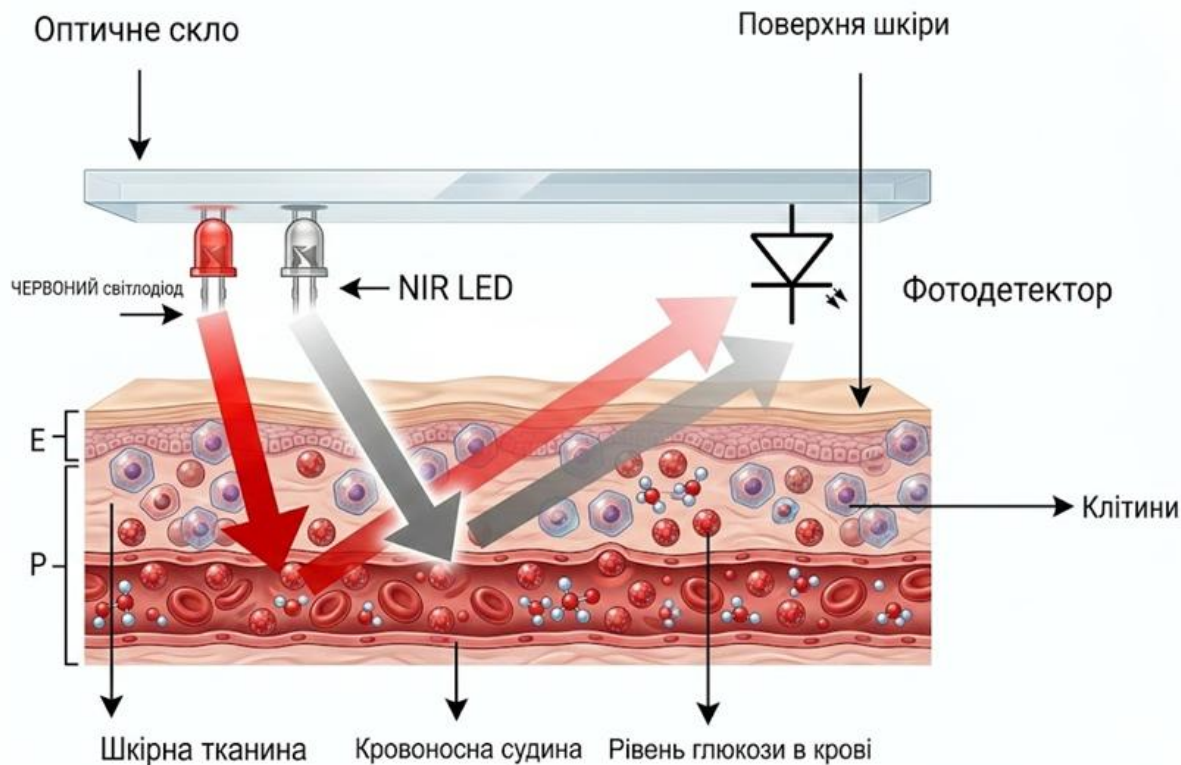


Рис 2.1. Поглинальна здатність червоного та ближнього інфрачервоного випромінювання в шкірному покриві людини

Зменшення концентрації глюкози призводить до посилення розсіювання світла, що, як наслідок, знижує його поглинання. Натомість підвищений вміст глюкози в тканинах послаблює розсіювання, що сприяє більшому поглинанню випромінювання. На рис. 2.2 (а, б) наведено спектри глюкози в ближньому інфрачервоному (БІЧ) діапазоні для довжин хвиль 700–1050 нм. Своєю чергою, на рис. 2.2 (в) представлено БІЧ-спектри глюкози для діапазону від 900 до 1700 нм.

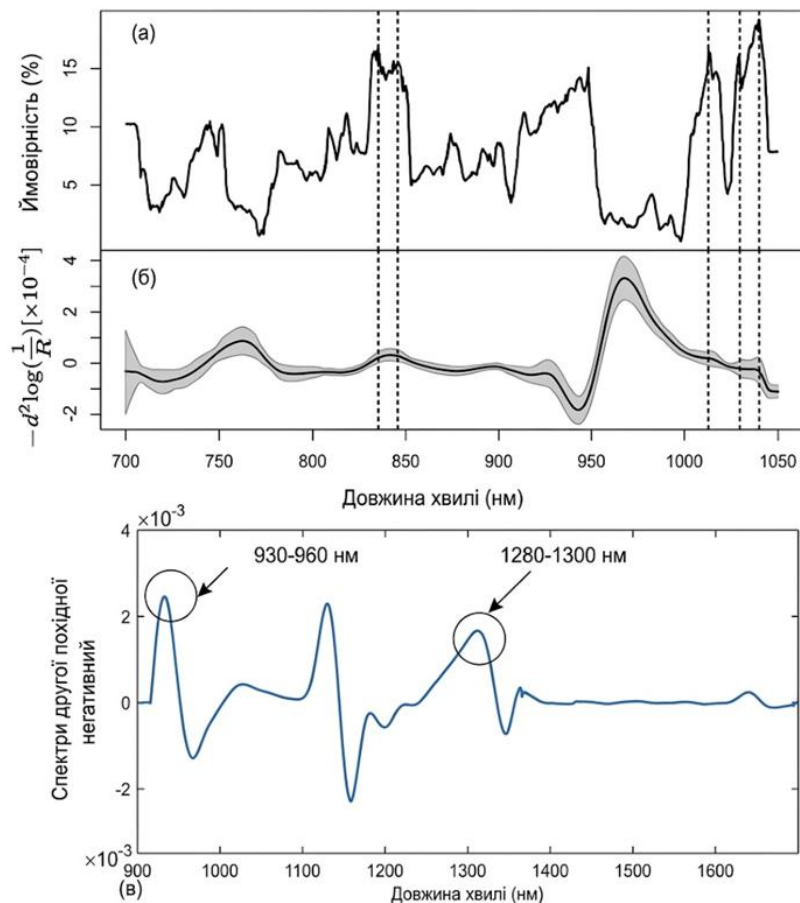


Рис 2.2. (а, б) Спектри глюкози в ближній інфрачервоній області (700 – 1050 нм); (в) Спектри глюкози в ближній інфрачервоній області (900 – 1700 нм)

Інтенсивність світла, що відбивається, зменшується в тканинах з підвищеним вмістом глюкози. Це відбувається через посилене поглинання світла тканинами з високим рівнем глюкози. Наступне рівняння (2.1) демонструє цей зв'язок.

$$I_{Ri} = I_{Ii}R \quad (2.1)$$

Відповідно до рівняння (2.1) інтенсивність світла, що відбивається від тканин шкіри (I_{Ri}) визначається як добуток інтенсивності падаючого світла (I_{Ii}) та діапазону проходження ближнього інфрачервоного сигналу крізь тканину, що описується коефіцієнтом відбиття (μ – коефіцієнт поглинання тканини, l – товщина тканини). Вбирання фотонів у тканині (P_a) зазвичай обчислюється таким чином:

$$I_{Ri} = I_{Ii} e^{-\mu l} \quad (2.2)$$

де μ коефіцієнт поглинання тканини, l – товщина тканини.

Рівняння (2.2) демонструє, що щільність тканин та їх молярне розширення справляють вагомий вплив на число фотонів, що поглинаються тканинами. Закон Бугера-Ламберта-Бера визначає, що інтенсивність світла, проходячи крізь середовище, зменшується експоненційно. Відповідно до цього принципу, поглинання ближнього інфрачервоного випромінювання (A_{nir}) обчислюється рівнянням (2.3):

$$A_{nir} = \log \left[\frac{I_{li}}{I_{ki}} \right] \quad (2.3)$$

Концентрація червоного (R_{bg}) та ближнього інфрачервоного (NIR_{bg}) діапазонів визначається рівняннями (2.4), (2.5)

$$C_{red} = \log \left[\frac{R_{bg}}{I_{li}} \right] \quad (2.4)$$

$$C_{nir} = \log \left[\frac{NIR_{bg}}{I_{li}} \right] \quad (2.5)$$

Після визначення рівня глюкози у крові, обчислення концентрації червоного та ближнього інфрачервоного відбувається розраховується рівняннями (2.6), (2.7)

$$C_{red} = \log \left[\frac{R_{ag}}{I_{li}} \right] \quad (2.6)$$

$$C_{nir} = \log \left[\frac{NIR_{ag}}{I_{li}} \right] \quad (2.7)$$

Спектральні концентрації у червоній та ближній ІЧ областях змінюються, як продемонстровано в рівняннях (2.8) та (2.9)

$$\Delta_{red} = \log \left[\frac{R_{ag}}{R_{bg}} \right] \quad (2.8)$$

$$\Delta_{nir} = \log \left[\frac{NIR_{ag}}{NIR_{bg}} \right] \quad (2.9)$$

Для мінімізації витрат часу на калібрування, передбачається оцінка коливань концентрації глюкози в крові впродовж доби. Світлодіод та фотодіод

					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ	Арк.
						39
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

розміщені поруч на одній ділянці тканини, з метою вимірювання розсіяного світловідбиття.

Технологія ближньої інфрачервоної спектроскопії представляє собою метод неінвазивного контролю рівня глюкози в крові. Принцип дії полягає у вимірюванні кількості глюкози в тканинах. Вимірювання здійснюється аналізом спектрального сигналу, отриманого від інфрачервоного випромінювання, що проникає крізь тканину або відбивається від неї (рис 2.3 (А))

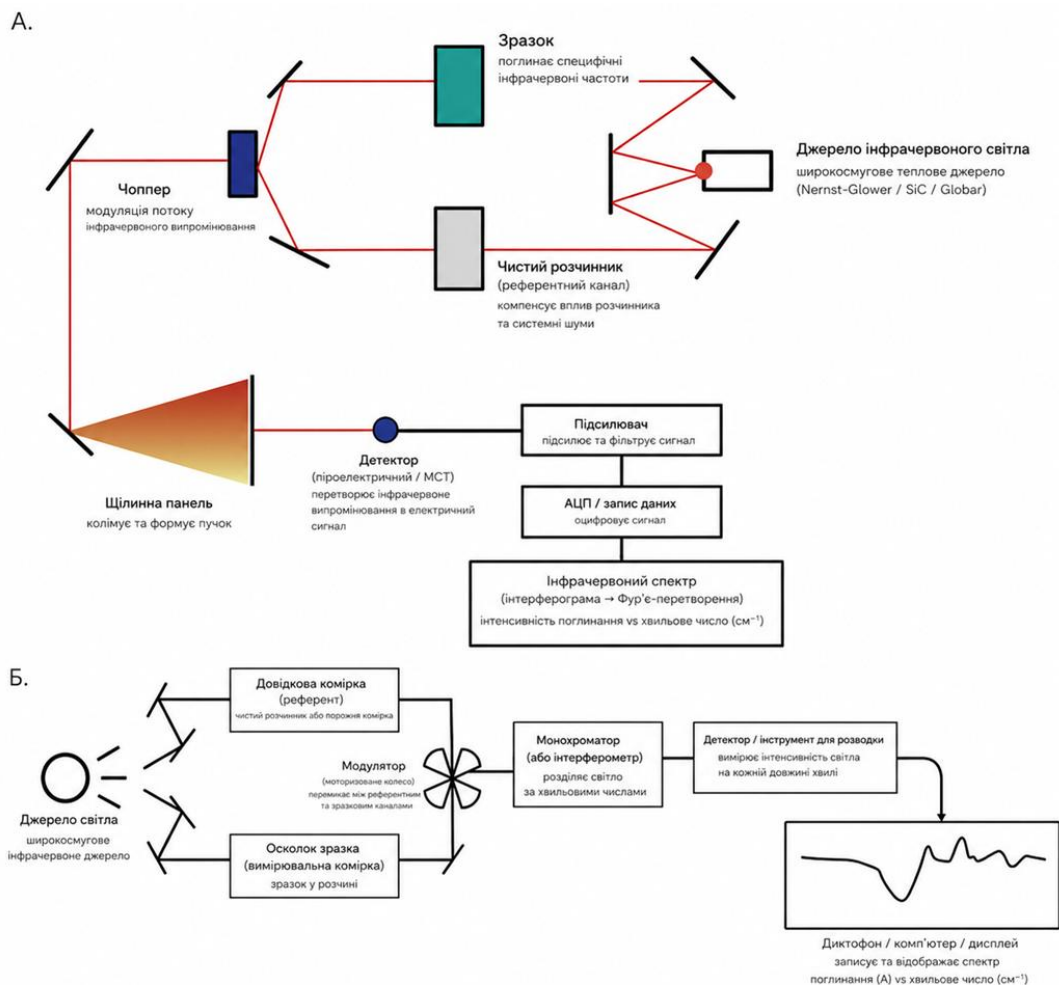


Рис 2.3. Технологія спектроскопії ближнього інфрачервоного випромінювання та принцип функціонування теплового детектора ближнього інфрачервоного діапазону

Принцип дії теплового детектора ближнього інфрачервоного (БІЧ) випромінювання проілюстровано на рис. 2.3 (Б). Поглинання матеріалом БІЧ-випромінювання призводить до його нагрівання, що, своєю чергою, генерує вихідну напругу в термобатарей. Оскільки величина цієї напруги прямо

пропорційна інтенсивності поглиненого випромінювання, її використовують для кількісного визначення глюкози в біологічних зразках.

Для вимірювань ефективно застосовуються як фотонні (світлочутливі), так і теплові ІЧ-детектори. Наразі одним із пріоритетних напрямів є розробка неінвазивних пристроїв із підвищеним рівнем чутливості та стабільності [11].

Традиційна апаратура для БІЧ-спектроскопії передбачає використання теплових і світлочутливих сенсорів. Тепловий сенсор складається з кристалів специфічних термоелектричних матеріалів, розміщених між двома металевими пластинами. Опромінення таких кристалічних структур викликає перерозподіл поверхневого заряду, що дає змогу фіксувати інтенсивність ІЧ-випромінювання. Натомість світлочутливий приймач формує сигнал унаслідок поглинання фотонів матеріалом сенсора: це спричиняє вивільнення електронів і генерування електричного струму.

Попри перспективи методу, застосування БІЧ-спектроскопії для моніторингу рівня глюкози у крові ускладнюється чотирма основними технічними проблемами:

1. Низькою інтенсивністю корисного сигналу;
2. Впливом індивідуальних фізіологічних особливостей та динамічних змін у складі тіла на точність вимірювань;
3. Складністю визначення оптимальних точок для вимірювання та необхідністю розробки допоміжного інструментарію для безперервного моніторингу;
4. Накладанням спектральних смуг поглинання різних речовин, що суттєво ускладнює виділення сигналу, специфічного саме для глюкози.

2.2 Обґрунтування вибору компонентів проєктованої системи

Для неінвазивного вимірювання рівня глюкози в крові пропонується метод, що базується на оптичних властивостях ближнього інфрачервоного (БІЧ) випромінювання. Проникаючи крізь шкіру пальця, БІЧ-світло взаємодіє з тканинами та молекулами глюкози, після чого частково відбивається. Це відбите випромінювання реєструється фотоприймачем, який перетворює оптичний

					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		41

сигнал на електричний струм із подальшим його перетворенням на електричний потенціал (напругу).

Апаратна реалізація комп'ютеризованого неінвазивного глюкометра передбачає розробку сенсорного модуля, до складу якого входять ІЧ-випромінювач та ІЧ-фотодіод (приймач). Крім того, архітектура приладу повинна містити електронну схему обробки аналогового сигналу, яка складається з каскадів фільтрації та підсилення.

Наступний крок полягає у дослідженні компонентів комп'ютеризованого неінвазивного глюкометра.

2.2.1 Функції і призначення Arduino Uno у системі неінвазивного глюкометра

Для апаратної реалізації розроблюваної системи (пристрою) було обрано мікроконтролерну платформу Arduino Uno. Таке рішення зумовлене оптимальним співвідношенням технічних характеристик, простоти прототипування та економічної доцільності.

Arduino Uno представляє собою універсальну платформу для швидкого прототипування та розробки електронних пристроїв. Плата базується на мікроконтролері ATmega328P, який забезпечує достатню обчислювальну потужність для виконання завдань, необхідних для управління системою "розумний дім". Наявність 14 цифрових входів/виходів, 6 аналогових входів, а також підтримка різних типів комунікацій (USB, UART, I2C, SPI) робить Arduino Uno універсальним інструментом для підключення різноманітних датчиків, актуаторів та інших периферійних пристроїв.

Однією з ключових переваг Arduino Uno є її відкритість. Плата має відкритий апаратний і програмний код, що дозволяє глибоко вивчити її роботу та модифікувати під власні потреби. Крім того, існує велика спільнота розробників, яка створює різноманітні бібліотеки, щити та інші ресурси, що спрощують процес розробки.

Простота використання Arduino Uno також є важливим фактором. Інтуїтивно зрозуміле середовище розробки Arduino IDE дозволяє швидко

					ITC.4KI.0326.03-ПЗ	Арк.
						42
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

створювати та завантажувати програми на плату, навіть для користувачів без глибоких знань в області програмування.

Таким чином, вибір Arduino Uno в якості основної платформи для проекту "розумний дім" є обґрунтованим з точки зору її технічних характеристик, доступності, гнучкості та широкої підтримки спільноти розробників.

Ключові характеристики Arduino Uno:

- Мікроконтролер ATmega328P
- 14 цифрових входів/виходів
- 6 аналогових входів
- USB-інтерфейс
- Підтримка різних мов програмування (C++, C)
- Відкритий апаратний і програмний код
- Велика спільнота розробників

Використання Arduino Uno дозволить реалізувати широкий спектр функцій в системі "розумний дім", включаючи управління освітленням, контролювання температури, забезпечення безпеки та багато іншого (рис. 2.4).



Рис. 2.4. Плата Arduino UNO

Плата Arduino Uno може функціонувати від двох типів джерел живлення: від порту USB комп'ютера або від зовнішнього джерела постійного струму. Вибір джерела живлення відбувається автоматично.

Опис пінів плати на базі ATMEGA328 показаний на рисунку 2.5.

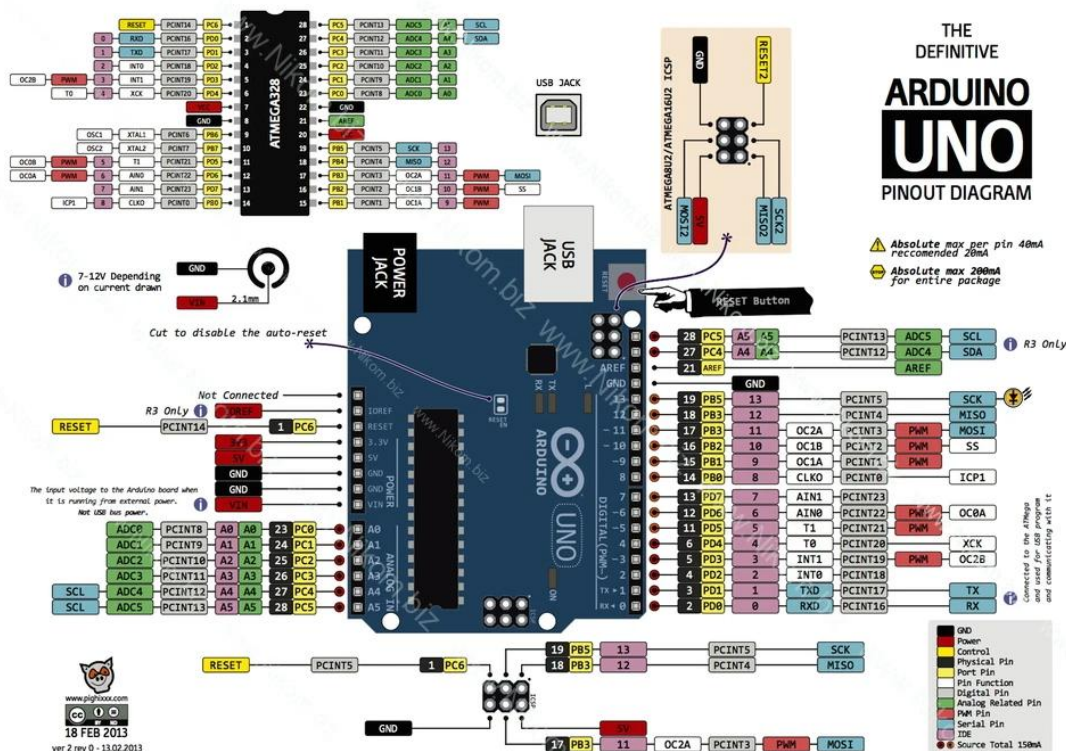


Рис. 2.5. Опис пінів плати Arduino UNO

Зовнішні джерела живлення можуть бути представлені мережевими адаптерами змінного струму або акумуляторами. Для підключення зовнішнього джерела живлення використовується спеціальний роз'єм на платі. Рекомендується використовувати адаптери з напругою в діапазоні від 7 до 12 В. Вихідна напруга адаптера 5 В подається на відповідний контакт на платі, забезпечуючи живлення всіх компонентів.

Важливо зазначити, що використання напруги живлення нижче 7 В може призвести до зниження вихідної напруги 5 В і, як наслідок, до нестабільної роботи плати. З іншого боку, надмірна напруга (понад 12 В) може призвести до перегріву стабілізатора напруги та виходу плати з ладу. Тому, для забезпечення оптимальної роботи Arduino Uno, слід дотримуватися рекомендованих параметрів живлення.

Підключення зовнішнього джерела живлення здійснюється шляхом під'єднання позитивного полюса до контакту VIN, а негативного - до контакту GND на платі. При використанні акумулятора також необхідно під'єднати його до цих контактів.

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ

Арк.

44

Вибір джерела живлення залежить від конкретних умов експлуатації плати Arduino Uno. Для стаціонарних застосувань можна використовувати мережевий адаптер, а для портативних пристроїв - акумулятори або батареї.

Цифрові виводи Arduino Uno, які можуть працювати як входи, так і виходи, забезпечують гнучкість при розробці електронних проєктів. Кожен вивід здатний працювати з напругою до 5 В і витримувати струм до 40 мА. Для зручності роботи з датчиками передбачена можливість підключення внутрішніх підтягуючих резисторів. Функції `pinMode()`, `digitalWrite()` та `digitalRead()` дозволяють легко керувати станом цих виводів (рис. 2.6).



Рис. 2.6. Виводи Arduino UNO

Мікроконтролер ATmega328P, який лежить в основі плати Arduino Uno, обладнаний наступними типами пам'яті:

1. Флеш-пам'ять. Обсяг флеш-пам'яті становить 32 кілобайти, з яких близько 500 байт відведено під завантажувач. Ця пам'ять використовується для зберігання програмного коду.

2. Оперативна пам'ять (SRAM). Обсяг оперативної пам'яті становить 2 кілобайти. Вона використовується для тимчасового зберігання даних під час виконання програми.
3. Пам'ять EEPROM. Обсяг пам'яті EEPROM становить 1 кілобайт. Цей тип пам'яті призначений для зберігання даних, які повинні зберігатися навіть після відключення живлення.

Для захисту мікроконтролера та підключених до нього пристроїв від перевантажень, плата Arduino Uno оснащена запобіжником. Запобіжник розрахований на максимальний струм 500 міліампер. У випадку перевищення цього значення, запобіжник перегорає, розриваючи електричний ланцюг та запобігаючи пошкодженню плати. Цей додатковий рівень захисту є важливим, оскільки навіть сучасні комп'ютери не завжди можуть забезпечити повний захист від перевантажень за лінією USB.

Принципова схема плати показана на рисунку 2.7.

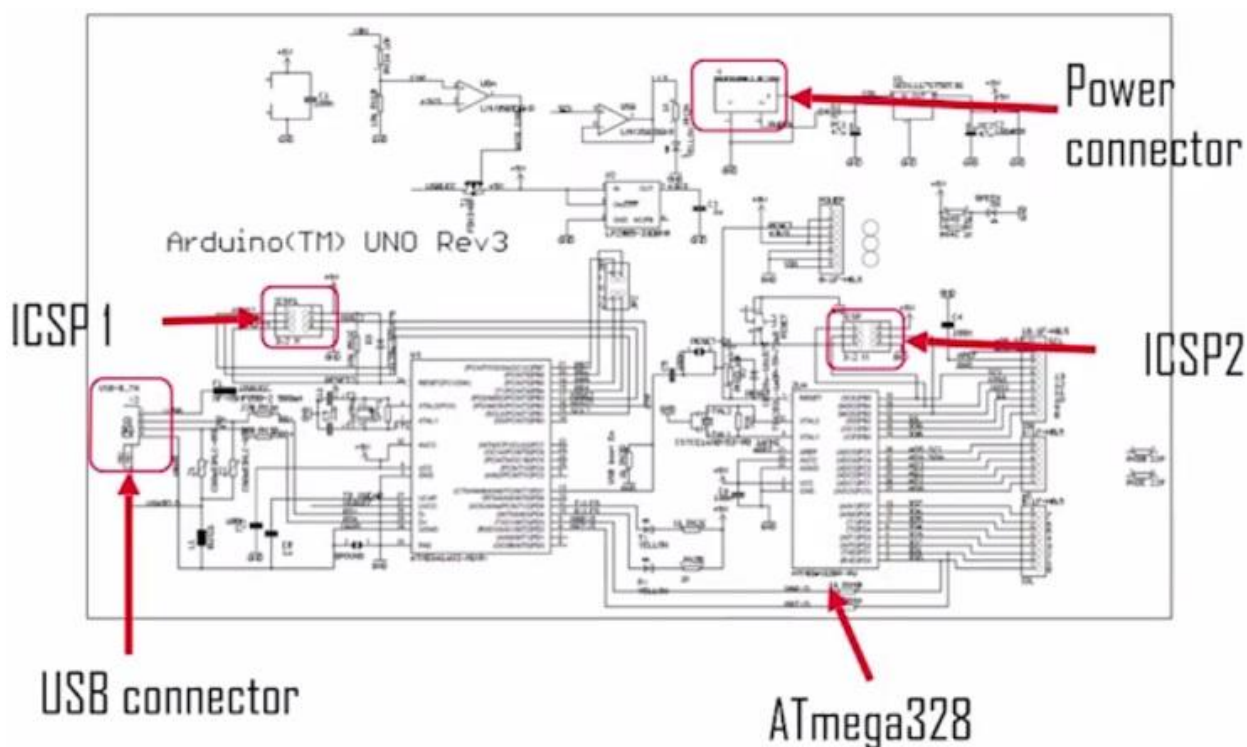


Рис. 2.7. Принципова схема плати Arduino UNO

Таким чином, конструкція плати Arduino Uno передбачає наявність необхідних ресурсів пам'яті для виконання різноманітних завдань та забезпечує надійний захист від перевантажень, що підвищує її довговічність та безпеку використання. Також немалу роль при виборі моделі відіграв захист від коротких

					ITC.4KI.0326.03-ПЗ	Арк.
						46
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

замикань. Під час розробки та тестування глюкометра важливо бути певним, що у випадку пошкодження ізоляції проводів, мікроконтролер автоматично вимкнеться, а не вийде з ладу.

2.2.2. Функціональність та призначення пульсоксиметра МАХ30102 у комп'ютеризованому глюкометрі

МАХ30102 є малопотужним давачем із підтримкою інтерфейсу I2C [11]. У його складі використовується сучасна інтегрована мікросхема пульсоксиметра та сенсора серцевого ритму виробництва Analog Devices. Пристрій поєднує фотодетектор, два світлодіоди, оптимізовану оптичну систему та малOSHумну схему обробки аналогових сигналів, що забезпечує точне визначення пульсоксиметричних параметрів і частоти серцевих скорочень.

З одного боку давач оснащений двома світлодіодами — червоним та інфрачервоним, а з іншого розміщено високочутливий фотодетектор. Принцип його роботи ґрунтується на вимірюванні інтенсивності відбитого від тканин людини світла. Отримані фотодетектором дані дають змогу визначати рівень насичення крові киснем і пульс.

Для коректної роботи давач МАХ30102 потребує двох рівнів живлення: 1,8 В для мікросхеми та 3,3 В для світлодіодів [11–13]. Зовнішній вигляд давача МАХ30102 подано на рис. 2.8.



Рис. 2.8. Зовнішній вигляд давача для вимірювання сатурації та пульсу

					MAX30102	Арк.
					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ	47
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Технічні характеристики давача наведено в таблиці 2.1.

Таблиця 2.1

Технічні характеристики давача МАХ30102 [11]

Назва характеристики	Значення
Блок живлення	3,3 В до 5 В
Струм	600 мкА (під час вимірювань) 0,7 мкА (у режимі очікування)
Довжина хвилі червоного світлодіода	660 нм
Довжина хвилі ІЧ світлодіода	880 нм
Температурний діапазон	Від -40°С до +85°С
Точність температури	± 1°С

Давач МАХ30102 здійснює вимірювання частоти серцевих скорочень із використанням методу фотоплетизмографії. У процесі роботи світло від пари високояскравих світлодіодів із довжинами хвиль 660 нм та 880 нм проходить крізь шкіру пальця пацієнта. Під час кожного серцевого скорочення, коли кров циркулює через тканини пальця, інтенсивність відбитого світла змінюється, що призводить до формування змінної хвилі на виході фотодетектора [11]. Принцип дії фотоплетизмографії показано на рис. 2.9.

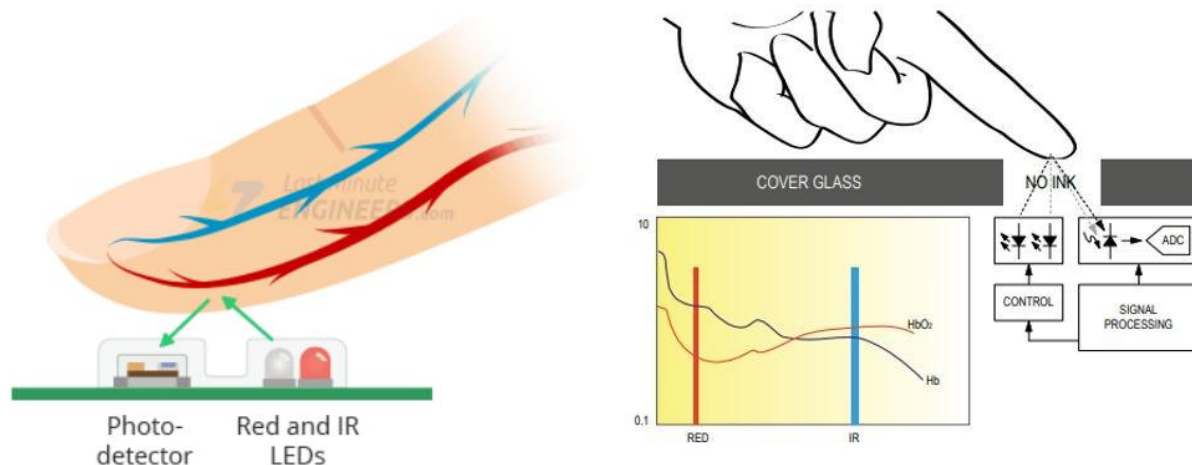


Рис. 2.9. Принцип фотоплетизмографії

Визначення рівня насичення крові киснем ґрунтується на аналогічному принципі, згідно з яким інтенсивність поглинання червоного та інфрачервоного світла змінюється залежно від концентрації кисню в крові. На рисунку 2.10 наведено спектри поглинання оксигенованого гемоглобіну (HbO_2) та деоксигенованого гемоглобіну (Hb).

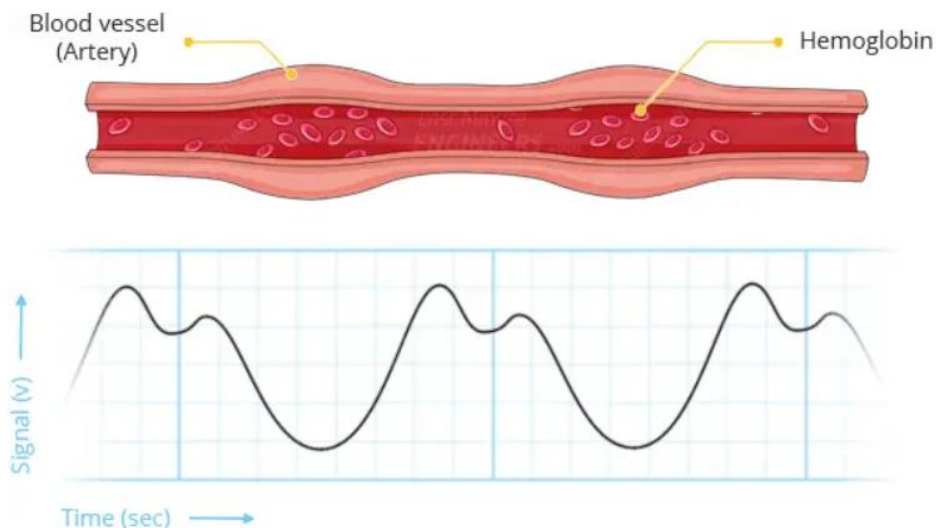


Рис. 2.10. Зміна рівня відбитого світла, спричиненої зміною руху крові судинами в залежності від фази серцевого циклу

Для визначення рівня кисню датчик MAX30102 використовує обидва світлодіоди — червоний та інфрачервоний. Це засноване на різниці поглинання світла:

- Оксигемоглобін (HbO_2) сильніше поглинає інфрачервоне світло (880 нм)
- Дезоксигемоглобін (Hb) сильніше поглинає червоне світло (660 нм)

На наведеному нижче графіку спектра поглинання показано, як оксигенований та дезоксигенований гемоглобін поглинають світло різної довжини з різною швидкістю.

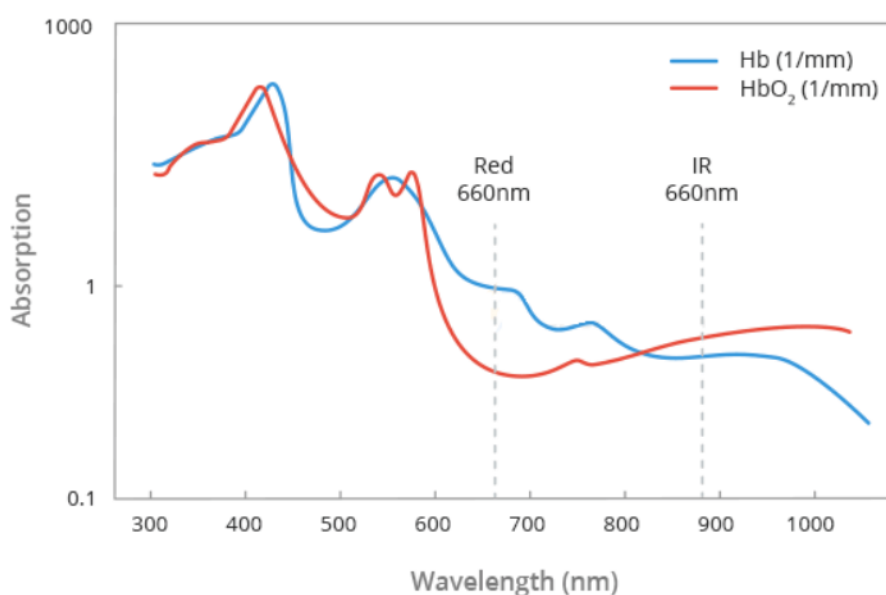


Рис. 2.11. Графік спектра поглинання

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ

Арк.

49

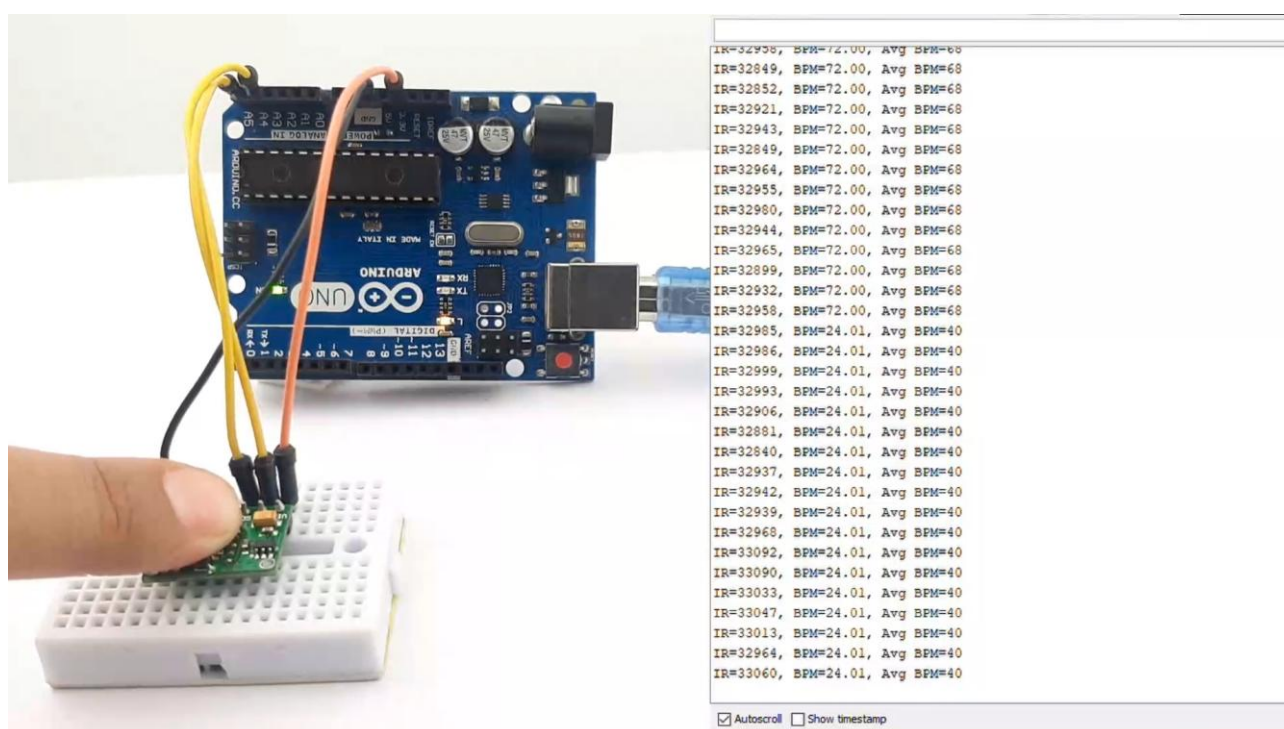
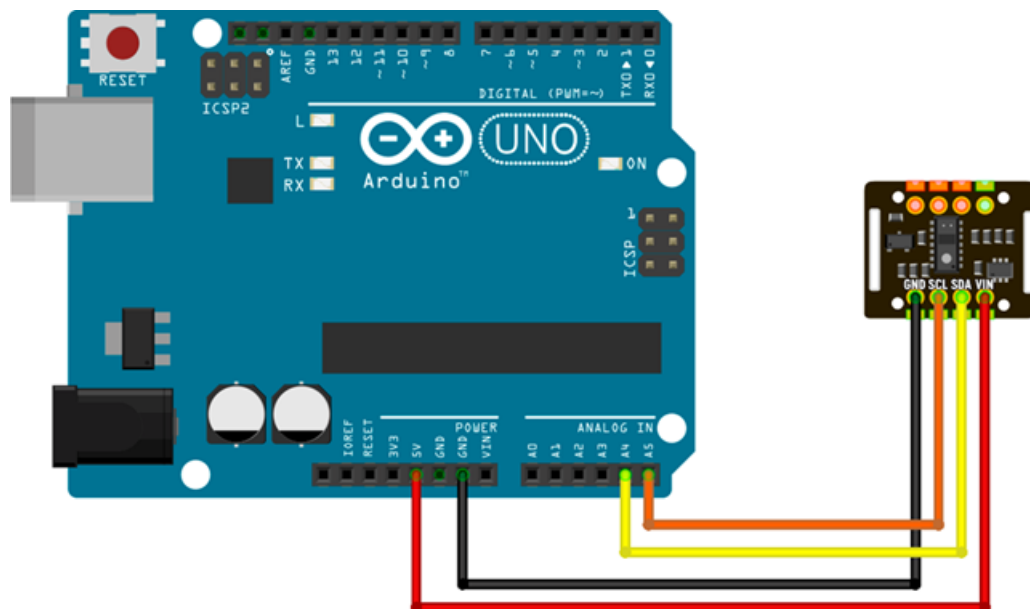


Рис. 2.14. Схема підключення датчика MAX30102 до Arduino UNO

Коли серце перекачує кров, відбувається збільшення насиченої киснем крові внаслідок збільшення кількості крові. Коли серце розслабляється, об'єм насиченої киснем крові також зменшується. Знаючи час між збільшенням і зменшенням насиченої киснем крові, визначають частоту пульсу.

Виявляється, збагачена киснем кров поглинає більше інфрачервоного світла і пропускає більше червоного світла, тоді як дезоксигенована кров поглинає червоне світло і пропускає більше інфрачервоного світла.

Це основна функція MAX30102: він зчитує рівні поглинання для обох джерел світла та зберігає їх у буфері, який можна зчитувати через I2C.

При проектуванні неінвазивного глюкометра використано інфрачервоні датчики: світлодіодні лампи передавача ІЧ-випромінювання 940 нм, чистий постійний струм 30 мА, напруга 1,2 В і потужність 100 мВт. Для приймача (використано 5-мм фотодіод зі спектральною щільністю від 840 нм до 1100 нм, що характеризується хвилею 940 нм як піковою довжиною хвилі. Після цього датчик містить підсилювач і перетворювач струму і напруги, який перетворює провідний струм від передавача та приймача в напругу, а потім підсилює її.

2.2.3. Функції і призначення рідкокристалічного дисплею у системі неінвазивного глюкометра

Рідкокристалічні дисплеї LCD 1602 є поширеним вибором для виведення текстової інформації у багатьох електронних проєктах завдяки своїй доступності та широкому спектру модифікацій [27]. Однак, їхнє застосування з мікроконтролерами типу Arduino Uno або Nano має певні обмеження. Класична схема підключення LCD 1602 вимагає використання мінімум 6 цифрових виводів мікроконтролера, що може бути значним обмеженням для проєктів з обмеженою кількістю доступних портів. Це пов'язано з тим, що для керування кожним сегментом символів на дисплеї потрібен окремий сигнал керування.

Для подолання цього обмеження часто використовують LCD модулі з інтерфейсом I2C. Цей інтерфейс дозволяє підключити дисплей до мікроконтролера лише за допомогою двох проводів (SCL і SDA), суттєво зменшуючи кількість зайнятих портів. Це робить LCD дисплеї з інтерфейсом I2C більш універсальними та зручними у використанні з платформами Arduino.

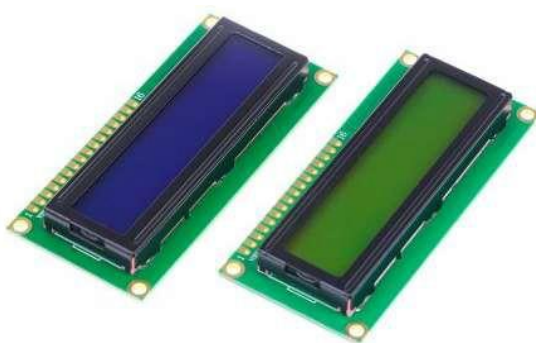


Рис. 2.15. Дисплей LCD 1602

					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		52

Кожен з виводів рідкокристалічного дисплея відіграє критичну роль у його функціонуванні:

- **GND (земля):** слугує точкою відліку для електричних потенціалів у схемі.
- **5 В (живлення):** забезпечує необхідну напругу для роботи електроніки дисплея.
- **Контраст:** дозволяє регулювати яскравість зображення шляхом зміни напруги на цьому виводі.
- **RS (Register Select):** визначає, чи буде наступна передана інформація інтерпретована як команда (наприклад, встановити курсор) чи як дані для відображення на екрані.
- **RW (Read/Write):** використовувався в старих моделях дисплеїв для читання даних з дисплея. В сучасних моделях зазвичай заземлений.
- **Enable (E):** Сигнал, який інформує дисплей про те, що дані на лініях даних готові для прийому.
- **DB0-DB7 (Data Bits):** група з 8 ліній, за якими передаються біти даних, що визначають, які сегменти рідких кристалів мають бути увімкнені для формування зображення.
- **A (анод) та K (катод):** виводи для підключення зовнішнього джерела живлення для підсвічування дисплея.



Рис. 2.16. Виводи LCD 1602

Рідкокристалічний дисплей (LCD) має наступні технічні характеристики:

- Тип відображення: символів, з можливістю завантаження користувацьких символів.
- Підсвічування: світлодіодне, що забезпечує яскраве та рівномірне підсвічування символів.
- Контролер: HD44780, що відповідає за керування роботою дисплея.
- Живлення: 5 вольт постійного струму.
- Розмір дисплея: 16 символів по ширині та 2 рядки по висоті.
- Робоча температура: від -20°C до $+70^{\circ}\text{C}$.
- Температура зберігання: від -30°C до $+80^{\circ}\text{C}$.
- Кут огляду: 180 градусів, що забезпечує гарну видимість з різних кутів.

Стандартна схема приєднання монітора безпосередньо до мікроконтролера Ардуіно без I2C зображена на рисунку 2.17.

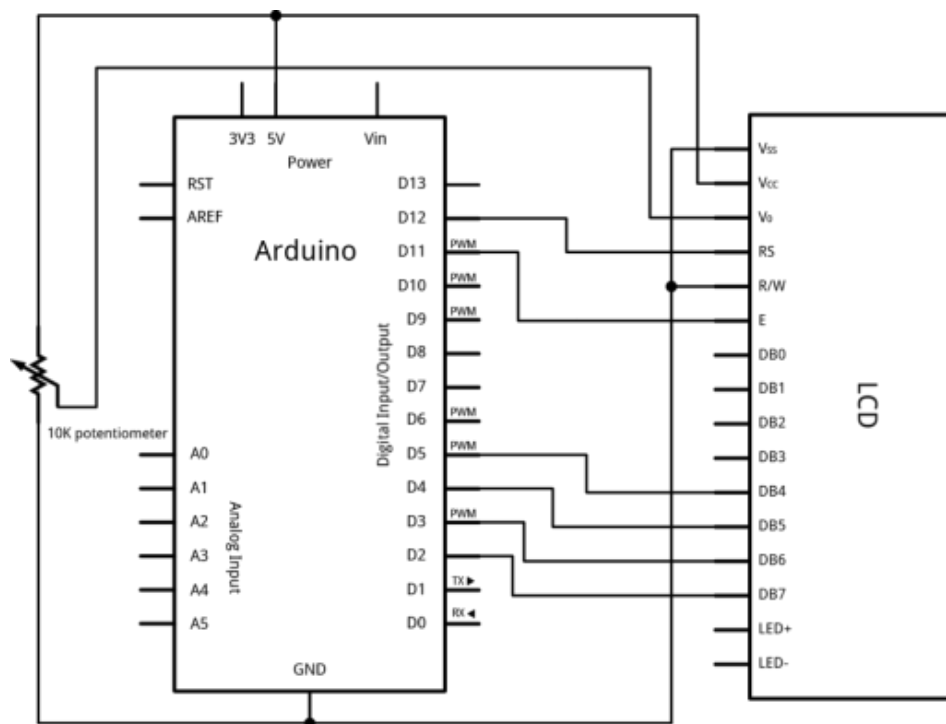


Рис. 2.17. Схема підключення дисплея до Arduino без I2C

I2C (Inter-Integrated Circuit) – це популярний послідовний інтерфейс, який використовується для зв'язку між різними електронними компонентами в системах. Однією з головних переваг I2C є його простота: для підключення багатьох пристроїв достатньо лише двох ліній – лінії даних (SDA) та лінії

тактування (SCL). Це дозволяє суттєво економити порти мікроконтролера, що особливо важливо для платформ з обмеженими ресурсами, таких як Arduino. Крім того, I2C підтримує підключення великої кількості пристроїв до однієї шини, що робить його зручним для створення складних електронних систем.

Ще одним важливим плюсом є широка підтримка I2C сучасними мікроконтролерами. Більшість платформ, включаючи Arduino, мають вбудовані модулі для роботи з I2C, що значно спрощує процес розробки.

Однак, як і будь-яка технологія, I2C має свої обмеження. Одним з них є ємнісне обмеження шини. Наявність занадто великої кількості пристроїв або довгих проводів може призвести до спотворення сигналів і, як наслідок, до нестабільної роботи системи. Крім того, програмування мікроконтролера для роботи з великою кількістю різних пристроїв, підключених до I2C, може бути досить складним завданням. Особливо це стосується ситуацій, коли виникають збої в роботі шини, оскільки їх локалізація може зайняти багато часу.

Підсумовуючи, I2C є потужним інструментом для розробки електронних пристроїв, але його використання вимагає розуміння його особливостей та обмежень. Перед вибором I2C для конкретного проєкту необхідно ретельно оцінити такі фактори як кількість підключених пристроїв, довжина шини та складність програмного забезпечення.



Рис. 2.18. Модуль i2c для LCD 1602

Для швидкого та зручного підключення рідкокристалічного дисплея до плати Arduino рекомендується використовувати готові модулі, які мають вбудовану підтримку протоколу I2C. Це значно спрощує процес підключення, оскільки вимагає лише під'єднання двох проводів (SDA та SCL) до відповідних pinів на Arduino. Для забезпечення підсвічування дисплея може знадобитися

					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		55

додаткове джерело живлення. Контрастність зображення можна легко налаштувати за допомогою вбудованого потенціометра. Схема підключення такого модуля до Arduino детально проілюстрована на рисунку 2.19.

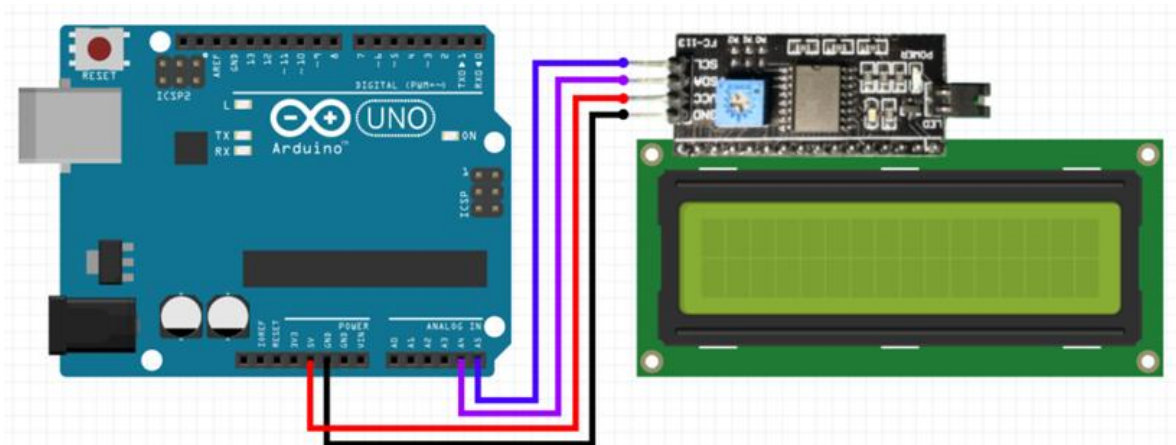


Рис. 2.15. Підключення LCD екрану до Arduino по I2C

Рідкокристалічний дисплей з інтерфейсом I2C підключається до плати за допомогою чотирьох проводів: два для передачі даних (SDA та SCL) і два для живлення (GND та VCC). Конкретніше, вивід GND дисплея з'єднується з загальним проводом (GND) на платі, вивід VCC підключається до 5-вольтового живлення, а лінії даних SDA та SCL підключаються до відповідних аналогових портів A4 та A5 на платі.

Для забезпечення автономної роботи розроблюваного пристрою необхідно було обрати оптимальне портативне джерело живлення. Під час проєктування розглядалося декілька альтернативних варіантів:

- **Літій-іонні (Li-ion) та літій-полімерні (Li-po) акумулятори.** Попри їхню високу ємність, компактність і малу вагу, застосування таких елементів вимагає інтеграції додаткових схем контролю заряду та захисту (від перезаряджання, глибокого розряджання та короткого замикання). Це ускладнює апаратну архітектуру та підвищує вартість пристрою.
- **Гальванічні елементи типу AA або AAA (1,5 В).** Оскільки рекомендована напруга живлення плати Arduino Uno становить 7–12 В, для її забезпечення необхідно послідовно з'єднати кілька таких батарейок.

Це призвело б до невиправданого збільшення габаритів батарейного відсіку та всього пристрою загалом.

З огляду на вимоги простоти, економічної доступності та компактності, джерелом живлення було обрано батарею типу «Крона» (9 В).

Напруга 9 В ідеально відповідає рекомендованому діапазону живлення Arduino Uno (7–12 В). Плата може отримувати живлення як через штатний зовнішній роз'єм, так і через вивід VIN. Вбудовані на платі лінійні стабілізатори перетворюють вхідну напругу 9 В на стабільні 5 В та 3,3 В. Це дає змогу без використання додаткових DC-DC перетворювачів живити периферійні компоненти: пульсоксиметричний датчик MAX30102 (вимагає 3,3 В) та символний дисплей LCD1602 (вимагає 5 В). Крім того, батареї цього типу є загальнодоступними, підключаються за допомогою стандартних конекторів і мають невеликі розміри, що ідеально підходить для портативної електроніки.

2.2.4. Bluetooth модуль HC-05

HC-05 — це універсальний Bluetooth-модуль, що забезпечує двосторонній бездротовий зв'язок у ваших проєктах [26]. Він ідеально підходить для комунікації між мікроконтролерами, такими як Arduino, або для зв'язку з будь-яким пристроєм, що підтримує Bluetooth, наприклад, смартфоном чи ноутбуком. Існує безліч доступних Android-додатків, що значно спрощують цей процес. Важливо зазначити, що HC-05 не призначений для передачі мультимедійних даних, як-от фотографій чи музики, але для потреб нашого пристрою це й не є необхідним.

Технологія Bluetooth дозволяє передавати дані між двома пристроями, що знаходяться в безпосередній близькості, без вимоги прямої видимості. Вона забезпечує високу стійкість до широку смугових перешкод, що дозволяє багатьом пристроям одночасно взаємодіяти в одному просторі, не заважаючи один одному. Ця технологія широко використовується в телефонах, планшетах та ноутбуках [27].

Bluetooth-модуль забезпечує бездротове з'єднання між Arduino-модулями та сумісними пристроями (наприклад, КПК, смартфонами), функціонуючи в режимі "master". Взаємодія з контролером Arduino реалізується за допомогою послідовного інтерфейсу RS-232.

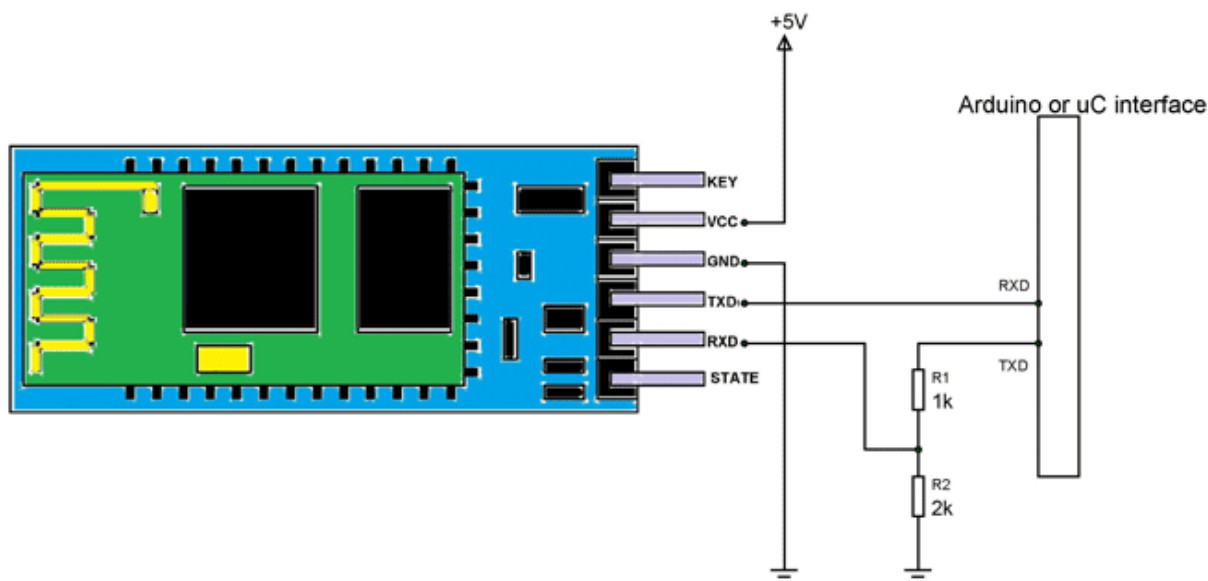


Рис. 2.18. Взаємодія з контролером Arduino

Опис пінів Bluetooth модуля HC-05 показаний на рисунку 2.19.

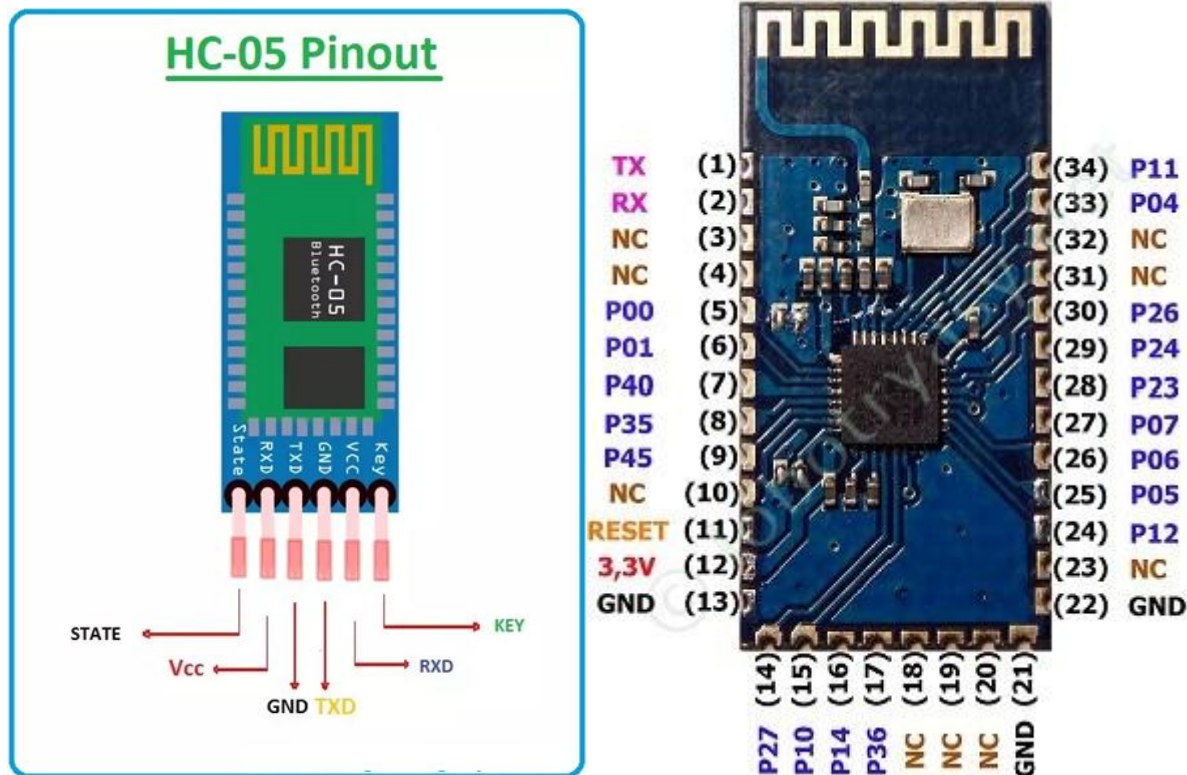


Рис. 2.19. Опис пінів Bluetooth модуля HC-05

Схему підключення Bluetooth модуля HC-05 до Arduino UNO наведено на рисунку 2.20

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата
------	------	----------	--------	------

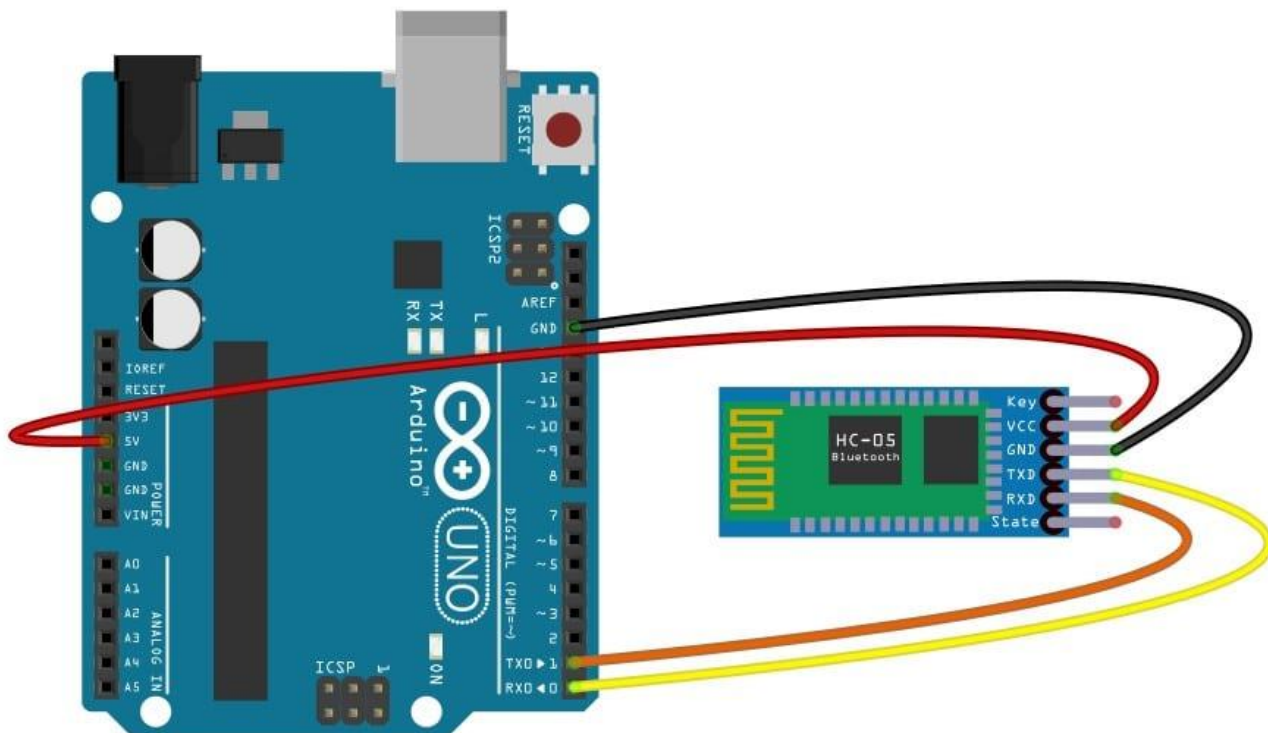


Рис. 2.20. Схема підключення Bluetooth модуля HC-05 до Arduino UNO

HC-05 може функціонувати як у режимі "master" (ініціатор з'єднання), так і "slave" (приймач з'єднання), тоді як HC-06 підтримує лише режим "slave".

Оскільки для передачі даних з пристрою на телефон необхідна можливість ініціювати з'єднання, було обрано саме HC-05.

Висновки до розділу

У другому розділі було розглянуто теоретичні засади технології неінвазивного вимірювання глюкози та проведено проектування апаратної частини комп'ютеризованого пристрою. На основі проведеного аналізу можна зробити такі висновки:

- **Теоретичне обґрунтування методу:** Доведено доцільність та ефективність використання ближньої інфрачервоної (БІЧ) спектроскопії для неінвазивного моніторингу рівня цукру. Метод базується на оптичних властивостях тканин: зміна концентрації глюкози прямо впливає на інтенсивність розсіювання та поглинання БІЧ-випромінювання. Ці процеси математично описуються законом Бугера-Ламберта-Бера, що дозволяє перетворити отриманий оптичний сигнал на кількісні показники.

- **Вибір обчислювальної платформи:** Оптимальним ядром для розроблюваної системи визначено платформу **Arduino Uno** на базі мікроконтролера ATmega328P. Її апаратних ресурсів (14 цифрових та 6 аналогових виводів), пам'яті та вбудованої підтримки інтерфейсу I2C повністю достатньо для опитування сенсорів, математичної обробки даних та виведення результатів.
- **Сенсорний модуль:** Для реєстрації оптичних сигналів обрано високочутливий давач **MAX30102**. Використання інтегрованих у нього червоного (660 нм) та інфрачервоного (880 нм) світлодіодів разом із фотодетектором дозволяє фіксувати зміни інтенсивності відбитого світла під час кровообігу (метод фотоплетизмографії), що є базовим масивом даних для розрахунку концентрації глюкози.
- **Модуль індикації:** Для візуалізації отриманих результатів вимірювання обрано символьний рідкокристалічний дисплей **LCD 1602**. Застосування спеціального модуля з підтримкою протоколу I2C дозволило оптимізувати апаратну архітектуру, скоротивши кількість необхідних сигнальних ліній для екрана до двох (SDA та SCL) і звільнивши порти мікроконтролера для інших завдань.
- **Система живлення:** Для забезпечення автономної роботи пристрою обрано батарею типу «Крона» (9 В). Це рішення є оптимальним для портативної електроніки: напруга 9 В ідеально відповідає вхідним вимогам Arduino Uno, а вбудовані на платі стабілізатори безпечно перетворюють її на 5 В та 3,3 В, що необхідні для живлення дисплея та оптичного сенсора, виключаючи потребу у проєктуванні додаткових DC-DC перетворювачів.

Отже, запропонована структурна схема та обрана елементна база є технічно обґрунтованими, економічно доцільними та повністю забезпечують створення надійного прототипу портативного неінвазивного глюкометра.

РОЗДІЛ 3. РОЗРОБЛЕННЯ НЕІНВАЗИВНОГО ГЛЮКОМЕТРА НА БАЗІ ARDUINO

3.1 Загальний принцип роботи пристрою та його структурна, функціональна, принципово електрична схеми

Для неінвазивного вимірювання рівня глюкози в крові запропоновано метод, що ґрунтується на оптичних властивостях ближнього інфрачервоного (БІЧ) випромінювання. Проникаючи крізь шкіру пальця, БІЧ-світло взаємодіє з біологічними тканинами та молекулами глюкози, після чого частково відбивається. Це відбите випромінювання фіксується фотоприймачем, який перетворює оптичний сигнал на електричний струм із подальшим його перетворенням на вихідну напругу (електричний потенціал).

У процесі розробки пристрою було досліджено низку сенсорів для реєстрації вихідного сигналу. На основі порівняння отриманих даних із показниками концентрації глюкози, виміряними еталонним (газовим) методом, було встановлено відповідну кореляційну залежність. Лише після математичного підтвердження цієї залежності було остаточно затверджено апаратну конфігурацію пристрою.

Проектування комп'ютеризованого неінвазивного глюкометра передбачає розробку сенсорного модуля, до складу якого входять ІЧ-випромінювач та ІЧ-фотодіод. Крім того, архітектура приладу містить електронну схему обробки аналогового сигналу, що складається з каскадів фільтрації та підсилення. Розроблену принципову електричну схему глюкометра наведено на рис. 3.1.

					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ					
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата	РОЗДІЛ 3. РОЗРОБЛЕННЯ НЕІНВАЗИВНОГО ГЛЮКОМЕТРА НА БАЗІ ARDUINO					
Розроб.		Канівець М.С.								
Керівник		Донченко В.Ю.								
Реценз.		Козуб Ю.Г.								
Н. Контр.										
Зав. каф.		Семенов М.А.								
					Літ.	Арк.	Акрушів			
								37	29	
					ЛНУ					
					Кафедра ІТС, Гр.4КІ					

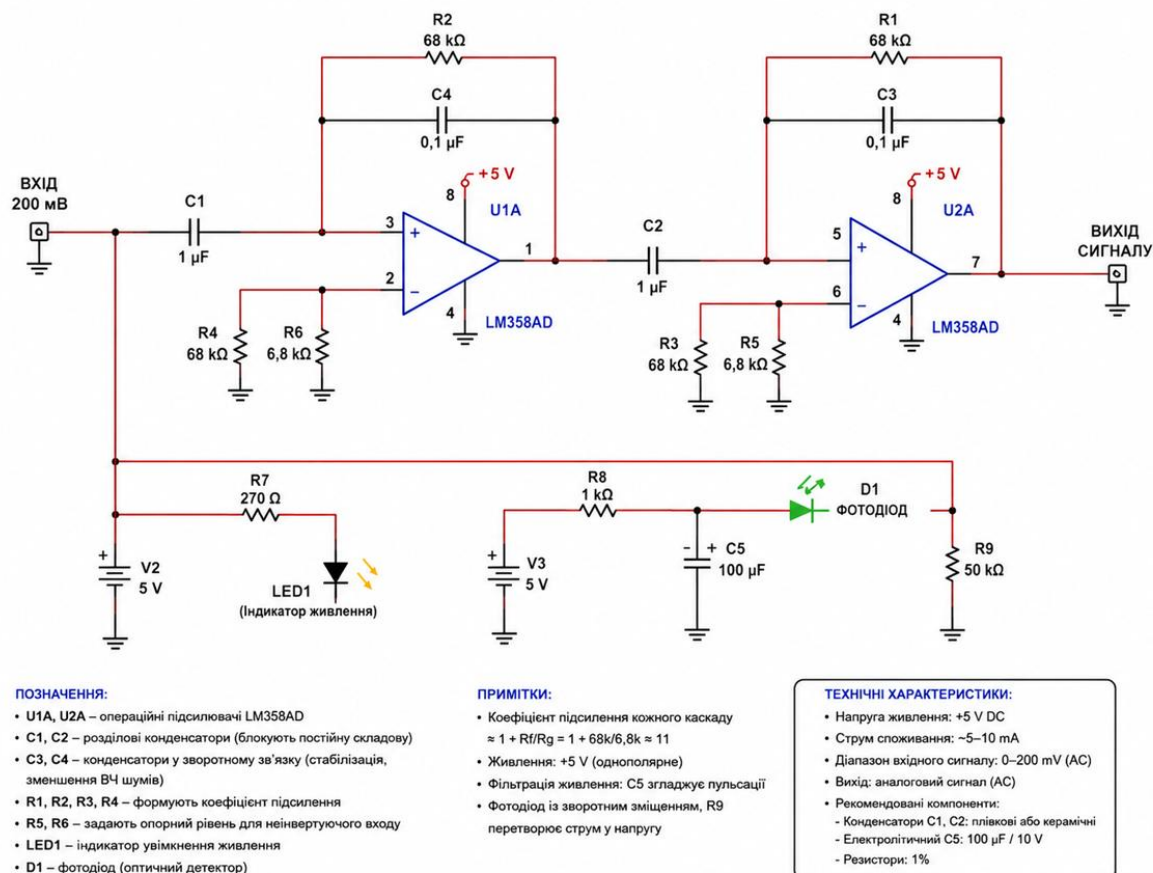


Рис. 3.1. Промодельована схема неінвазивного глюкометра

Пропонований неінвазивний глюкометр функціонує на основі оптичної технології ближнього інфрачервоного випромінювання (NIR). Для проведення вимірювань обрано джерело NIR-випромінювання з довжиною хвилі 940 нм, оскільки цей діапазон є ефективним для визначення концентрації глюкози у крові.

Сенсорний модуль містить випромінювач та фотодетектор ближнього інфрачервоного світла, які розміщені з протилежних боків ділянки вимірювання — кінчика пальця.

Під час проходження ближнього інфрачервоного випромінювання через тканини пальця світло взаємодіє з молекулами глюкози. Частина випромінювання поглинається, причому рівень поглинання залежить від концентрації глюкози в крові, тоді як інша частина проходить крізь тканини та реєструється фотодетектором. Інтенсивність світла, що досягає приймача, змінюється відповідно до рівня глюкози в крові, що дає змогу оцінити її концентрацію неінвазивним методом.

На рисунку 3.2. показано структурну схему спроектованого неінвазивного глюкометра.

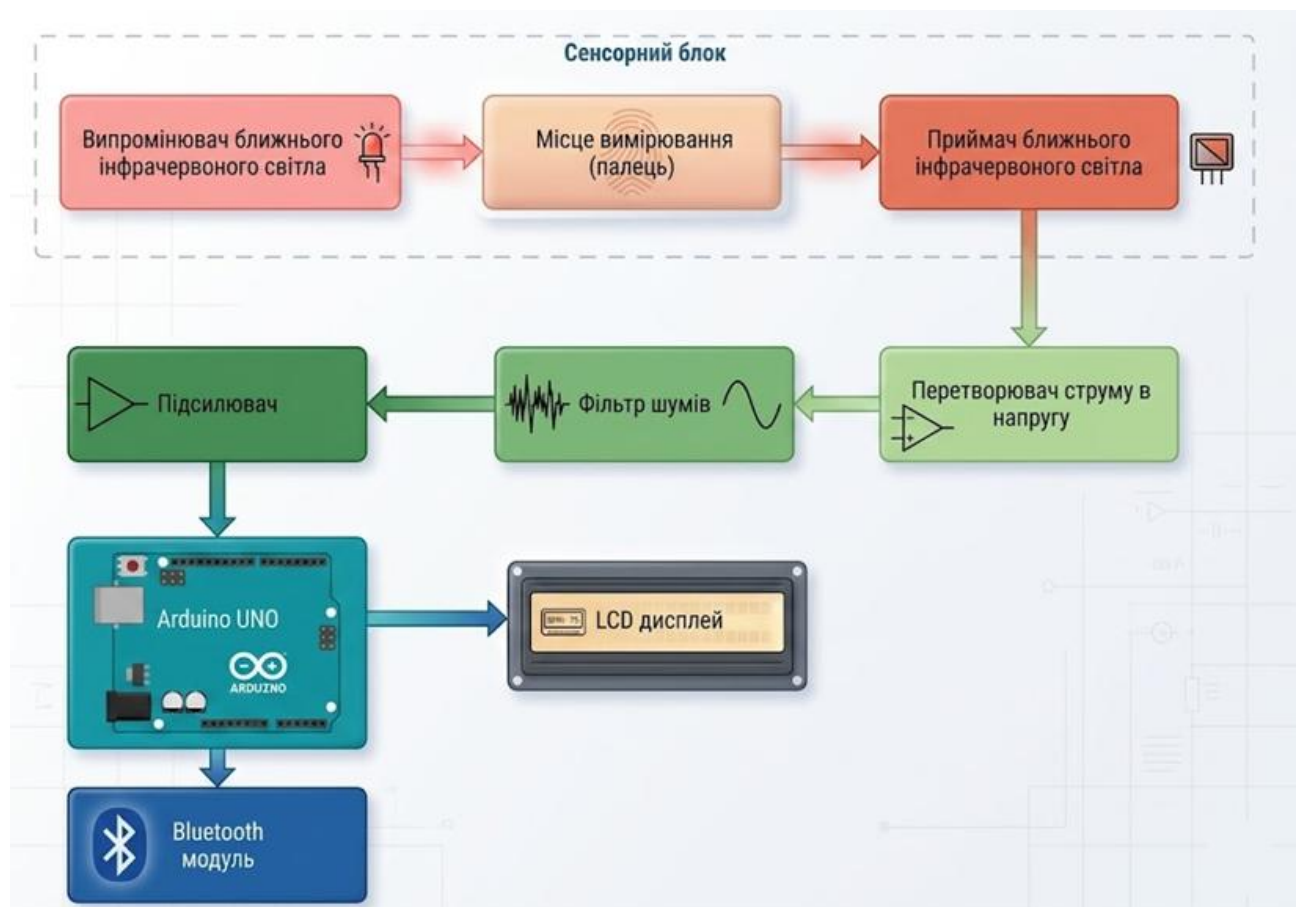


Рис. 3.2. Структурна схема неінвазивного глюкометра

Як показано на рис. 3.2, переданий сигнал реєструється за допомогою фотодетектора. Вихідний струм фотодетектора спочатку перетворюється у сигнал напруги, після чого проходить етапи фільтрації та підсилення. Отриманий підсилений сигнал надходить до мікроконтролера Arduino для подальшої обробки.

Подальший аналіз сигналу здійснюється із застосуванням регресійного аналізу другого порядку, що дозволяє прогнозувати рівень глюкози в крові. Результати вимірювання відображаються на рідкокристалічному дисплеї.

Для перегляду та збереження прогнозованих значень глюкози використовується програмний застосунок, який отримує дані через Bluetooth-з'єднання. Обмін інформацією між мікроконтролером Atmel і програмним забезпеченням реалізовано за допомогою Bluetooth-модуля HC-06.

Принципова схема розробленої системи включає сенсорний модуль, а також каскади фільтрації й підсилення сигналу. Електричний струм, сформований фотодетектором, перетворюється у напругу, придатну для подальшого аналізу та обробки системою.

3.2. Розробка алгоритмів роботи та опрацювання даних неінвазивного глюкометра

Перед розробкою та реалізацією алгоритмів функціонування комп'ютеризованого неінвазивного глюкометра необхідно детальніше дослідити його структуру, зокрема інтеграцію модуля визначення рівня сатурації крові. Такий підхід у перспективі дозволить підвищити точність обчислення рівня глюкози за рахунок урахування показників пульсу. Для глибшого розуміння базової архітектури пристрою (рис. 3.2) доцільно деталізувати процеси, за які відповідає модуль Max30102. Оновлену структурну схему глюкометра, що розкриває функціонал цього сенсора, наведено на рис. 3.3.

Крім того, для коректного проектування програмного забезпечення необхідні калібрувальні дані: показники рівня глюкози, отримані традиційним інвазивним методом, зафіксовані синхронно зі значеннями напруги від запропонованого сенсора (рис. 3.2).

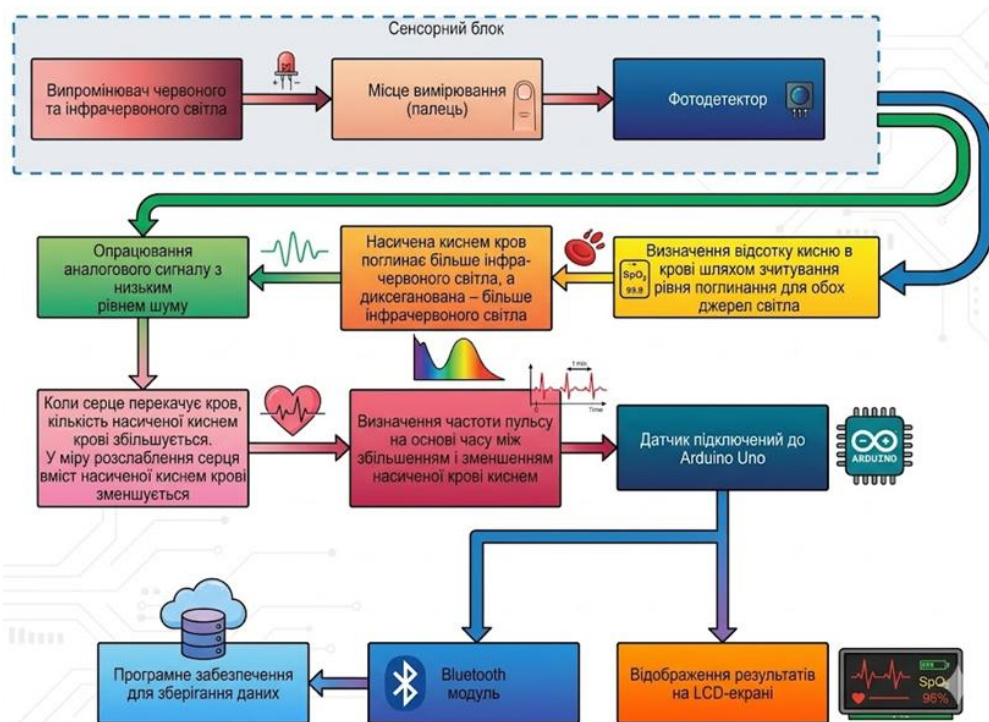


Рис. 3.2. Деталізована структура неінвазивного глюкометра з пульсиметром

Принцип роботи неінвазивного глюкометра полягає в наступному: на першому етапі здійснюється безперервне зчитування даних із сенсорного блоку та обробка аналогового сигналу з низьким рівнем шуму. Рівень сатурації (відсоток кисню в крові) обчислюється на основі різниці поглинання інфрачервоного та червоного випромінювання. Крім того, сенсорний блок фіксує частоту пульсу, аналізуючи часові інтервали між піками та спадами насиченості крові киснем. Цей процес базується на фізіологічному явищі: під час серцевого скорочення (систоли) об'єм оксигенованої крові зростає, а під час розслаблення (діастоли) — зменшується. Отримані первинні дані передаються на мікроконтролер, який обробляє їх за закладеним алгоритмом і виводить кінцеві результати на дисплей.

Для наочної візуалізації взаємодії ключових вузлів розробленого пристрою побудовано його функціональну схему (рис. 3.3). Вона детально відображає лінії живлення та напрямки інформаційних потоків між основними компонентами системи.

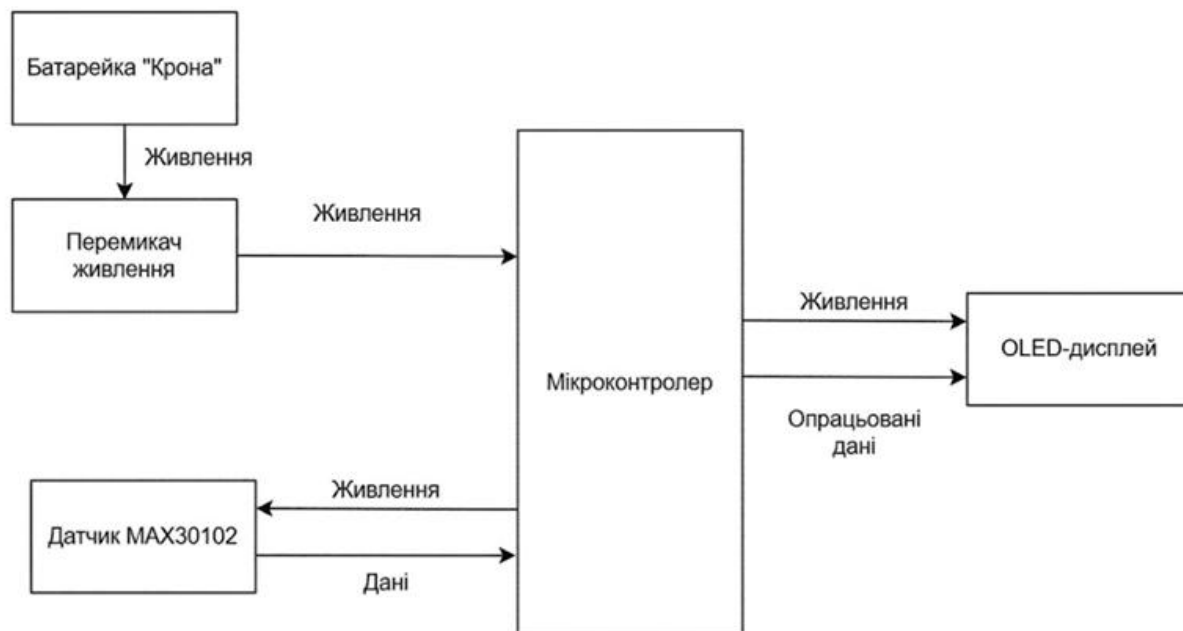


Рис 3.3. Функціональна схема неінвазивного глюкометра

На наведеній функціональній схемі зображено базові апаратні модулі проєктованого пристрою та зв'язки між ними. Автономним джерелом живлення системи виступає батарейка типу «Крона». Напруга від неї надходить на

					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ	Арк.
						66
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

перемикач, що дозволяє керувати енергозабезпеченням компонентів (вмикати або вимикати пристрій). Центральним ядром системи є мікроконтролер Arduino UNO. Він не лише отримує живлення через перемикач, а й виступає керуючим вузлом: розподіляє робочу напругу на периферійні пристрої (сенсор і дисплей) та здійснює обчислення. Датчик MAX30102, що живиться від мікроконтролера, фіксує первинні дані про частоту серцевих скорочень і рівень сатурації, після чого передає їх на мікроконтролер. Після математичної обробки отриманого масиву даних за заданим алгоритмом, мікроконтролер виводить кінцеві результати на OLED-дисплей для візуалізації.

На рис. 3.4 наведено схему електричних з'єднань, яка детально демонструє спосіб комутації мікроконтролера Arduino UNO, сенсора MAX30102, OLED-дисплея та підсистеми живлення. Ця схема відображає апаратну реалізацію зв'язків, необхідних для коректного та стабільного функціонування неінвазивного глюкометра.

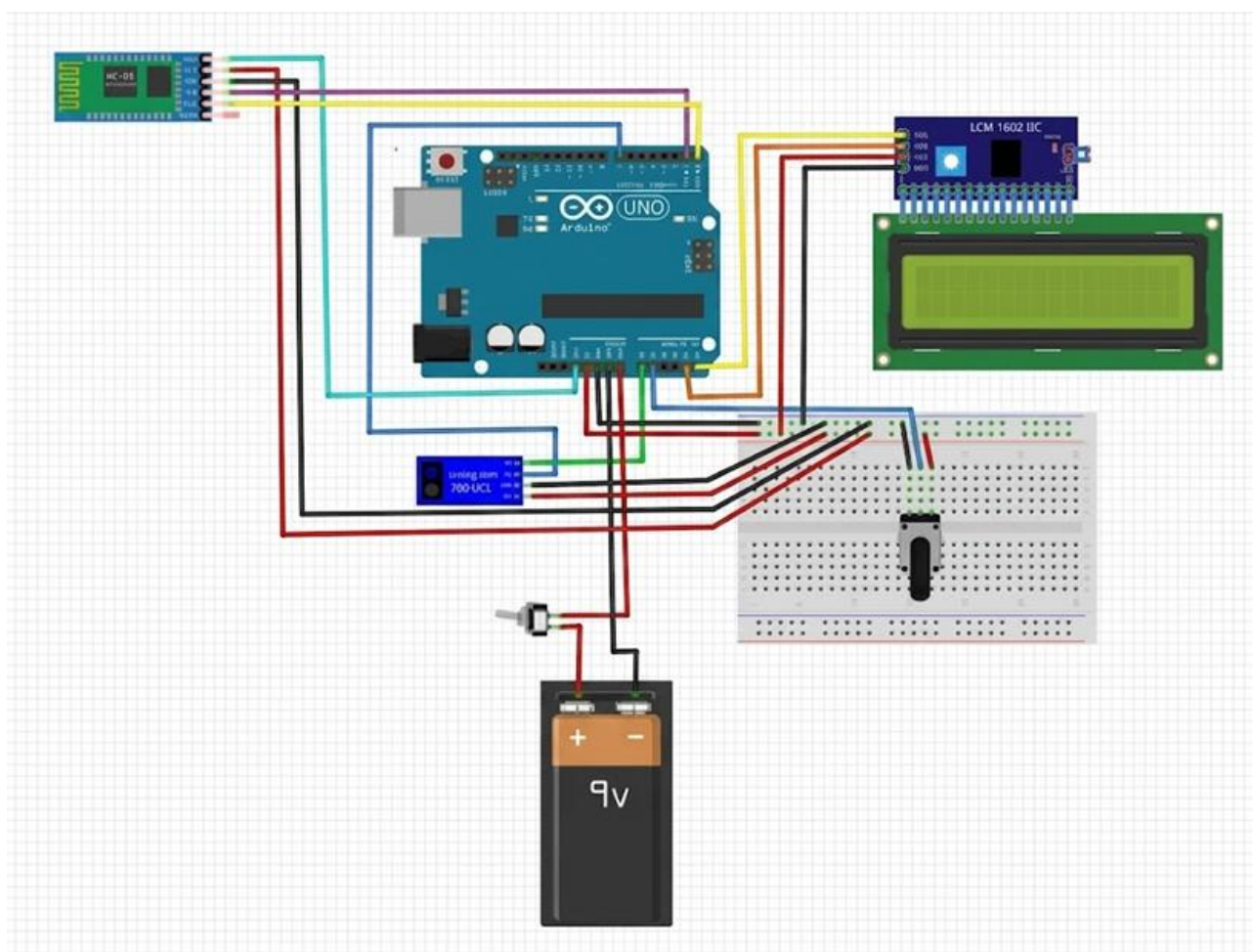


Рис 3.4. Схема електричних з'єднань

3.3. Розробка алгоритмів функціонування неінвазивного глюкометра

Процес вимірювання рівня глюкози розпочинається з розміщення пальця на сенсорному блоці. Джерело випромінює короткохвильове інфрачервоне світло, а фотодіод реєструє інтенсивність потоку, що пройшов крізь тканини. Далі отриманий сигнал проходить через апаратний фільтр для усунення шумів та підсилюється. На наступному етапі відфільтровані дані надсилаються до мікроконтролера Arduino UNO, який програмно обчислює концентрацію глюкози в крові на основі заданого поліноміального рівняння. Завершальною стадією є виведення розрахованих показників на LCD-дисплей, а також їх передача до зовнішнього додатку для збереження та подальшого аналізу. Блок-схему описаного алгоритму функціонування представлено на рис. 3.5.

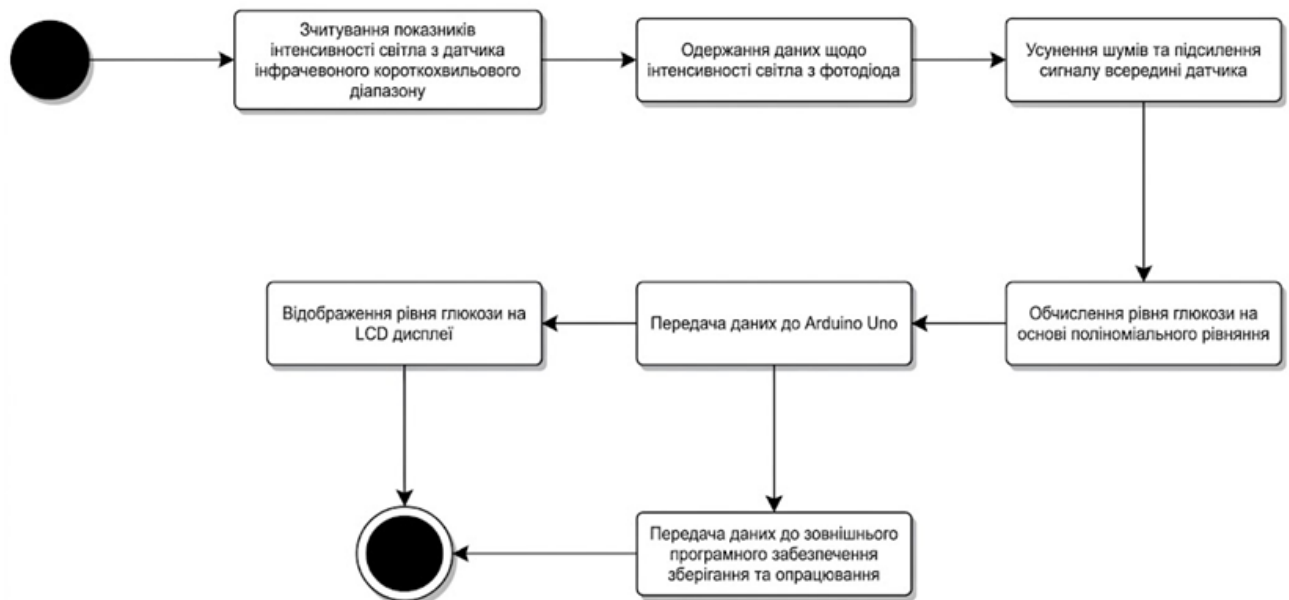


Рис. 3.5. Алгоритм функціонування неінвазивного глюкометра

Оскільки, до складу комп'ютеризованого неінвазивного глюкометра входить ще частина, яка відповідає за визначення рівня насиченості крові, то відповідно необхідно розробити й алгоритм його роботи. На рис. 3.6 схематично наведено принцип його функціонування, щоб в подальшому забезпечить вищу точність визначення рівня глюкози в крові.

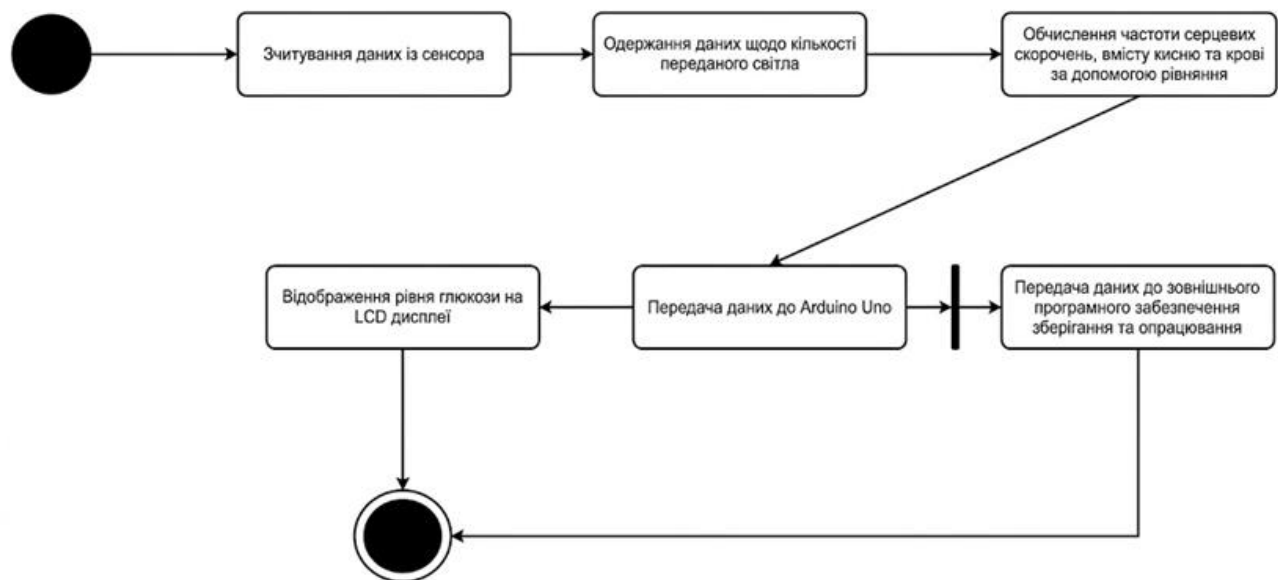


Рисунок 3.6 – Алгоритм одержання та обчислення частоти серцевих скорочень та рівня кисню в крові

Відповідно до рис. 3.6, процес розпочинається зі зчитування даних із сенсора MAX30102, що є аналогічним до процедури вимірювання рівня глюкози. Наступним кроком система фіксує інтенсивність світлового потоку та розраховує частоту серцевих скорочень і рівень кисню в крові, використовуючи математичне рівняння (рис. 3.4). Отримані результати передаються на мікроконтролер Arduino, який виводить їх на рідкокристалічний дисплей (РК-екран) та транслює до зовнішнього програмного забезпечення.

Для втілення алгоритмів, зображених на рис. 3.5 та 3.6, необхідно розробити програму мовою C++ у середовищі Arduino IDE та завантажити її в пам'ять мікроконтролера. Цей програмний код має забезпечувати:

- циклічне обчислення необхідних математичних рівнянь;
- розпізнавання та обробку сигналів вхідної напруги, отриманих із фотодіода;
- керування РК-екраном для коректного виведення результатів роботи неінвазивного глюкометра.

Фрагмент програмного коду, який відповідає за взаємодію з модулем визначення сатурації та частоти серцевих скорочень, проілюстровано на рис. 3.7.

```

pox.update();

if (millis() - tsLastReport > REPORTING_PERIOD_MS) {

    lcd.clear();

    // Виведення пульсу
    lcd.setCursor(0, 0);
    lcd.print("Heart rate:");
    lcd.print(pox.getHeartRate());

    // Виведення рівня сатурації (SpO2)
    lcd.setCursor(0, 1);
    lcd.print("O2 in blood:");

    // Зберігаємо значення SpO2 у змінну, щоб не викликати метод getSpO2() кілька разів
    float currentSpO2 = pox.getSpO2();

    lcd.print(currentSpO2);
    lcd.print("%");

    //
    tsLastReport = millis();

    // Оптимізована логіка відображення спеціальних символів стану
    lcd.setCursor(15, 1);

    if (currentSpO2 >= 96) {
        // Нормальний рівень
        lcd.write(1);
    }
    else if (currentSpO2 >= 91) {
        // Рівень від 91 до 95.9 (усунуто конфлікт зі значенням 96)
        lcd.write(2);
    }
    else {
        // Рівень 90 і нижче
        lcd.write(3);
    }
}

```

Рис. 3.7. Програмний код опрацювання даних з модуля MAX 30102

На початковому етапі програмної реалізації здійснюється підключення необхідних бібліотек для керування сенсором MAX30102 та рідкокристалічним дисплеєм (LCD 16×2). Оскільки обмін даними з модулем MAX30102 відбувається за протоколом I2C, додатково інтегрується відповідна системна бібліотека (зазвичай Wire.h).

У блоці ініціалізації void setup() налаштовується послідовний порт зі швидкістю передачі 115200 бод, після чого виконується перевірка готовності датчика MAX30102. У разі успішного підключення в монітор порту виводиться повідомлення «SUCCESS». Якщо ж виникає помилка ініціалізації, система виводить «FAILED» і зупиняє подальше виконання програми за допомогою нескінченного циклу.

					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ	Арк.
						70
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Далі конфігурується живлення інфрачервоного світлодіода: його струм програмно встановлюється на рівні 7,6 мА (замість стандартного значення 50 мА). Для фіксації кожного удару серця використовується функція зворотного виклику `setOnBeatDetectedCallback`, яка активує обробник подій `onBeatdetected`.

В основному робочому циклі `void loop()` функція `pox.update()` забезпечує безперервне опитування датчика. У результаті, з інтервалом в одну секунду, мікроконтролер виводить розраховані показники частоти серцевих скорочень (уд/хв) та сатурації крові `SpO2 (%)` на екран дисплея. Фрагмент коду, що відповідає за алгоритм визначення рівня глюкози в крові, наведено на рис. 3.8.

```
#include <Wire.h>
#include <LiquidCrystal_I2C.h>
#include "MAX30100_PulseOximeter.h" // Або ваша бібліотека для MAX30102

#define REPORTING_PERIOD_MS 1000
#define analogInPin A0 // Вкажіть пін, до якого підключено фотодіод/сенсор глюкози

// Ініціалізація об'єктів
PulseOximeter pox;
LiquidCrystal_I2C lcd(0x27, 16, 2); // Адреса екрана 0x27 (може бути 0x3F)

uint32_t tsLastReport = 0;
int sensorValue = 0;

// Функція зворотного виклику для фіксації серцебиття
void onBeatDetected() {
    // Тут можна додати логіку блимання світлодіодом при ударі серця, якщо потрібно
}

void setup() {
    Serial.begin(115200);

    // Ініціалізація екрана
    lcd.init();
    lcd.backlight();

    // Перевірка готовності MAX30102
    Serial.print("Initializing pulse oximeter..");
    if (!pox.begin()) {
        Serial.println("FAILED");
        for(;;); // Блокуємо програму при помилці
    } else {
        Serial.println("SUCCESS");
    }

    // Встановлення струму живлення інфрачервоного світлодіода (7.6 мА)
    pox.setIRLedCurrent(MAX30100_LED_CURR_7_6mA);

    // Налаштування функції, яка спрацьовує при ударі серця
    pox.setOnBeatDetectedCallback(onBeatDetected);
}
```

					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		71

```

void loop() {
    // 1. Обов'язково викликаємо update() максимально часто (без delay у loop!)
    pox.update();

    // 2. Неблокуючий таймер: виконується рівно 1 раз на секунду (REPORTING_PERIOD_MS)
    if (millis() - tsLastReport > REPORTING_PERIOD_MS) {

        // --- БЛОК 1: Зчитування пульсу та кисню ---
        float currentSpO2 = pox.getSpO2();

        // --- БЛОК 2: Зчитування та розрахунок глюкози ---
        sensorValue = analogRead(analogInPin);
        float calculatedVal = (0.000009 * sensorValue * sensorValue) + (0.1788 * sensorValue);
        int glucoseVal = round(calculatedVal);

        // --- БЛОК 3: Виведення даних у послідовний порт ---
        Serial.print("Heart rate: ");
        Serial.print(pox.getHeartRate());
        Serial.print(" bpm / SpO2: ");
        Serial.print(currentSpO2);
        Serial.print("% / Glucose: ");
        Serial.println(glucoseVal);

        // --- БЛОК 4: Відображення на LCD ---
        // Очищуємо екран для виведення нових даних
        lcd.clear();

        // Перший рядок: Пульс та Кисень
        lcd.setCursor(0, 0);
        lcd.print("HR:");
        lcd.print(pox.getHeartRate());

        lcd.setCursor(8, 0);
        lcd.print("O2:");
        lcd.print(currentSpO2, 1); // , 1 означає виведення з одним знаком після коми
        lcd.print("%");

        // Спеціальні символи стану сатурації
        lcd.setCursor(15, 0);
        if (currentSpO2 >= 96) {
            lcd.write(1);
        } else if (currentSpO2 >= 91) {

```

Рис. 3.8. Фрагмент коду, що відповідає за логіку роботи неінвазивного глюкометра

Розробка програмної логіки неінвазивного глюкометра розпочинається з підключення спеціалізованих бібліотек для керування рідкокристалічним дисплеєм (РК-дисплеєм). Після цього здійснюється конфігурація виводів мікроконтролера Arduino, до яких підключено екран. Для обробки даних ініціалізуються дві змінні з плаваючою комою: перша — для збереження значення вхідної напруги, друга — для результату обчислення рівня глюкози.

					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ	Арк.
						72
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

На наступному етапі відповідний аналоговий пін Arduino налаштовується як вхід для зчитування напруги, а також ініціалізується РК-дисплей формату 16×2 (два рядки по шістнадцять символів).

Безпосереднє зчитування рівня напруги реалізується за допомогою функції `analogRead()`, після чого отримане значення зберігається у відповідній змінній. Далі ця напруга підставляється у заздалегідь визначене математичне рівняння для розрахунку концентрації глюкози в крові.

На завершальному етапі, за допомогою умовного оператора `if`, виконується категоризація отриманого результату (низький, нормальний або високий рівень цукру). Обчислене значення разом із відповідним текстовим повідомленням виводиться на екран дисплея.

3.4. Тестування розробленого неінвазивного глюкометра

Зазначені вище етапи проєктування дозволили сформуванню остаточної конфігурації пристрою для безболісного неінвазивного вимірювання рівня глюкози.

Процес тестування системи вимагає від користувача щільно притиснути палець до сенсора глюкози на 15 секунд. Оскільки апаратний комплекс додатково оснащено модулем пульсоксиметрії (для визначення сатурації та частоти серцевих скорочень), наступним кроком є розміщення пальця на відповідному другому датчику.

За такої архітектури мікроконтролер Arduino бере на себе всі математичні обчислення та забезпечує виведення отриманих показників на LCD-дисплей. Зовнішній вигляд розробленого комп'ютеризованого глюкометра з розширеним функціоналом наведено на рис. 3.9.

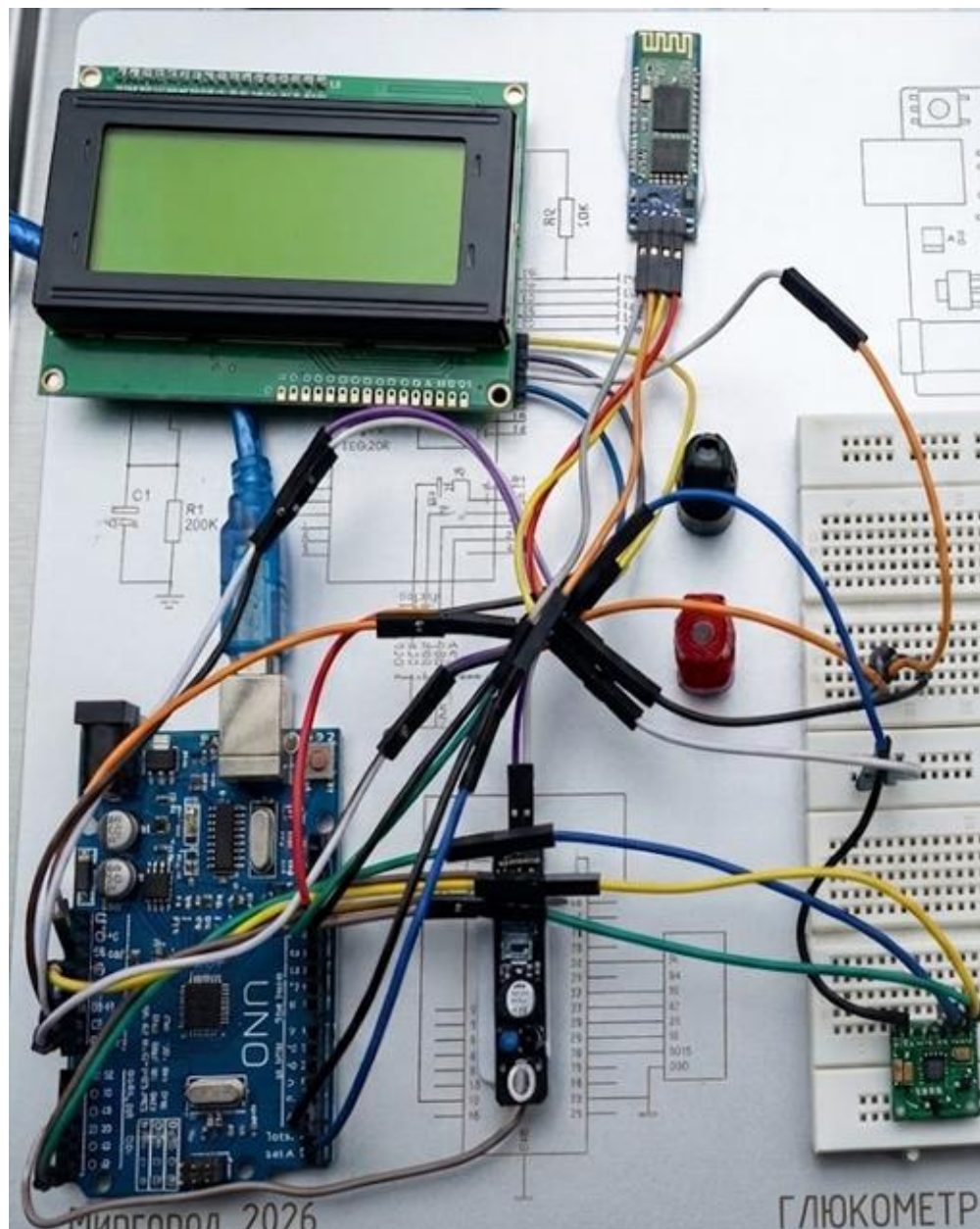


Рис. 3.9. Неінвазивний глюкометр з функціями визначення частоти серцевих скорочень та рівня кисню в крові людини

Для перевірки працездатності розробленого пристрою було проведено два паралельні тести: класичним інвазивним методом (із використанням стандартного глюкометра) та неінвазивним — за допомогою нашого макета. Отримані дані, а також розраховане відхилення відносно еталонного інвазивного вимірювання, зведено в таблицю 3.1.

**Результати порівняльного тестування інвазивного та неінвазивного
методів вимірювання глюкози**

№	Рівень глюкози (еталон), ммоль/л	Рівень глюкози (розроблений пристрій), ммоль/л	Абсолютна похибка, ммоль/л	Відносна похибка, %
1	5,4	5,8	+0,4	7,4
2	4,8	4,5	-0,3	6,3
3	10,0	10,9	+0,9	9,0
4	9,2	8,5	-0,7	7,6
5	14,6	13,4	-1,2	8,2
6	5,6	5,9	+0,3	5,4
7	5,1	5,5	+0,4	7,8
8	5,3	4,9	-0,4	7,5
9	5,6	6,2	+0,6	10,7
10	4,4	4,8	+0,4	9,1

Абсолютна похибка: $\Delta G = G_{\text{пр}} - G_{\text{ет}}$

Відносна похибка: $\delta = \frac{|G_{\text{пр}} - G_{\text{ет}}|}{G_{\text{ет}}} 100\%$,

де:

$G_{\text{ет}}$ — еталонне значення глюкози, отримане інвазивним методом;

$G_{\text{пр}}$ — значення, отримане розробленим неінвазивним пристроєм.

Для оцінки клінічної точності спроектованого глюкометра було використано метод аналізу сітки помилок Кларка (Clarke Error Grid Analysis). Ця методика дозволяє наочно порівняти експериментальні прогнозовані значення з еталонними показниками, а головне — оцінити можливі клінічні наслідки розбіжностей для здоров'я пацієнта.

На рис. 3.10 представлено побудовану сітку, де по осі X відкладено референтні (еталонні) дані інвазивного методу, а по осі Y — результати, отримані нашим пристроєм. Ідеальний збіг графічно відображає діагональна лінія. Загалом простір сітки поділено на п'ять функціональних зон (від А до Е):

- **Зона А (клінічно точні результати):** охоплює точки, де відхилення від еталона не перевищує 20%, або значення, що потрапляють у межі гіпоглікемії (менше ніж 70 мг/дл). Показники в цій зоні є безпечними та гарантують прийняття правильних медичних рішень.

- **Зона В (клінічно прийнятні результати):** містить вимірювання з похибкою понад 20%. Проте такі відхилення не призведуть до критичних помилок у терапії: пацієнт або отримає адекватне (доброякісне) лікування, або воно буде тимчасово відсутнє без шкоди для організму.
- **Зона С (надмірна корекція):** небезпечна ділянка, оскільки отримані дані можуть спровокувати лікаря чи пацієнта на необґрунтоване та надмірне коригування рівня глюкози, яке не відповідає реальному стану.
- **Зона D (невиявлення критичних станів):** зона, де прилад повністю «пропускає» небезпечні відхилення. Наприклад, коли реальний рівень цукру критично високий, а макет показує значення в межах норми, що унеможлиблює своєчасну допомогу.
- **Зона Е (помилкове лікування):** найбільш критична область помилок. Тут прогнозовані пристроєм дані є прямо протилежними до реальних (наприклад, відображається гіпоглікемія замість гіперглікемії). Це тягне за собою призначення хибної терапії, що загрожує життю пацієнта.

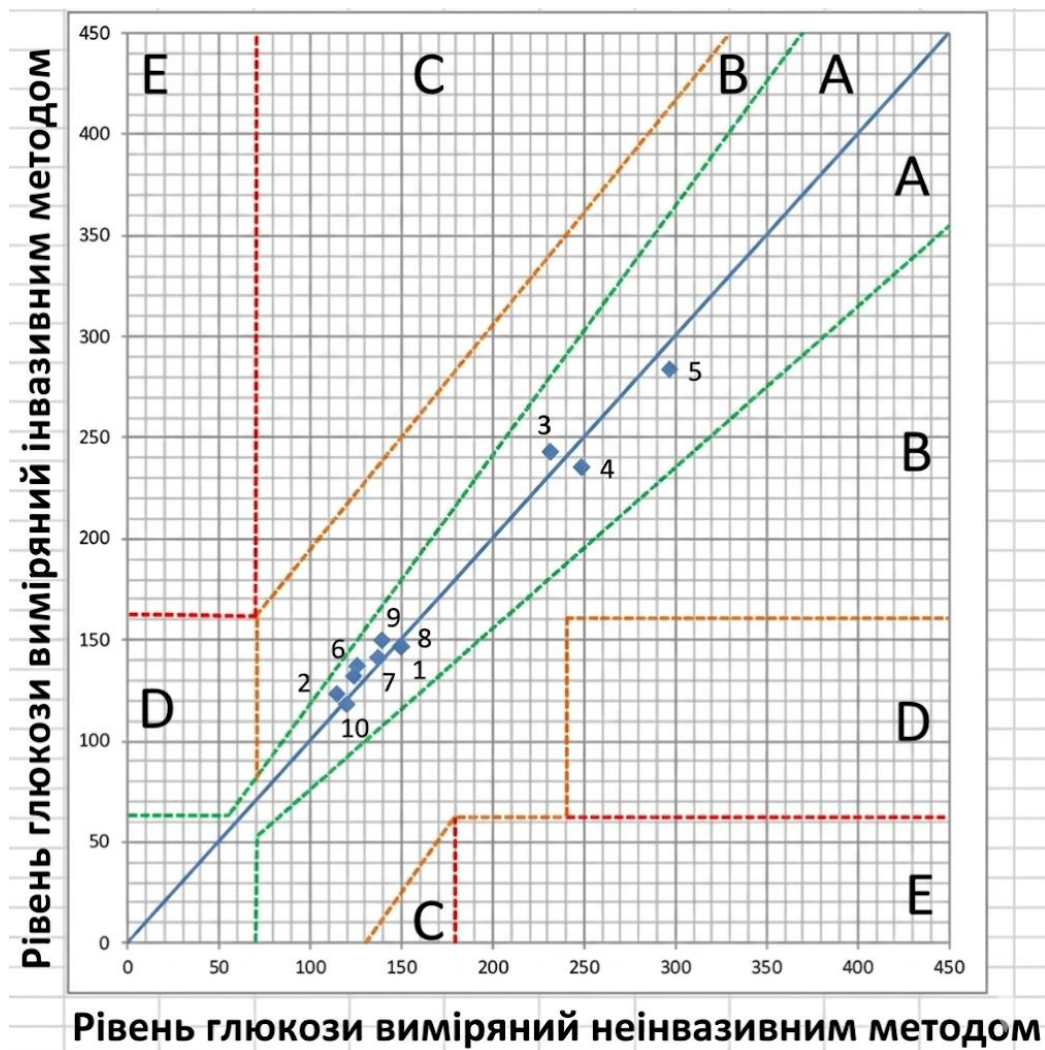


Рис. 3.10. Сітка помилок Кларка

Проведене порівняльне тестування показало, що результати, отримані за допомогою розробленого неінвазивного пристрою, у більшості випадків є близькими до еталонних значень інвазивного глюкометра. Значення відносної похибки для всіх проведених вимірювань перебувають у межах від 5,4 % до 10,7 %, що для експериментального макета можна вважати задовільним результатом. Найменше відхилення спостерігається у вимірюванні №6, де похибка становить лише 5,4 %, тоді як найбільше — у вимірюванні №9 (10,7 %). При цьому критичних відхилень, які могли б призвести до повністю неправильного визначення стану пацієнта, зафіксовано не було.

Аналіз отриманих даних свідчить про те, що запропонований метод неінвазивного контролю рівня глюкози має потенціал для подальшого розвитку та практичного застосування. Результати демонструють достатню стабільність роботи сенсорної системи в різних діапазонах концентрації глюкози. Особливо

важливо, що пристрій коректно реагує як на нормальні показники, так і на підвищені значення глюкози в крові.

Перевагою розробленого пристрою є повна відсутність проколювання шкіри під час вимірювання, що робить процес контролю глюкози менш болісним і більш комфортним для користувача. Це особливо актуально для людей із цукровим діабетом, які змушені проводити вимірювання декілька разів на день. Крім того, використання оптичного методу потенційно дозволяє реалізувати безперервний моніторинг рівня глюкози без потреби у витратних тест-смужках.

Разом із цим під час тестування були виявлені й певні недоліки макета. На точність вимірювань суттєво впливають зовнішні фактори, зокрема інтенсивність освітлення, положення пальця відносно сенсора, індивідуальні особливості шкіри користувача та наявність шумів у сигналі фотодетектора. Також отримані результати показують, що точність вимірювання зменшується при високих концентраціях глюкози, де абсолютна похибка є більшою. Це свідчить про необхідність додаткового калібрування системи та вдосконалення алгоритмів обробки сигналу.

Результати аналізу за методом Clarke Error Grid підтвердили клінічну прийнятність більшості отриманих значень. Основна частина експериментальних точок потрапляє до зон А та В, що вказує на безпечність результатів для прийняття медичних рішень і відсутність критичних помилок вимірювання. Це означає, що навіть за наявності певних відхилень пристрій загалом правильно відображає тенденцію зміни рівня глюкози.

У подальшому доцільно вдосконалити конструкцію пристрою шляхом використання більш чутливих фотодетекторів, стабілізації джерела випромінювання та впровадження цифрової фільтрації шумів. Також перспективним напрямом є застосування методів машинного навчання для підвищення точності прогнозування рівня глюкози на основі отриманих оптичних даних. Додатково варто збільшити кількість експериментальних вимірювань та провести тестування на ширшій групі користувачів, що дозволить оцінити стабільність роботи системи в реальних умовах експлуатації.

					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ	Арк.
						78
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Отже, проведені дослідження підтвердило працездатність створеного макета неінвазивного глюкометра та можливість подальшого розвитку даного напрямку. Незважаючи на наявність певних похибок, отримані результати демонструють перспективність використання оптичних методів для безконтактного контролю рівня глюкози в крові.

Висновки до розділу

У третьому розділі виконано розроблення комп'ютеризованого неінвазивного глюкометра на базі платформи Arduino UNO, принцип дії якого ґрунтується на використанні оптичного методу ближнього інфрачервоного випромінювання. Проведено проєктування структурної, функціональної та принципово-електричної схем пристрою, визначено основні апаратні компоненти системи та досліджено особливості їхньої взаємодії.

У ході роботи обґрунтовано використання ІЧ-випромінювання з довжиною хвилі 940 нм для аналізу зміни інтенсивності світлового потоку після проходження через тканини пальця. Розроблено сенсорний модуль на основі ІЧ-випромінювача, фотодетектора та датчика MAX30102, що забезпечує одночасне визначення рівня глюкози, частоти серцевих скорочень і сатурації крові. Для обробки сигналу реалізовано каскади підсилення та фільтрації, а також програмні алгоритми цифрової обробки даних.

Розроблено алгоритми функціонування системи та програмне забезпечення мовою C++ у середовищі Arduino IDE. Програмна реалізація забезпечує зчитування аналогових сигналів із сенсорів, математичне опрацювання даних, розрахунок прогнозованого рівня глюкози, визначення пульсу та рівня кисню в крові, а також виведення результатів на LCD/OLED-дисплей і передачу їх через Bluetooth-модуль HC-06 до зовнішнього програмного застосунку.

Проведене тестування створеного макета показало працездатність запропонованого рішення. За результатами порівняння з еталонним інвазивним методом відносна похибка вимірювань перебувала в межах 5,4–10,7 %, що є прийнятним показником для експериментального неінвазивного пристрою.

Аналіз за методом Clarke Error Grid підтвердив клінічну прийнятність більшості

					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ	Арк.
						79
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

отриманих результатів, оскільки основна частина вимірювань потрапила до зон А та В.

Встановлено, що основними перевагами розробленого пристрою є безболісність процедури вимірювання, відсутність витратних тест-смужок, можливість безперервного моніторингу та додатковий контроль фізіологічних параметрів організму. Водночас визначено чинники, які впливають на точність вимірювань: зовнішнє освітлення, положення пальця, індивідуальні особливості шкіри та шуми фотосенсора.

Отримані результати підтверджують перспективність застосування оптичних методів для неінвазивного контролю рівня глюкози в крові та доцільність подальшого вдосконалення системи шляхом підвищення чутливості сенсорів, покращення алгоритмів обробки сигналів і використання методів машинного навчання для підвищення точності прогнозування.

					<i>ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ</i>	Арк.
						80
<i>Змн.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		

ВИСНОВКИ

У дипломній роботі виконано дослідження сучасних методів неінвазивного контролю рівня глюкози в крові та розроблено експериментальний макет комп'ютеризованого неінвазивного глюкометра на базі платформи Arduino.

У процесі виконання роботи проаналізовано основні підходи до вимірювання рівня глюкози, зокрема інвазивні, малоінвазивні та неінвазивні методи. Встановлено, що найбільш перспективними для створення мобільних і комфортних систем моніторингу є оптичні методи, засновані на використанні ближнього інфрачервоного випромінювання. Проведений аналіз сучасних комерційних пристроїв та патентних рішень підтвердив актуальність розроблення компактних систем неінвазивного контролю глікемії.

У роботі розроблено структурну, функціональну та принципову електричну схеми неінвазивного глюкометра. Реалізовано сенсорний модуль на основі ІЧ-випромінювача, фотодетектора та сенсора MAX30102, що дозволяє додатково визначати частоту серцевих скорочень і рівень сатурації крові. Для обробки сигналів використано мікроконтролер Arduino UNO, який забезпечує збір, фільтрацію, математичну обробку та виведення результатів вимірювання.

Розроблено алгоритми функціонування пристрою та програмне забезпечення мовою C++ у середовищі Arduino IDE. Програмна частина реалізує зчитування аналогових сигналів, розрахунок прогнозованого рівня глюкози, обчислення параметрів пульсу та сатурації, а також передачу результатів на дисплей і через Bluetooth-інтерфейс до зовнішнього застосунку.

Проведене експериментальне тестування підтвердило працездатність розробленого пристрою. За результатами порівняння з еталонним інвазивним методом встановлено, що відносна похибка вимірювань перебуває в межах 5,4–10,7 %, що є прийнятним результатом для експериментального макета.

					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ					
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата						
Розроб.		Канівець М.С.			ВИСНОВКИ		Лім.	Арк.	Акрушіє	
Керівник		Донченко В.Ю.							82	2
Реценз.		Козуб Ю.Г.					ЛНУ Кафедра ІТС, Гр.4КІ			
Н. Контр.										
Зав. каф.		Семенов М.А.								

Аналіз за методом Clarke Error Grid показав, що більшість отриманих значень належать до клінічно прийнятних зон А та В, що підтверджує безпечність та перспективність запропонованого підходу.

Основними перевагами створеної системи є безболісність вимірювання, відсутність витратних матеріалів, можливість безперервного контролю та інтеграція додаткових функцій моніторингу фізіологічних параметрів. Разом із тим встановлено, що на точність результатів впливають зовнішні фактори, зокрема положення пальця, інтенсивність освітлення, індивідуальні особливості тканин та наявність шумів у сигналі.

Перспективами подальшого розвитку роботи є вдосконалення сенсорної системи, використання більш чутливих фотодетекторів, впровадження цифрових методів фільтрації сигналів, застосування алгоритмів машинного навчання для підвищення точності прогнозування, а також проведення масштабного тестування на більшій вибірці користувачів.

Отже, результати дипломної роботи підтверджують можливість реалізації неінвазивного контролю рівня глюкози на основі оптичних методів та демонструють перспективність подальшого розвитку даного напрямку в галузі медичних інформаційно-вимірювальних систем.

					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		82

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. American Diabetes Association. *Annual Review of Diabetes 2008*. American Diabetes Association, 2008.
2. Mark H., Workman J. What Can NIR Predict? // *Chemometrics in Spectroscopy*. Elsevier, 2018. P. 535–544. DOI: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-805309-6.00079-9>.
3. Jain P., Joshi A. M., Mohanty S. P., Cenkeramaddi L. R. Non-Invasive Glucose Measurement Technologies: Recent Advancements and Future Challenges // *IEEE Access*. 2024. Vol. 12. P. 61907–61936. DOI: <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2024.3389819>.
4. Статистика захворювання цукровим діабетом / World Health Organization (WHO). 2025. URL: <https://www.who.int/health-topics/diabetes> (дата звернення: 22.05.2026).
5. Нікіцька М., Андрусечко І. Цукровий діабет в Україні // *Star and Unicorn*. 2024. URL: <https://www.snu.agency/blog/diabetes-mellitus-in-ukraine> (дата звернення: 22.05.2026).
6. Nelson M. K. *Insurrection of Glucose: Definition of Glucose, Signs of Excessive Glucose Intake, Glucose Level, Factors Influencing Blood Glucose Level*. Independently Published, 2022.
7. Brodowicz M. *Diabetes Mellitus: Symptoms, Types, Effects Essay*. 2024. URL: <https://aithor.com/essay-examples/diabetes-mellitus-symptoms-types-effects-essay> (дата звернення: 22.05.2026).
8. Solnica B., Naskalski J. W., Sieradzki J. Analytical performance of glucometers used for routine glucose self-monitoring of diabetic patients // *Clinica Chimica Acta*. 2003. Vol. 331, № 1–2. P. 29–35. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0009-8981\(03\)00079-2](https://doi.org/10.1016/S0009-8981(03)00079-2).

					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ						
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата	СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ				Літ.	Арк.	Акрушів
Розроб.		Канівець М.С.									
Керівник		Донченко В.Ю.								84	3
Реценз.		Козуб Ю.Г.							ЛНУ Кафедра ІТС, Гр.4КІ		
Н. Контр.											
Зав. каф.		Семенов М.А.									

9. Mercy Bai V. D., P. D. K., P. M. Non-Invasive Glucose Monitoring Device // *International Journal of Health Sciences and Research*. 2023. Vol. 13, № 10. P. 69–73. DOI: <https://doi.org/10.52403/IJHSR.20231009>.
10. Hina A., Saadeh W. Noninvasive Blood Glucose Monitoring Systems Using Near-Infrared Technology—A Review // *Sensors*. 2022. Vol. 22, № 13. P. 4855. DOI: <https://doi.org/10.3390/s22134855>.
11. Ishikawa D., Ishigaki M., Gowen A. A. NIR Imaging // *Near-Infrared Spectroscopy* / ed. by Y. Ozaki, C. Huck, S. Tsuchikawa, S. B. Engelsen. Singapore : Springer, 2021. DOI: https://doi.org/10.1007/978-981-15-8648-4_22.
12. Beckers I. Measuring Glucose concentration NIR Absorption Spectroscopy // *Oxford Instruments*. URL: <https://andor.oxinst.com/learning/view/article/spectral-response-of-glucose> (дата звернення: 22.05.2026).
13. Arduino UNO R3 Documentation. 2025. URL: <https://docs.arduino.cc/hardware/uno-rev3/> (дата звернення: 22.05.2026).
14. MAX30100 Datasheet and Product Info / Analog Devices. URL: <https://www.analog.com/en/products/max30100.html> (дата звернення: 22.05.2026).
15. SSD1306 128×64 Mono 0.96 Inch I2C OLED Display Datasheet // *Datasheet Hub*. 2022. URL: <https://www.datasheethub.com/ssd1306-128x64-mono-0-96-inch-i2c-oled-display/> (дата звернення: 22.05.2026).
16. Prinz P., Kirch-Prinz U. *A Complete Guide to Programming in C++*. Jones & Bartlett Publishers, 2004.
17. Thibaud, M., Chi, H., Zhou, W., Piramuthu, S., Internet of Things (IoT) in high-risk Environment, Health and Safety (EHS) industries: A comprehensive review, *Decision Support Systems*, 2018, 108, 79-95.
18. Ayón, C., *Unpacking Immigrant Health: Policy, Stress, and Demographics, Race and Social Problems*, 2018, 1-3.

19. Chaudhary, R., Jindal, A., Aujla, G. S., Kumar, N., Das, A. K., Saxena, N., LSCSH: Lattice-Based Secure Cryptosystem for Smart Healthcare in Smart Cities Environment, IEEE Communications Magazine, 2018, 56(4), 24-32.
20. Abdullah, A., Ismael, A., Rashid, A., Abou-ElNour, A., Tarique, M., Real time wireless health monitoring application using mobile devices, International Journal of Computer Networks & Communications, 2015, 7(3), 13-30.
21. Kakria, P., Tripathi, N. K., Kitipawang, P., A real-time health monitoring system for remote cardiac patients using smartphone and wearable sensors, International journal of telemedicine and applications, 2015, 8.
22. Majumder, S., Mondal, T., Deen, M. J., Wearable sensors for remote health monitoring, Sensors, 2017, 17(1), 130.
23. Saha, J., Saha, A. K., Chatterjee, A., Agrawal, S., Saha, A., Kar, A., Saha, H. N., Advanced IOT based combined remote health monitoring, home automation and alarm system. In Computing and Communication Workshop and Conference, IEEE 8th Annual, 2018, pp 602-606.
24. HC-05 and HC-06 zs-040 Bluetooth modules. First Look. 2014. URL: <http://www.martyncurrey.com/hc-05-and-hc-06-zs-040-bluetooth-modules-first-look/>

ДОДАТОК А

Програмний код ініціалізації датчиків

```
#include <Wire.h>

#include <LiquidCrystal_I2C.h>

#include "MAX30100_PulseOximeter.h" // Або ваша бібліотека для
MAX30102

#define REPORTING_PERIOD_MS 1000

#define analogInPin A0 // Вкажіть пін, до якого підключено фотодіод/сенсор
ГЛЮКОЗИ

// Ініціалізація об'єктів
PulseOximeter pox;
LiquidCrystal_I2C lcd(0x27, 16, 2); // Адреса екрана 0x27 (може бути 0x3F)
uint32_t tsLastReport = 0;
int sensorValue = 0;

// Функція зворотного виклику для фіксації серцебиття
void onBeatDetected() {
    // Тут можна додати логіку блимання світлодіодом при ударі серця, якщо
    потрібно
}

void setup() {
    Serial.begin(115200);

    // Ініціалізація екрана
    lcd.init();
    lcd.backlight();

    // Перевірка готовності MAX30102
    Serial.print("Initializing pulse oximeter..");
```

					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ				
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата	ДОДАТОК А	Літ.	Арк.	Акрушіє	
Розроб.		Канівець М.С.							
Керівник		Донченко В.Ю.					87	3	
Реценз.		Козуб Ю.Г.				ЛНУ Кафедра ІТС, Гр.4КІ			
Н. Контр.									
Зав. каф.		Семенов М.А.							


```

if (!pox.begin()) {
    Serial.println("FAILED");
    for(;;); // Блокуємо програму при помилці
} else {
    Serial.println("SUCCESS");
}

// Встановлення струму живлення інфрачервоного світлодіода (7.6 мА)
pox.setIRLedCurrent(MAX30100_LED_CURR_7_6mA);

// Налаштування функції, яка спрацьовує при ударі серця
pox.setOnBeatDetectedCallback(onBeatDetected);
}

void loop() {
    // 1. Обов'язково викликаємо update() максимально часто (без delay у
loop!)
    pox.update();

    // 2. Неблокуючий таймер: виконується рівно 1 раз на секунду
(REPORTING_PERIOD_MS)
    if (millis() - tsLastReport > REPORTING_PERIOD_MS) {
        // --- БЛОК 1: Зчитування пульсу та кисню ---
        float currentSpO2 = pox.getSpO2();

        // --- БЛОК 2: Зчитування та розрахунок глюкози ---
        sensorValue = analogRead(analogInPin);
        float calculatedVal = (0.000009 * sensorValue * sensorValue) + (0.1788 *
sensorValue) + 49.454;
        int glucoseVal = round(calculatedVal);

        // --- БЛОК 3: Виведення даних у послідовний порт ---
        Serial.print("Heart rate: ");
        Serial.print(pox.getHeartRate());
        Serial.print(" bpm / SpO2: ");
    }
}

```

					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ	Арк.
						87
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

```

Serial.print(currentSpO2);
Serial.print("% / Glucose: ");
Serial.println(glucoseVal);
// --- БЛОК 4: Відображення на LCD ---
// Очищуємо екран для виведення нових даних
lcd.clear();

// Перший рядок: Пульс та Кисень
lcd.setCursor(0, 0);
lcd.print("HR:");
lcd.print(pox.getHeartRate());

lcd.setCursor(8, 0);
lcd.print("O2:");
lcd.print(currentSpO2, 1); // , 1 означає виведення з одним знаком після
КОМИ
lcd.print("%");

// Спеціальні символи стану сатурації
lcd.setCursor(15, 0);
if (currentSpO2 >= 96) {
    lcd.write(1);
} else if (currentSpO2 >= 91) {
    lcd.write(2);
} else {
    lcd.write(3);
}

// Другий рядок: Рівень глюкози
lcd.setCursor(0, 1);
lcd.print("Blood Sugar: ");
lcd.print(glucoseVal);

```

					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ	Арк.
						88
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

// Оновлюємо час останнього звіту

tsLastReport = millis();

}

}

					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ	Арк.
						89
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ДОДАТОК Б

Arduino код для вимірювання пульсу

```
// ВИВІД ЗНАЧЕНЬ ПУЛЬСУ В МОНІТОР ПОРТУ:           //

#include <iarduino_SensorPulse.h>                    // підключаємо бібліотеку
для роботи з датчиком пульсу

iarduino_SensorPulse Pulse(A5);                      // Підключаємо сенсор до 5
аналогового входу. Допускається вказати ще один вивід як другий параметр.

// На другому виводі бібліотека буде
встановлювати «1» протягом 100 мс після піку пульсу.

void setup(){                                         //
    Serial.begin(9600);                               // Ініціюємо зв'язок із монітором
послідовного порту на швидкості 9600 біт/с.

    Pulse.begin();                                    // Ініціюємо роботу з датчиком
пульсу.
}                                                      //

void loop(){                                          //
    if(Pulse.check(ISP_VALID)==ISP_CONNECTED){        // Можливі
значення: ISP_DISCONNECTED, ISP_CONNECTED, ISP_CHANGED.

        Serial.println("Датчик підключено!");        // Виводимо повідомлення.

        while(Pulse.check(ISP_VALID)==ISP_CONNECTED){ // Виконуємо
цикл, поки стан датчика пульсу дорівнює ISP_CONNECTED.

            if(Pulse.check(ISP_BEEP)==0){              // Перевіряємо кількість
децисекунд після піку пульсу.

                Serial.println(Pulse.check(ISP_PULSE)); // Виводимо середнє
значення пульсу (ударів за хвилину).

                delay(100);                             // Затримка 100 мс, щоб уникнути
дублювання одного удару пульсу.

            }                                           //
        }                                           //
    }else{                                           // Якщо стан датчика пульсу не
ISP_CONNECTED.
```

					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ	Арк.
						90
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

```

        Serial.println("Сенсор відключено!");      // Виводимо повідомлення.
        while(Pulse.check(ISP_VALID)!=ISP_CONNECTED){    // Чекаємо
поки сенсор знову підключиться.

                delay(1000);                                // Затримка 1 секунда — зменшує
кількість хибних визначень.

        }                                                //
    }                                                    //
}                                                        //

/* У бібліотеці всього 2 функції: begin() і check().    //
* Функція check() повертає значення uint16_t:          //
* Pulse.check(ISP_ANALOG); - 0...1024 - Дані з аналогового входу.
* Pulse.check(ISP_PULSE); - 0...999 - Пульс (ударів за хвилину).
* Pulse.check(ISP_BEEP); - 0...2621 - Десяті частки секунди після
останнього піку пульсу.
* Pulse.check(ISP_VALID); - стан: - ISP_DISCONNECTED - сенсор
відключено.
*                               ISP_CONNECTED - сенсор підключено.
*                               ISP_CHANGED - стан сенсора змінився.

```

					ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ	Арк.
						91
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		