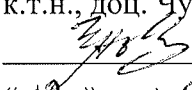


МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ «ЖИТОМИРСЬКА ПОЛІТЕХНІКА»
ФАКУЛЬТЕТ ІНФОРМАЦІЙНО-КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ
КАФЕДРА КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ У МЕДИЦИНІ ТА ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЯХ

«Допущено до захисту»

В.о. завідувача кафедри
комп'ютерних технологій у
медицині та телекомунікаціях
к.т.н., доц. Чухов В.В.


« 12 » 06 2023 р.

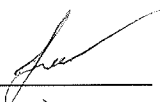
КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на тему

Розробка приладу вимірювання рівня цукру в крові

**за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія»
освітній ступінь «бакалавр»**

Виконавець роботи
студент 4 курсу, гр.БІ-19-1


(дата, підпис)

Плевако А.І

Керівник роботи
к.т.н., доц.


(дата, підпис)

Коренівська О.Л.

Житомир
2023

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ «ЖИТОМИРСЬКА ПОЛІТЕХНІКА»
ФАКУЛЬТЕТ ІНФОРМАЦІЙНО-КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ
КАФЕДРА КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ У МЕДИЦИНІ ТА
ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЯХ

**Пояснювальна записка
до кваліфікаційної роботи бакалавра**

на тему

Розробка приладу вимірювання рівня цукру в крові

Виконав: студент 4 курсу,
групи БІ-19-1 спеціальності
163 «Біомедична інженерія»

Плевако А.І.

Керівник Коренівська О.Л.

Рецензент Коломієць Р.О.

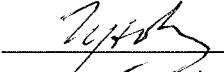
Житомир

2023

						Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		1

«Затверджено»

В.о. завідувача кафедри
комп'ютерних технологій у
медицині та телекомунікаціях

 Владислав ЧУХОВ
« 20 » 10 2023 р.

ЗАВДАННЯ

на кваліфікаційну роботу бакалавра

Студента Плевако А.І

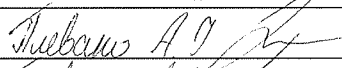
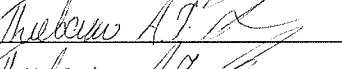
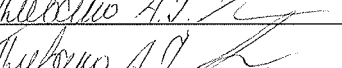
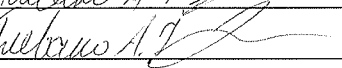
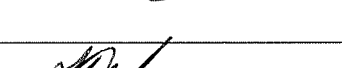
Тема роботи Розробка приладу вимірювання рівня цукру в крові

Затверджена Наказом університету від « 12 » Жовтня 2022 р. № 460а/с

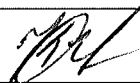
Термін здачі студентом завершеної роботи 10 червня 2023 р.

Вихідні дані роботи метод вимірювання – амперметричний, передача даних на ПК та смартфон, похибка вимірювання не більше 5%

Консультанти з випускної кваліфікаційної роботи із зазначенням розділів, що їх стосуються

Розділ	Консультант	Підпис, дата	
		Завдання видав	Завдання прийняв
1	Коренівська О.Л.		
2	Коренівська О.Л.		
3	Коренівська О.Л.		
4	Коренівська О.Л.		
5	Коренівська О.Л.		

Керівник



(підпис)

Календарний план

№ з/п	Назва етапів кваліфікаційної роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1	Огляд літератури	до 01.03.23 р.	
2	Технічне завдання	до 10.03.23 р.	
3	Розробка структурної схеми	до 01.04.23 р.	
4	Розробка схеми принципової	до 01.05.23 р.	
5	Конструкторська частина	до 01.06.23 р.	
6	Оформлення ПЗ	до 10.06.23 р.	

Студент

Мельник А.В.
(підпис)

Керівник

[підпис]
(підпис)

АНОТАЦІЯ

Самоконтроль вуглеводного обміну є зручним інструментом запобігання гіперглікемії і ефективним заходом профілактики серцево-судинних захворювань і смертності.

Метою дипломної роботи є розробка схеми електричної принципової приладу глікемічного контролю. Для цього було виконано такі завдання: проведено аналіз літератури, огляд та порівняння прототипів, розробка технічного завдання, розробка структурної схеми приладу, розробка електричної принципової схеми приладу та перевірка її роботи у середовищі Micro-Cap 9, розробка конструкції приладу глікемічного контролю.

Дипломна робота містить 5 розділів, 22 ілюстрації, 14 таблиць та 20 джерел у переліку посилань.

ABSTRACT

Self-control of carbohydrate metabolism is a convenient tool for preventing hyperglycemia and an effective measure for the prevention of cardiovascular diseases and mortality.

The aim of the diploma work is to develop a scheme of an electrical principle device for glycemic control. To do this, the following tasks were performed: literature analysis, review and comparison of prototypes, development of the technical task, development of the structural diagram of the device, development of the electrical schematic diagram of the device and verification of its operation in the Micro-Cap 9 environment, development of the design of the glycemic control device.

The thesis contains 5 chapters, 22 illustrations, 14 tables and 20 sources in the list of references.

							Лист
							4
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата			

РЕФЕРАТ

Випускна кваліфікаційна робота містить 48 сторінок та складається з 5 розділів, 22 рисунків, 14 таблиць, 2 додатків.

В першому розділі проведено огляд та аналіз літератури, прототипів для розробки. В результаті огляду вибрано метод вимірювання рівня глюкози в крові та поставлено основні задачі для подальшої роботи.

В другому розділі розроблено технічне завдання, пункти якого будуть реалізовані в подальшому.

В третьому розділі проведено розробку структурної схеми приладу, описано основні складові блоки та їх функціональне призначення.

В четвертому розділі проведено вибір та розрахунок складових принципової схеми, наведено синтез схеми електричної принципової розробленого приладу.

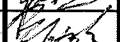
П'ятий розділ містить розрахунок конструкції розроблюваного приладу вимірювання рівня глюкози в крові.

В роботі наведено висновки по роботі, список використаних джерел, міститься два додатки – схема електрична принципова та перелік елементів.

							Лист
							5
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата			

ЗМІСТ

Анотація	4
Реферат	5
Вступ	7
1 Аналіз літературних джерел	8
1.1. Метаболізм глюкози в організмі людини	8
1.2. Цукровий діабет, можливі ускладнення та самоконтроль	9
1.3. Вимірювання рівня цукру в крові.....	11
1.4. Огляд приладів вимірювання рівня глюкози в крові	15
Висновки до розділу 1	25
2 Технічне завдання на розробку.....	26
3 Розробка структурної схеми приладу	27
4 Розробка принципової схеми приладу	29
4.1 Сенсор та перетворювач струм-напруга з підсиленням.....	29
4.2 Розрахунок фільтра низьких частот	31
4.3 Блок керування, обробки та передачі даних	33
5 Конструкторська частина	36
5.1 Розрахунок габаритних розмірів плати.....	36
5.2 Розрахунок малюнку друкованої плати	37
5.3 Розрахунок надійності приладу	41
Висновки	44
Список використаної літератури	45
Додаток А.....	47
Додаток В	48

					ІКБІ.480 001.001 – ПЗ				
Змн.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата					
Розроб.		Плевако А.І.			Розробка приладу вимірювання рівня цукру в крові		Літ.	Арк.	Аркушів
Перевір.		Коренівська О.Л.						6	48
Реценз.		Коломієць Р.О.					ФІКТ, гр. БІ-19-1		
Н. Контр.		Чухов В.В.							
Затверд.		Чухов В.В.							

ВСТУП

Цукровий діабет є однією з провідних проблем охорони здоров'я. За даними Всесвітньої організації охорони здоров'я, цукровий діабет, після артеріальної гіпертензії та тютюнопаління, займає третє місце серед факторів ризику, які призводять до передчасної смерті.

Лікування цукрового діабету зводиться до самостійного керування захворюванням під контролем лікаря. В умовах наростаючої поширеності діабету основним завданням лікаря стає правильне навчання пацієнта основним принципам самоконтролю. Навчання принципам глікемічного контролю являє собою базовий невід'ємний компонент лікування цукрового діабету. Самоконтроль вуглеводного обміну є зручним інструментом запобігання гіперглікемії і ефективним заходом профілактики серцево-судинних захворювань і смертності.

Визначення рівня глюкози крові – один з найпоширеніших тестів, які виконуються клініко-діагностичними лабораторіями. Крім різних лабораторних методів аналізу рівня глюкози, існує велика кількість портативних приладів, заснованих на принципі «сухої хімії», так званих глюкометрів, що дозволяють в домашніх умовах здійснити цю процедуру. Вибір приладу в кожному індивідуальному випадку залежить від багатьох об'єктивних і суб'єктивних факторів.

Метою кваліфікаційної роботи є розробка приладу глікемічного контролю.

Для досягнення поставленої мети необхідно виконати такі задачі:

- Провести аналіз літератури.
- Провести огляд та порівняння прототипів.
- Розробити структурну схему приладу.
- Розробити електричну принципову схему приладу.
- Провести розрахунок та розробку конструкції приладі.

							Лист
							7
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата			

1 АНАЛІЗ ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ

1.1 Метаболізм глюкози в організмі людини

Глюкоза в організмі є основним джерелом енергії, що є рушійною силою для роботи всіх органів і тканин організму людини. Її вміст в крові завжди має бути постійним, оскільки припинення подачі енергії означає загибель всього організму, в першу чергу головного мозку, який в добу споживає 115 г глюкози, або 75-100 мг в хвилину.

Глюкоза – це простий цукор, що складається з шести атомів вуглецю. У вільному стані глюкоза практично не присутня в харчових продуктах, проте вона входить до складу сахарози і крохмалю, з яких вона виділяється в процесі травлення, надаючи організму необхідну енергію. Глюкоза може бути джерелом енергії, тільки функціонуючи всередині клітини. Кожна клітина організму запасає енергію за допомогою метаболічного окислення глюкози до вуглекислого газу і води. Проникнувши всередину клітин, глюкоза бере на себе центральну метаболічну роль, забезпечуючи енергією багато біохімічних реакцій, які необхідні для здійснення клітинних функцій.

Головний мозок, на відміну від інших тканин, не здатний синтезувати глюкозу, і забезпечення його енергетичних потреб повністю залежить від надходження глюкози з крові. Щоб головний мозок функціонував нормально, рівень глюкози в крові повинен становити не менше 3,0 ммоль/л. Однак, він не повинен бути занадто високим. Оскільки глюкоза є осмотично активною речовиною, то при зростанні її рівня в крові, відповідно до законів осмосу, з тканин в кров починає надходити вода, а нирки починають активно виводити глюкозу, якщо її рівень досягає 10 ммоль/л. В результаті організм позбавляється глюкози [1].

Однією з функцій підшлункової залози є регулювання рівня глюкози в крові. Для цієї мети в її клітинах виробляються два гормони-антагоніста: інсулін і глюкагон. При підвищенні в крові рівня глюкози, в кров

									Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата					8

викидається інсулін, відкриваючи їй канали для потрапляння всередину клітин. Нормальна секреція інсуліну у здорової людини йде постійно з показником 0,5-1 одиниць за годину, оскільки потреба клітин в енергії виникає не тільки під час їжі. Прийом їжі стимулює додатковий викид інсуліну. Причому, це відбувається практично миттєво, що не призводить до підвищення рівня цукру в крові. Між прийомами їжі організму також необхідний енергетичний матеріал у вигляді глюкози, і для цього печінка резервує необхідну кількість вуглеводів, перероблених в глікоген, і в міру необхідності перетворює його назад в глюкозу [1].

Тобто, якщо глюкози в крові багато – інсулін поспішає провести її всередину клітин, а енергетичний надлишок за допомогою печінки зарезервувати в глікоген. Якщо глюкози в крові мало – глюкагон блокує вироблення глікогену, починаючи активно переробляти його назад в глюкозу, щоб забезпечити необхідне енергетичне харчування організму. Таким чином, завдяки нормальній роботі підшлункової залози, підтримання рівня глюкози в крові проходить під суворим контролем.

Однак, при тривалому, неправильно складеному раціоні харчування, з великою кількістю «швидких» вуглеводів і рафінованих продуктів, робота підшлункової залози може порушитися. Якщо інсуліну недостатньо, глюкоза не переробляється в енергію, а накопичується в крові і порушує роботу всього організму. Якщо клітини не можуть засвоїти глюкозу, що надійшла в кров при перетравленні їжі, то її рівень поступово підвищується. Це загрожує розвитком цукрового діабету. [2].

1.2 Цукровий діабет, можливі ускладнення та самоконтроль

Відповідно до визначення Всесвітньої організації охорони здоров'я, цукровий діабет – це група метаболічних (обмінних) захворювань, що характеризуються підвищеним вмістом глюкози в крові (гіперглікемією), яка є результатом дефектів секреції інсуліну, дії інсуліну або обох цих факторів.

							Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата			9

Існує два типи цукрового діабету. І тип (інсулінозалежний) вимагає введення в організм інсуліну ззовні, так як підшлункова залоза практично не виробляє інсулін. При II типі (інсуліннезалежному) виробляється достатня кількість інсуліну, але він не працює належним чином. Оскільки клітини не отримують необхідної кількості енергії, виникає слабкість і швидка перевтома [2-4].

При відсутності контролю глікемії у хворих на цукровий діабет з часом виникають наступні ускладнення [3, 4]:

- Ретинопатія – ураження сітківки ока, з часом може призвести до повної сліпоти.
- Ангіопатія – ураження судин, в тому числі життєво важливих органів, що, в свою чергу, призводить до підвищення ризику інфаркту та інсульту. Також призводить до розвитку «діабетичної стопи», в крайніх випадках до гангрени кінцівок.
- Полінейропатія – ураження периферичних нервів, з часом призводить до втрати чутливості та хронічного больового синдрому.
- Нейропатія – ураження нервових волокон, призводить до хронічної нервової недостатності.

Крім того, існує ризик виникнення гострих ускладнень. До таких ускладнень відносять коми 4 типів [4]:

- кетоацидотична;
- гіпоглікемічна;
- гіперосмолярна;
- лактоцидотична.

Самостійний глікемічний контроль вуглеводного обміну повинен відповідати наявним світовим стандартам точності. У 2013 році Міжнародною організацією зі стандартизації (ISO, International Organization for Standardization) були переглянуті вимоги до оцінки систем самоконтролю рівня глюкози крові. Найбільш важливими змінами є більш суворі критерії точності, що висуваються до пристроїв. Згідно з такими

									Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата					10

критеріями 95% результатів усіх вимірювань глюкози, виконаних глюкометром, не повинні відхилятися від референтних значень більш ніж на $\pm 15\%$ при концентрації глюкози $\geq 5,55$ ммоль/л і не більше ніж на $\pm 0,83$ ммоль/л при значеннях $< 5,55$ ммоль/л [3, 5].

Ефективність самоконтролю щодо запобігання прогресування ускладнень і смертності у хворих була продемонстрована в багатоцентровому ретроспективному дослідженні ROSSO (Retrospective Study Selfmonitoring of blood glucose and Outcome in people with Type 2 Diabetes). У дослідженні взяло участь 3 268 чоловік з діабетом 2 типу, період дослідження склав 6,5 років. Група пацієнтів, які здійснюють самоконтроль, склала 1 479 осіб, в якій за період дослідження було зафіксовано зниження ризику розвитку ускладнень (інсульту, гострого інфаркту міокарда, ампутації, сліпоты, термінальної нефропатії) на 32%, а також зниження ризику смертності від цукрового діабету на 40-50% [1].

1.3 Вимірювання рівня цукру в крові

Понад 100 років тому було встановлено, що вживання вуглеводів призводить до підвищення кількості цукру в сечі, і хворим на цукровий діабет в якості лікування радили не приймати їжу, що містить вуглеводи.

Єдиним методом контролю ефективності таких обмежень було часте визначення рівня цукру в сечі за допомогою реактиву Бенедикта – розчину, що містить сульфат міді, лимонну кислоту і карбонат натрію. Для проведення якісного аналізу потрібно додати 8 крапель сечі до 5 мл реактиву в пробірці і закип'ятити розчин, тримаючи його безпосередньо над вогнем протягом 2-х хвилин. При цьому глюкоза сечі окислюється, в результаті чого знижувалася інтенсивність блакитного кольору сульфату міді, змінювався колір розчину і випадав забарвлений осад. Колір і осад були індикаторами рівня глюкози сечі. Чистий блакитний колір без осаду вказував на відсутність глюкози, в той час як зміна кольору від зеленого з жовтим осадом до насиченого

									Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата					11

помаранчевого або червоного безпосередньо залежала від кількості цукру в сечі. Визначення рівня глюкозурії (наявності глюкози в сечі) стало найбільш популярним після відкриття інсуліну в 1921 р і в подальшому використовувалося в лікуванні цукрового діабету. [1].

Однак до 1941 року не існувало більш простого способу контролю глюкозурії, поки Вальтер Комптон і Моріс Тренір не винайшли перший хімічний тест з сухим реактивом у вигляді таблеток-реагентів. Перші тест-смужки з «сухим реактивом» були продемонстровані в 1956 р. Це була система «Кліністікс» – тест-смужка для визначення глюкози в сечі, в якій всі необхідні реагенти (глюкозоксидаза, пероксидаза і хромоген) були інкапсульовані в пористу основу смужки. Такий же ферментний принцип використовувався при розробці в 1964 р «Декстростіксу» – одноразової тест-смужки для напівкількісного аналізу рівня глюкози крові. Основний компонент сухого реактиву містив три шари: підтримуючий шар, відбиваючу зону і реагуючу зону. Вода, необхідна для запуску реакції, містилася безпосередньо в досліджуваному компоненті (кров, плазма, сироватка, сеча). Отриманий в результаті реакції колір можна було оцінити візуально, порівнявши його з надрукованою кольоровою шкалою-еталоном. Це дозволяло проводити напівкількісний аналіз, який значно залежав від здатності користувача коректно порівняти колір тест-поля зі зразком. Тому багато пацієнтів, що мають проблеми із зором, не могли правильно оцінити отримані результати, особливо, коли був незначний перехід від блакитного кольору до зеленого. Тест-смужки для вимірювання глюкози в сечі до сих пір використовуються як скринінговий метод, і, дуже рідко, в якості діагностичного методу для корекції лікування діабету. Незважаючи на дешевизну визначення рівня глюкозурії, цей метод не дозволяє проводити якісного лікування цукрового діабету, так як не здатний відобразити гіпоглікемію, а результати аналізу залежать від багатьох чинників, що впливають на ниркову екскрецію глюкози у пацієнта. З огляду на труднощі якісного суб'єктивного аналізу рівня глікемії за візуальними тест-смужками

						Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		12

автоматично отримувати повідомлення про можливі помилки при проведенні вимірювання глікемії.

За роки використання глюкометрів обсяг крові, необхідний для коректного визначення рівня глікемії, значно знизився. Тест-смужки першої генерації вимагали не менше 50 мкл крові, в глюкометрах останнього покоління цей обсяг дорівнює 2 мкл.

Користувач повинен знати, що деякі глюкометри або сенсори можуть показувати занижений результат, якщо крапля крові була недостатньою. Крім того, помилковий результат буде при додатковому нанесенні краплі крові на тест-поле, якщо перша проба була недостатньою. На практиці, якщо на тест-смужку була нанесена недостатня за обсягом крапля крові, пацієнт повинен повторити вимір, використовуючи нову тест-смужку, і нанести на неї велику краплю крові. Однак з різних причин користувач неохоче повторює вимірювання з новою тест-смужкою, що призводить до неправильних результатів і невірної тактики лікування [4].

Біосенсори з'явилися в кінці 80-х років минулого століття. Біосенсори – це прилади, що вимірюють електричний сигнал, що продукується при хімічній реакції. У багатьох приладах використовуються тест-смужки з сенсором і сенсорним електродом, в якому знаходиться фермент, щоб прискорити розпад глюкози, і медіатор, залучений в окислювально-відновну реакцію. У першому сенсорі для визначення глюкози ExacTech (MediSense) використовувався електрод, що містить глюкозооксидазу в якості ферменту та феросен в якості медіатора. Тест-поле сенсорного електрода складалося з 2-х електродів у вигляді провідних «доріжок»: біоактивна доріжка, яка містить глюкозооксидазу і феросен; друга доріжка, що виконує функцію допоміжного електрода та електрода порівняння одночасно. [7].

Сенсори останньої моделі мають три електроди: референсний, базовий і тригерний – де третій перешкоджає проникненню сечової кислоти, аскорбінової кислоти і парацетамолу, які можуть занижувати істинний рівень глікемії [7]. Коли крапля крові поміщається на тест-поле, глюкоза

окислюється і вміст глюкози знижується. Вивільнені електрони абсорбуються медатором феросеном, і одержана речовина окисляється на електроді. Потік електронів пропорційний рівню глюкози крові.

1.4 Огляд приладів вимірювання глюкози в крові

За принципом дії глюкометри поділяють на фотометричні та електрохімічні. Існує умовний поділ приладів за місцем забору крові [5]:

I – забір капілярної крові з пальців рук.

II – забір капілярної крові із плеча, передпліччя, долоні в ділянці великого пальця, стегна або литки.

III – без забору крові.

Існує два методи забору крові:

- кров капають на смужку (об'єм крові контролює той, хто проводить вимірювання);

- капілярний – кров сама всмоктується (в потрібному об'ємі) при дотику встановленої в глюкометр смужки.

Перший метод вимагає до 50 мкл крові, кращі зразки другого – 0,3 – 3 мкл.

Зараз на ринку України представлені понад 10 моделей глюкометрів різних фірм-виробників. Розглянемо основні з них.

Глюкохром М [5]

На рисунку 1.1 представлено зовнішній вигляд пристрою. Технічні характеристики наведено в таблиці 1.1.

							Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата			15



Рисунок 1.1 – Зовнішній вигляд глюкометра Глюкохром М

Таблиця 1.1 – Технічні характеристики глюкометра Глюкохром М

Діапазони вимірювань	2,2 - 22 ммоль/л
Електроживлення	дві батарейки з напругою по 1,5 В
Допустимі зовнішні умови	15-35°C, до 75% відносної вологості
Принцип вимірювання	фотометричний
Час аналізу	2 хв
Проба	свіжа капілярна кров з пальця
Пам'ять	15 значень
Габарити, вага	50×130×18 мм, 95 г (включаючи батарею)

Переваги тест-смужок Глюкохром М:

- призначені для візуальної і автоматичної оцінки результату;
- кольори для оцінки «добре» визначаються і зчитуються завдяки розділеному реактивному полю;
- стабільність кольору після реакції залишає достатньо часу для оцінки результату;
- вартість тест-смужок.

Недоліки тест-смужок Глюкохром М:

- результати вимірювання залежать від уміння користувача точно дотримуватися правил користування приладом;
- тест-смужки упаковані в тубусі, слід ретельно дотримуватися умов зберігання відкритої упаковки;
- для аналізу потрібна велика крапля крові 10 мкл;
- необхідно стерти краплю крові з тест-поля смужки через 1 хвилину після нанесення;
- оптична зона приладу вимагає очищення.

Glucocare [5]

На рисунку 1.2 представлено зовнішній вигляд пристрою. Технічні характеристики наведено в таблиці 1.2.



Рисунок 1.2 – Зовнішній вигляд глюкометра Glucocare

Таблиця 1.2 – Технічні характеристики глюкометра Glucocare

Діапазони вимірювань	2,2 - 25 ммоль/л
Електроживлення	3 батареї з напругою 1,5 В (GP A 76)
Допустимі зовнішні умови	15-30°C, вологість менше 85%
Принцип вимірювання	фотометричний
Методика аналізу	глюкозооксидазно-пероксидазна реакція
Час аналізу	менше 1 хв
Калібрування	цільна кров
Проба	свіжа капілярна кров з пальця
Пам'ять	150 значень
Габарити	101×50×15 мм
Вага	58 г (включаючи батарейки)
Контроль роботи	контрольні смужки

Переваги глюкометра Glucocare (Глюкейр):

- пам'ять на 150 аналізів із зазначенням дати і часу;
- інтерфейс до комп'ютера.

Недоліки глюкометра Glucocare (Глюкейр):

- смужки слід зберігати при 5-30 °C, в сухому захищеному від прямого сонячного світла місці;
- смужки повинні бути використані протягом 3 місяців після першого відкриття тубуса;

- слід уникати потрапляння прямих сонячних променів на тест-смужку при проведенні аналізу;
- вплив гематокриту і рівня холестерину і тригліцеридів на результати дослідження;
- прийом всередину або ін'єкція великих доз вітаміну С знижує справжню концентрацію глюкози;
- зневоднення і дисфункція нирок також можуть впливати на результати аналізу.

Елта-Сателіт [5]

На рисунку 1.3 представлено зовнішній вигляд пристрою. Технічні характеристики наведено у таблиці 1.3.



Рисунок 1.3 – Зовнішній вигляд глюкометра Елта-Сателіт

Таблиця 1.3 – Технічні характеристики глюкометра Елта-Сателіт

Діапазони вимірювань	1,8 - 35 ммоль / л
Електроживлення	1 батарейка SR 2032
Принцип вимірювання	електрохімічний
Час аналізу	45 с
Калібрування	цільна кров
Проба	свіжа капілярна кров з пальця
Пам'ять	40 значень
Габарити	110×60×25 мм
Вага	70 г
Контроль роботи	за допомогою контрольних смужок

Переваги глюкометра Елта-Сателіт:

- електрохімічний принцип виміру;

- не вимагає промокання тест-смужок і контролю часу вимірювання;
- кожна тест-смужка упакована в окремий герметичний пакетик;
- крапля крові наноситься поза приладом;
- на кожен прилад поширюється довічна гарантія;
- економічний, завдяки доступній ціні і недорогим тест-смужок.

Недоліки глюкометра Елта-Сателіт:

- потрібно нанесення великої краплі крові -7-10 мкл;
- відсутня система захисту від неправильної процедури вимірювання.

OneTouchProfile [5]

На рисунку 1.4 представлено зовнішній вигляд пристрою. Технічні характеристики наведено в таблиці 1.4.



Рисунок 1.4 – Зовнішній вигляд глюкометра OneTouchProfile

Таблиця 1.4 – Технічні характеристики глюкометра OneTouchProfile

Діапазони вимірювань	0 - 33,3 ммоль/л, вищі результати висвітлюються на екрані у вигляді напису Ні
Електроживлення	дві лужні батарейки, розмір ААА, з напругою 1,5 В
Допустимі зовнішні умови	15-35°C, вологість 0-90% (без конденсації), гематокрит 25-60%
Принцип вимірювання	фотометричний
Час аналізу	45 с
Калібрування	цільна кров
Проба	свіжа капілярна кров з пальця
Пам'ять	250 значень
Габарити	109×66×30 мм
Вага	127,5 г (включаючи батарейки)
Контроль роботи	за допомогою контрольного розчину, в комплекті
Кодування	вручну

Переваги глюкометр aOneTouchProfile:

- тест-смужка не вимагає протирання краплі крові;
- отримані результати можна відзначати відповідними назвами «подій» (натще, до сніданку, після сніданку і т.д.);
- при першому включенні приладу на екрані з'являється середнє значення результатів за 14 днів;
- є функція «Інформація про інсулін»;
- ви можете переглянути на екрані середні результати для 15 можливих «подій», а також середній результат аналізів крові за останні 30 днів;
- приєднання кабелю дозволяє передавати інформацію, що зберігається в пам'яті приладу, на комп'ютер для подальшої обробки за допомогою спеціальної комп'ютерної програми.

Недоліки глюкометра OneTouchProfile:

- необхідно промивати тримач тест-смужок від крові;
- необхідно протирати оптичну зону тесту від крові;
- нанесення недостатнього об'єму крові є помилкою в проведенні дослідження.

SmartScan [5]

На рисунку 1.5 представлено зовнішній вигляд пристрою. Технічні характеристики наведено в таблиці 1.5



Рисунок 1.5 – Зовнішній вигляд глюкометра SmartScan

Таблиця 1.5 – Технічні характеристики глюкометра SmartScan

Діапазони вимірювань	1,1 – 33,3 ммоль/л
Електроживлення	дві батарейки з напругою 1,5 В
Допустимі зовнішні умови	температура 15-35 °С, вологість 10-90%, гематокрит 30-55%
Принцип вимірювання	електрохімічний
Час аналізу	15 с
Калібрування	плазма крові
Проба	свіжа капілярна кров з пальця
Пам'ять	150 значень
Габарити	79×57×19 мм
Вага	45, 4 г (включаючи батарею)
Контроль роботи	за допомогою контрольного розчину, що входить в комплект приладу
Кодування	вручну

Переваги глюкометра SmartScan:

- дозволяє провести аналіз з використанням маленької краплі крові розміром 2,5 мкл;
- капілярний забір крові;
- тест-смужки надійно захищені, до них можна торкатися в будь-якому місці.
- калібрування за плазмою крові для більш легкого порівняння з лабораторним результатом;
- зберігає в пам'яті результати 150 аналізів із зазначенням дати і часу і автоматичним підрахунком середнього результату за 14 днів;
- зона тесту поза приладом, тому виключається потрапляння крові на прилад.

Недоліки глюкометра SmartScan:

- висока вартість тест-смужок.

Accu-ChekActiveNew [6]

На рисунку 1.6 представлено зовнішній вигляд пристрою. Технічні характеристики наведено в таблиці 1.6.



Рисунок 1.6 – Зовнішній вигляд глюкометра ccu-ChekActiveNew

Таблиця 1.6 – Технічні характеристики глюкометра Ассу-ChekActiveNew

Діапазони вимірювань	0,6-33,3 ммоль/л
Електроживлення	1 літієва батарейка типу CR2032
Допустимі зовнішні умови	10-40 ° C, вологість 0-85%
Принцип вимірювання	фотометричний
Час аналізу	5 с
Калібрування	цільна кров
Проба	свіжа капілярна кров
Пам'ять	200 значень
Габарити	115×40×22 мм
Вага	45 г (без батареї)
Контроль роботи	контрольний розчин
Кодування	кодова пластинка

Переваги глюкометра Ассу-ChekActiveNew:

- володіє функцією вимірювання рівня глюкози крові, отриманої з альтернативних місць: передпліччя, плеча, долоні в області великого пальця, стегна або литок ніг;
- можливо наносити краплю крові на тест-смужку поза приладом;
- обсяг краплі крові 1-2 мкл;
- є функція автоматичного включення / вимикання;
- додаткові функції пам'яті: значення із зазначенням часу і дати вимірювання. Розрахунок середніх значень за 7 і 14 днів;
- бездротова передача даних в ПК через інфрачервоний порт;

- необмежений термін гарантії.

Недоліки глюкометр Ассу-ChekActiveNew:

- при низькому або високому гематокрит результати вимірювання неточні.

Асцензія Еліт [6]

На рисунку 1.7 представлено зовнішній вигляд пристрою. Технічні характеристики наведено в таблиці 1.7.



Рисунок 1.7 – Зовнішній вигляд глюкометра Асцензія Еліт

Таблиця 1.7 – Технічні характеристики глюкометра Асцензія Еліт

Діапазони вимірювань	1,1-33,3 ммоль/л
Електроживлення	2 літієві батарейки з напругою 3 В (CR2030 або DL)
Допустимі зовнішні умови	10-40 °С, автоматична компенсація температури за допомогою вбудованих термосмужок, вологість 20-80%
Принцип вимірювання	електрохімічний
Час аналізу	30 с
Калібрування	цільна кров
Проба	свіжа капілярна кров з пальця
Пам'ять	20 значень
Габарити	81×51×14 мм
Вага	50 г (без батареї)
Контроль роботи	перевірочна смужка
Кодування	за допомогою кодової тест-смужки

Переваги глюкометра Асцензія Еліт:

- електродно-сенсорна технологія вимірювання глікемії;
- можливість наносити краплю крові на тест-смужку поза приладом;
- обсяг краплі крові 2 мкл;
- функція автоматичного включення/вимикання;

- прилад не має жодної кнопки і тому дуже простий в освоєнні;
- кожна тест-смужка герметично упакована і використання однієї платівки не впливає на термін зберігання залишилися.

Недоліки глюкометра Асцензія Еліт:

- малий обсяг пам'яті;
- відсутній інтерфейс до комп'ютера.

Порівняльна характеристика приладів контролю глюкози

Таблиця 1.8 – Порівняльна характеристика приладів

Назва	Діапазон вимірювань, ммоль/л	Метод вимірювання	Калібрування	Пам'ять, вимір	Габарити мм
Глюкохром М	2,2 - 22	фотометричний	цільна кров	15	50×130×18
Glucoscare	2,2 - 25	фотометричний	цільна кров	150	101×50×15
Елта-Сателіт	1,8 - 35	електрохімічний	цільна кров	40	110×60×25
OneTouchProfile	0 - 33,3	фотометричний	цільна кров	250	109×66×30
SmartScan	1,1 – 33,3	електрохімічний	плазма крові	150	79×57×19
Accu-ChekActiveNew	0,6-33,3	фотометричний	цільна кров	200	115×40×22
Асцензія Еліт	1,1-33,3	електрохімічний	цільна кров	20	81×51×14

В таблиці 1.8 наведено порівняльну характеристику розглянутих вище приладів для вимірювання глюкози.

Отже, в розглянутих приладах діапазон вимірювання концентрацій варіюється незначно: мінімальні значення – від 0 до 2,2 ммоль/л, максимальне – від 22 до 33,3 ммоль/л, що відповідає напрузі в 3 мкА. Калібровку проводять за плазмою, цільною кров'ю. Порівнювати результати, отримані на різних приладах, некоректно. Датчик, налаштований за плазмою, трохи завищує результат.

Єдиний показник, який значно варіюється (від 15 до 250 результатів) – пам'ять. Підключення пристрою до комп'ютера дозволить максимально збільшити діапазон збережених результатів.

Висновки до розділу 1

Глюкоза відіграє головну роль в процесі забезпечення організму енергією. Проте, при недостатньому рівні інсуліну, або неналежному його функціонуванні, вміст глюкози в крові може збільшитися, що може призвести до розвитку цукрового діабету.

Цукровий діабет довгий час може протікати без симптомів. Це призводить до ускладнень, які значно знижують рівень якості життя хворого, а також може становити смертельну загрозу. Тому, для запобігання гострих ускладнень та віддалених негативних наслідків, першочерговим є питання постійного самоконтролю для своєчасної діагностики та успішної терапії, що потребує розробки схеми приладу глікемічного контролю.

									Лист
Змін	Лист	№ док.ум.	Підпис	Дата					25

2. ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ НА РОЗРОБКУ

Мета розробки: розробка портативного приладу вимірювання рівня глюкози в крові електрохімічним методом. Розробити схеми електричні структурну та принципову вимірювача рівня глюкози в крові. При розробці використати сучасну елементну базу.

Призначення розробки – контроль за рівнем глюкози в крові в побуті та медичній практиці.

Сфера застосування – лікарські заклади всіх рівнів, функціонально-діагностичні лабораторії, домашні умови.

Термін розробки – 6 місяців.

Кінцевий результат розробки – електрична структурна та принципова схеми приладу, розробка конструкції приладу.

Умови експлуатації:

Помірний клімат, опалюване приміщення, нормальні умови експлуатації:

- температура навколишнього середовища від +10°C до + 35°C;
- відносна вологість повітря від 40% до 80% при температурі + 25°C;
- атмосферний тиск від 630 мм рт.ст. до 800 мм рт.ст.;

Технічні характеристики розробленого приладу:

Метод аналізу – інвазивний, прокол пальця.

Метод вимірювання – електрохімічний.

Індикація результату вимірювання – цифрова та звукова сигналізація при перевищенні рівня цукру в крові.

Похибка вимірювання – не більше 5%.

Запис 100 вимірювань у пам'ять приладу.

Можливість спряження з ПК та смартфонами.

Напруга живлення не більше 5 В.

Конструктивне виконання – портативний, носимий.

							Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата			26

3 РОЗРОБКА СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ ПРИЛАДУ

Розробка будь-якого приладу попередньо вимагає створення його структурної схеми. На рисунку 3.1 представлено розроблену структурну схему приладу для вимірювання рівня глюкози.

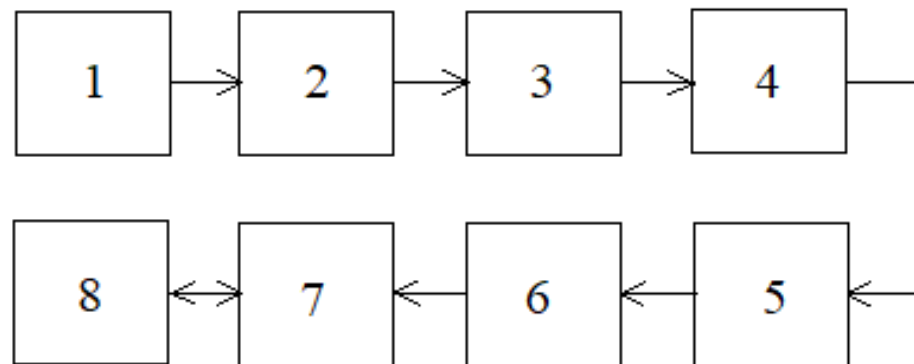


Рисунок 3.1 – Структурна схема вимірювача рівня цукру в крові

Кров (біологічний об'єкт) (1) потрапляє на вимірювальний електрод (2) на якому виникає струм, рівень якого залежить від концентрації глюкози. Для подальшої обробки сигналу необхідно цей струм перетворити у напругу, для чого використовуємо перетворювач –струм-напруга (3) Напруга з виходу перетворювача струму в напругу фільтрується фільтрами низьких частот (4), диференціюється на диференціальному ланцюзі (5) та виділяється постійна складова, на піковому детекторі (6) та передається на аналогово-цифровий перетворювач(7). Результати вимірювань надходять на дисплей (8).

Ключовий індикатор тест-смужки – ферментний препарат. Основні ензими, задіяні в біосенсорних системах для визначення глюкози, - глюкозодегідрогеназа і глюкозооксидаза.

Глюкозодегідрогеназа, з одного боку, не використовує кисень як акцептор електронів, що є перевагою при застосуванні в біосенсорах, з іншого, має широку субстратну специфічність і може окислювати моно- і дисахариди, що впливає на точність аналізів.

Відмінні риси глюкозооксидази – висока спорідненість до субстрату (глюкози) і швидкість реакції, що робить її більш привабливою для діагностики. Каталіз реакції окислення глюкози глюкозооксидазою включає перенесення електронів від специфічного субстрату до молекули флавінаденіндінуклеотида (ФАД) в активному центрі ферменту, а потім до акцептору електронів.

При створенні тест-смужок виникає ряд проблем. Найбільш важлива – складність встановлення прямого контакту між активним центром ферменту і електродом через велику віддаленість молекул ФАД від поверхні білкової глобули. Класичним підходом до вирішення цього завдання є використання медіаторів, в якості яких виступають комплекси перехідних металів заліза, кобальту, рутенію, осмію і ванадію, такі як ферроцен, 1,10-фенантролін і їх похідні, тетратіафульвален і тетраціанохінодіметан, N-метил-феназин, бензохинон, гексаціаноферрат калію і ін. Можливе і двухмедіаторне перенесення. Більшість успішних і найбільш широко застосовуваних медіаторів належать до залізовмісних комплексів, так як вони відповідають всім критеріям ефективності: не реагують з киснем, стабільні в окисленої і відновленої формах, мають низький редокс-потенціал, незалежні від pH, високочутливі, показують оборотну транспортну кінетику електронів і швидко реагують з ферментом.

Ключовий етап створення тест-смужок – закріплення біологічного компонента (ферменту) на поверхні перетворювача сигналу. Цю стадію називають іммобілізацією, від її успіху залежить сама можливість вимірювання сигналу, операційні характеристики біосенсора, чутливість і селективність визначення біологічної мішені в матрицях складного складу.

4 РОЗРОБКА ПРИНЦИПОВОЇ СХЕМИ ПРИЛАДУ

4.1 Сенсор та перетворювач струм-напруга з підсиленням

В основу амперметричного методу покладено каталітичну окислювальну реакцію, в яку глюкоза крові вступає з окислювачем, що поміщений в спеціальну тест-смужку, яка представляє собою електрохімічний перетворювач [7, 8]. При проходженні реакції відбувається зміна струму на виході тест-смужки, причому величина струму пропорційна концентрації глюкози в крові пацієнта. Технічно тест-смужка має 3 електроди, робочий, контрольний та еталонний. На контрольний електрод поміщають краплю крові, з робочого електрода знімають зміну струму.

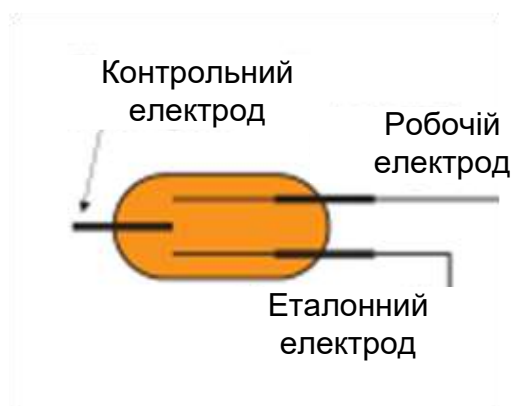


Рисунок 4.1 – Електродна система зняття сигналу [8]

Максимальний діапазон вихідного струму в таких перетворювачах, як правило, не перевищує 3 мкА, тому перетворювач струму в напругу повинен мати малий вхідний струм зсуву. Краще використовувати підсилювачі з малим споживанням та смугою пропускання до 500 кГц що спеціально призначені для розробки медичної техніки. Серед таких приладів рекомендують використовувати спеціалізовані підсилювачі AD8603, AD8607 або AD8617, на яким побудуємо перетворювач струму в напругу. Оберемо підсилювач AD8617 технічні характеристики якого наведені нижче.

AD8617 – це здвоєний вхідний та вихідний підсилювач типу rail-to-rail, який має низький струм живлення, низьку вхідну напругу та низький струмовий шум. Поєднання низького рівня шуму, дуже низьких вхідних струмів зміщення та низького енергоспоживання роблять даний підсилювач особливо корисним у портативних приладах.

Технічні характеристики операційного підсилювача AD8617 [9]:

- напруга зміщення: максимум 2,2 мВ
- вхідний струм зміщення: 1 пА
- живлення однополярне: від 1,8 В до 5,5 В
- рівень шуму: 22 нВ/√Гц
- робочий температурний діапазон: від -40°C до +125°C
- Мікропотужність: 38 мкА

Зовнішній вигляд та призначення виводів AD8617 наведено на рис. 4.2

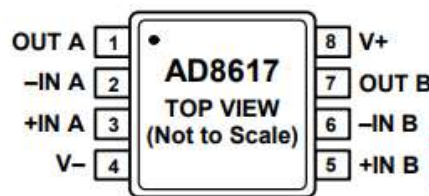


Рисунок 4.2 – Призначення виводів AD8617 [9]

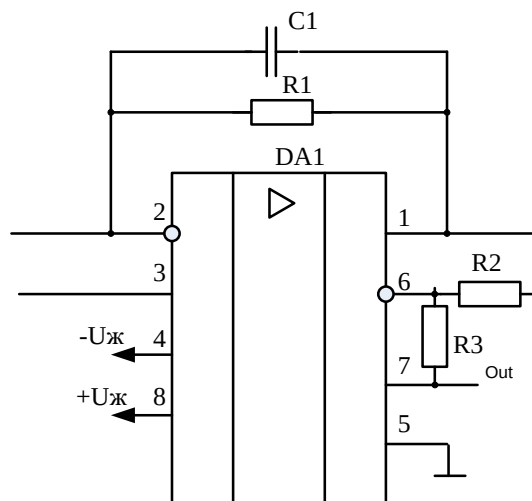


Рисунок 4.3 – Схема підсилювального каскаду

Резисторами R2 ,R3 задаємо коефіцієнт підсилення.

4.2 Розрахунок фільтра низьких частот

Для фільтрації сигналу необхідно використати фільтр низьких частот з частотою зрізу від 80 до 100 Гц. Найкраще використати схеми Беттерворта або фільтр Саленна-Кі, що є модернізованою схемою Беттерворта. Спеціалізована література рекомендує в подібній апаратурі використовувати двох- або чотириполюсні схеми фільтрації. Тому в даній роботі використаємо двополюсний фільтр низьких частот Саленна-Кі другого порядку (рис. 4.4) [10] на операційному підсилювачі, з частотою зрізу 100 Гц та коефіцієнтом підсилення 1.

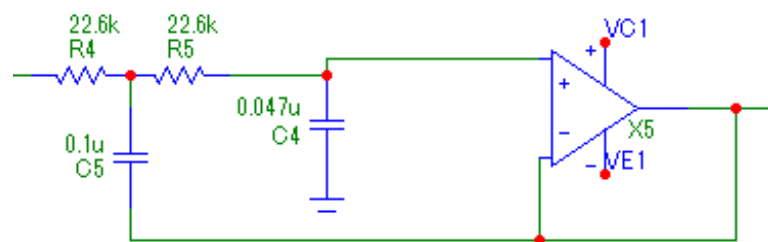


Рисунок 4.4 – Схема фільтру Саллена-Кі

Частоту зрізу розраховуємо за формулою [10]

$$F_B = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 \cdot R_2 \cdot C_1 \cdot C_2}}.$$

Задамо параметри резисторів $R_1 = R_2 = 22,6$ кОм. Тоді параметри ємності розрахуємо з формули та отримаємо $C_1 = 0,1$ мкФ. Розрахуємо ємність C_2 , її номінал становить 0,047 мкФ.

Промодулюємо роботу розрахованого фільтру (рис. 4.5, в середовищі Micro-Cap).

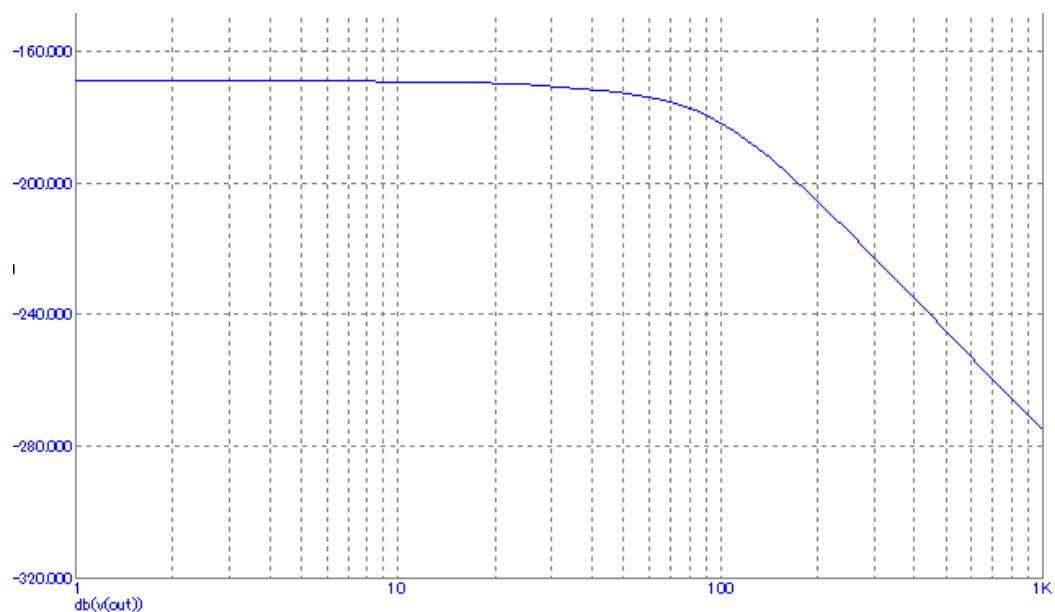


Рисунок 4.5 – АЧХ спроектованого фільтра

Аналогову частину схеми електричної принципової спроектовано в Micro-Cap (рис.4.6).

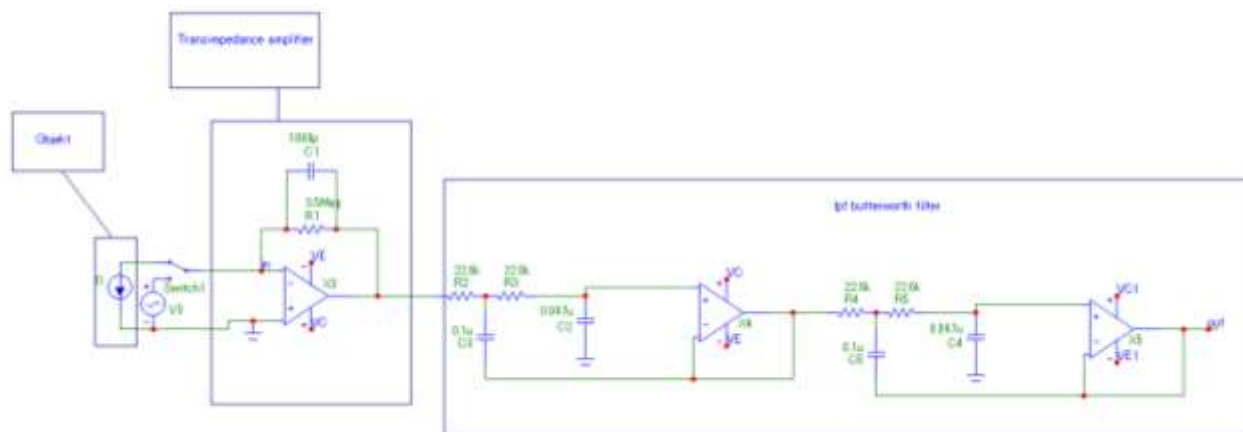


Рисунок 4.6 – Схема електрична принципова аналогової частини глюкометра в Micro-Cap 9

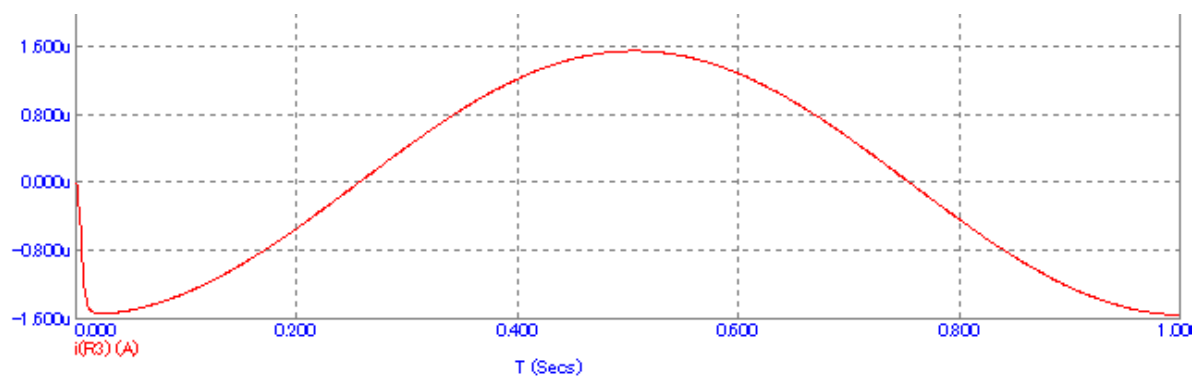


Рисунок 4.7 – Змодельований сигнал, що надходить з тест-смужки

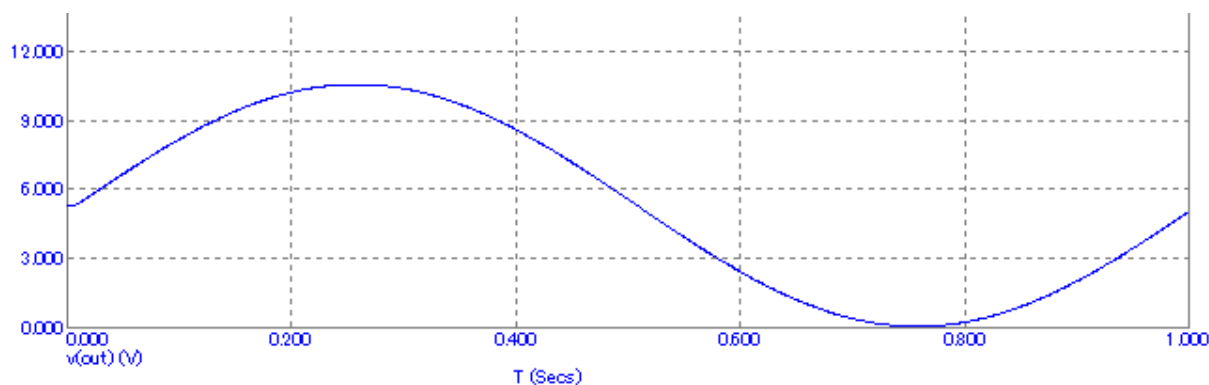


Рисунок 4.8 – Сигнал, отриманий з виходу фільтра нижніх частот

На рис. 4.7 та 4.8 зображені змодельований сигнал, що надходить з тест-смужки та сигнал на виході ФНЧ відповідно.

4.3 Блок керування, обробки та передачі даних

На даний момент розвиток елементної бази досяг такого рівня, що випускаються готові модулі, розроблені на потужних, високошвидкісних мікроконтролерах, технічні параметри яких дозволяють підключати пряму сенсори для зняття низки параметрів, їх обробку та передачу на відстань, причому мають вартість меншу ніж вартість простого мікроконтролера. Тому для реалізації програмної обробки та представлення результатів вимірювання у зручному та більш функціональному передачі інформації на ноутбук або планшет виберемо спеціалізований WiFi Bluetooth модуль ESP-32 [11].

Технічні характеристики WiFi Bluetooth модуля ESP-32 [11]:

Програмна пам'ять: 4096 Кб;

Оперативна пам'ять: 520 Кб;

Напруга живлення: 5 В.

Швидкість передачі даних: 150 Мбіт/с;

Діапазон робочих температур: -40°C...+125°C;

Енергоспоживання до 20мкА.

Частотний діапазон: 2.4 ~ 2.5 ГГц

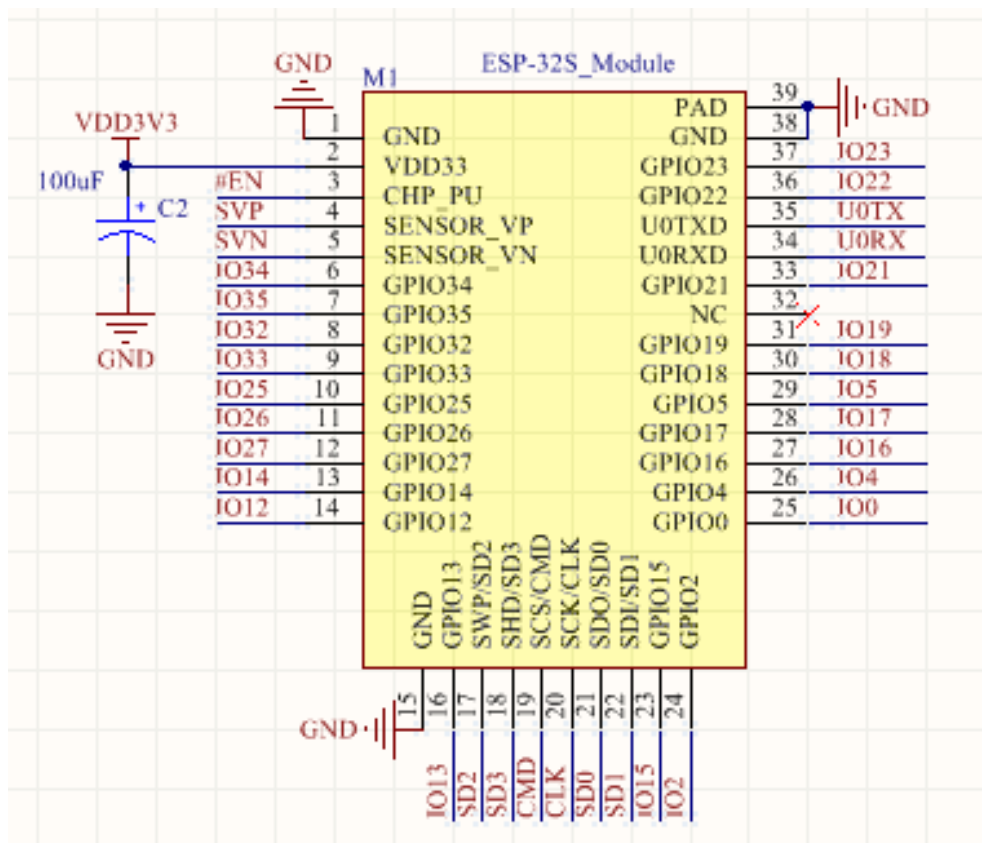


Рисунок 4.9 – Призначення виводів модуля ESP-32 [11]

Керування вибором режиму роботи приладу відбувається набором кнопок, які підключені до мікроконтролеру (рис. 4.10) та реалізують програми роботи запрограмовані в ньому. Кнопки при натисканні формують логічні одиниці керування, які подаються на входи портів мікроконтролера.

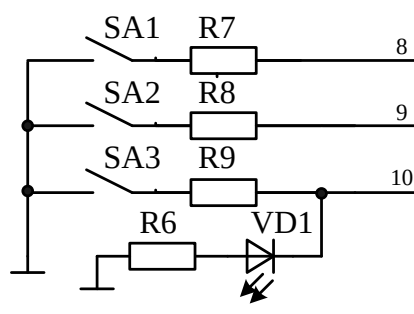


Рисунок 4.10 – Схема включення кнопок керування

4.4. Блок виведення результатів

Основним варіантом індикації результатів вимірювання є виведення результату на індикатор. Оскільки в нашому варіанті необхідно виводити дані про концентрацію речовин, час та дату проведення аналізу, то необхідно вибирати дисплей мінімум на 4 строки виведення даних. Для реалізації індикації в даному проекті вибираємо дисплей LCD 1602 (рис. 4.11).

Технічні характеристики дисплея LCD1602 [12]

Дисплей	16 символів * 2 лінії
Режим відображення	TN/STN
Підсвічування	LED/4.2VDC
Розмір	87 * 60 * 13.5

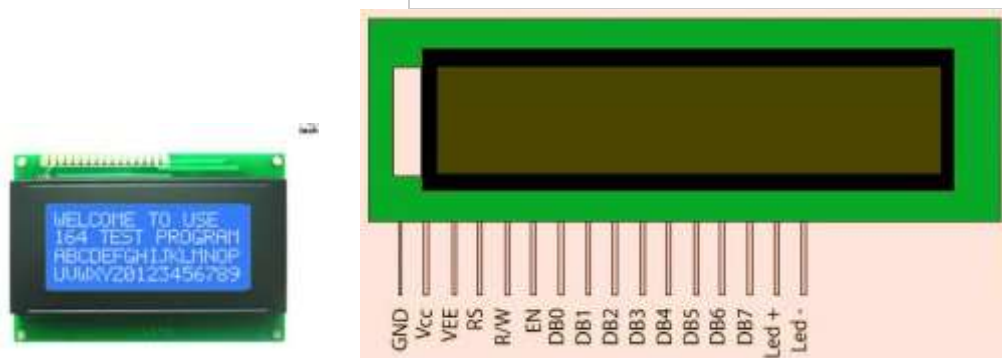


Рисунок 4.11 – Зовнішній вигляд та призначення виводів LCD1602
та призначення виводів

Схему електричну принципову розробленого приладу наведено в додатку А.
Перелік елементів наведено в додатку Б.

5 КОНСТРУКТОРСЬКА ЧАСТИНА

5.1 Розрахунок габаритних розмірів плати

Для розрахунку габаритних розмірів плати скористаємося методикою викладеною в [13]. Всі необхідні дані для розрахунку наведені в таблиці 5.1.

Таблиця 5.1 – Габаритні розміри елементів друкованої плати

Тип елемента	Кількість елементів, шт	Установочн і розміри		Площа одного елемента S _i , мм ²	Загальна площа S _Σ , мм ²
		а, мм	в, мм		
Блок вимірювання кетонових тіл					
Діоди					
АЛ307А	1	5		19,63	19,63
Конденсатори					
0603	6	1,6	0,8	1,28	7,68
Мікросхеми					
AD8617	2	6,2	5	31	62
ESP-32	1	25,5	18	459	459
Резистори					
0603	13	1,6	0,8	1,28	16,64
Перемикачі					
0613NIM-130G-G	3	6	6	36	108
Роз'єми					
PBS-5	1	15,24	3,54	53,95	107,9
ВСЬОГО					780,85

Формула для розрахунку площі друкованої плати:

$$S_{\text{заг}} = \frac{\sum_{i=1}^N S_{\text{уст.}i}}{K_{\text{зап}}},$$

де $K_{\text{зап}}$ – коефіцієнт заповнення, лежить в межах (0,5÷0,8);

$S_{\text{уст}}$ – установча площа елемента; $S_{\text{заг}}$ – загальна площа всієї друкованої плати; N – кількість елементів.

Виберемо коефіцієнт заповнення рівний $K_{зан}=0,6$ та розрахуємо площу друкованої плати:

$$S_{заг} = 780,85/0,6 = 1301,6 \text{ мм}^2.$$

Підберемо габаритні розміри плати – 30 x 60 мм.

В якості матеріалу друкованої плати візьмемо склотекстоліт фольгований СФ-1(2)-35(50) параметри якого наведені в табл. 5.2.

Таблиця 5.2 – Технічні характеристики склотекстоліту

Вид матеріалу, марка	Товщина		Призна- чення	Властивості
	фольги, мкм	матеріалу, мм		
Склотекстоліт фольгований СФ-1(2)-35(50)	35, 50	0,8...3	ОДП, ДДП	$\rho_s=10^{10}...10^{11} \text{ Ом};$ $\sigma=3...4...4 \text{ Н};$ $t=-60...+105^\circ\text{C}$

5.2 Розрахунок малюнку друкованої плати

Згідно методики [14] розрахуємо основні параметри елементів друкованого монтажу. Метод нанесення малюнку фотохімічний.

Мінімальна ширина доріжок [18]:

$$b = I_{\max} / I_S \cdot t = 0,6 / 20 \cdot 0,03 = 1 \text{ мм}.$$

Найбільший діаметр провіднику $d_v = 1 \text{ мм}$. Відповідно до ДСТУ, для розміру до 1мм допуск становить 0,15 мм. Різниця між діаметрами становить 0,1 мм.

Визначимо діаметри отворів:

$$D = d_v + \Delta d_m + r = 1 + 0,15 + 0,1 = 1,25 \text{ мм}.$$

$$d = 1,3 \text{ мм}.$$

Клас точності обрали 2, тому $d_m = 0,045$ мм, допуск на розташування отворів при заданих розмірах становить $d_d = 0,1$ мм, допуск розташування контактних площадок $d_c = 0,18$ мм, допуск на отвір без металізації $\Delta d = 0,1$ мм.

Максимальний діаметр отвору:

$$d_{\max} = d + d_d + 0,1 = 1,25 + 0,1 + 0,1 = 1,45 \text{ мм.}$$

Мінімальний діаметр площадки:

$$d_{\min}^* = 2 \left(b_m + \frac{d_{\max}}{2} + \delta d + \delta \rho \right) = 2(0,05 + 1,45/2 + 0,1 + 0,18) = 1,9 \text{ мм.}$$

Мінімальний діаметр контактних площадок при фотохімічному виготовленні:

$$d_{\min} = d_{\min}^* + 1,5 \times t = 1,9 + 1,5 \times 0,03 = 1,95 \text{ мм}$$

Максимальний діаметр контактних площадок:

$$D_{\max} = d_{\min}^* + 0,3 = 1,9 + 0,3 = 2,2 \text{ мм}$$

Прийmemo $D_{\max} = 2,2$ мм.

Для плати другого класу точності, допуск на розташування провідників 0,1 мм. Відстань між центрами сусідніх виводів для МК 2,5 мм. Відповідно мінімальна відстань між провідником і контактною площадкою:

$$S_{\min} = L_0 - \left(\frac{D_{\max}}{2} + \delta \rho \right) - \left(\frac{d_{\max}}{2} + \delta d \right) = 2,5 - \left(\frac{2,2}{2} + 0,18 \right) - \left(\frac{1,45}{2} + 0,1 \right) = 0,95 \text{ мм.}$$

Мінімальна відстань між двома площадками:

$$S_{2\min} = L_0 - (D_{\max} + \delta \rho) = 2,5 - (2,2 + 0,18) = 0,12 \text{ мм.}$$

Мінімальна довжина між двома провідниками:

$$S_{\min} = L_0 - (D_{\max} + 2\delta l) = 2,5 - (2,2 + 2 \times 0,1) = 0,1 \text{ мм.}$$

Циліндрична жорсткість плати:

$$D = \frac{Eh^3}{12 \times (1 - \nu^2)} = \frac{30,2 \times 0,0015^3}{12 \times (1 - 0,22^2)} = 9 \text{ Дж}.$$

Резонансна частота плати:

$$F = \frac{\pi}{2 \cdot b^2} \left(1 + \frac{a^2}{b^2}\right) \sqrt{\frac{D}{M} \cdot a \cdot b} = \frac{3,14}{2 \cdot 0,1^2} \cdot \left(1 + \frac{0,08^2}{0,1^2}\right) \sqrt{\frac{9}{0,178} \cdot 0,08 \cdot 0,1} \approx 170 \text{ Гц}.$$

Компонування схеми та розведення малюнку друкованої плати наведено на рис. 5.1 та 5.2 відповідно.

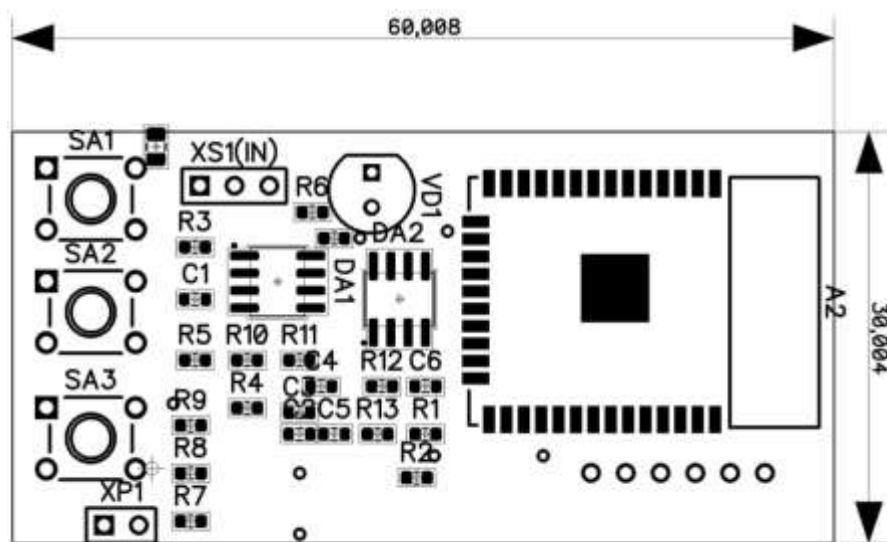
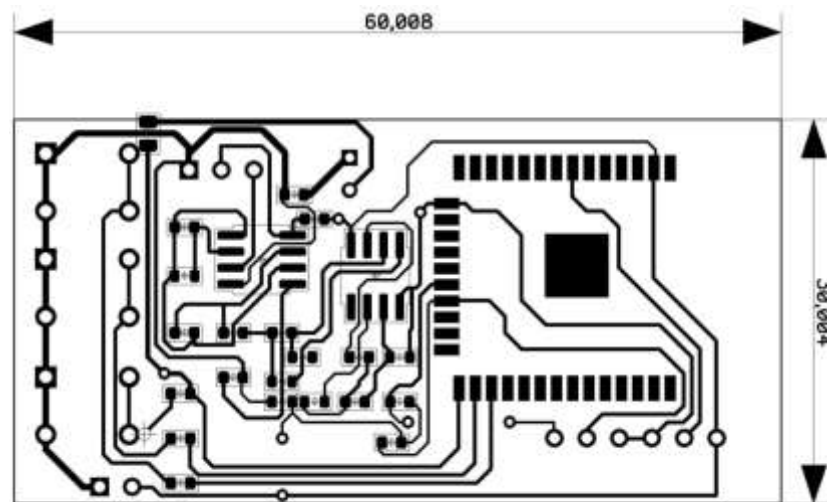
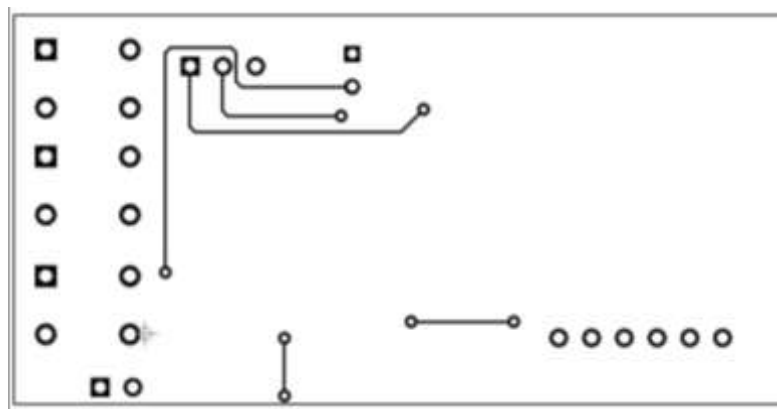


Рисунок 5.1 – Розміщення елементів на друкованій платі



Лицьова сторона



Зворотна сторона

Рисунок 5.2 – Розведення малюнку друкованої плати

5.3 Розрахунок надійності приладу

Для розрахунку надійності конструкції складемо логічну схему приладу. Оскільки працездатність кожного елементу впливає на роботу приладу, то прийmemo з'єднання елементів на логічній схемі послідовним. Кожен елемент та система можуть знаходитись в одному з двох станів: працездатному та непрацездатному.

Інтенсивності відмов елементів будемо враховувати з урахуванням умов експлуатації виробу [15, 16]. Для цього скористаємося формулою

$$\lambda_i = \lambda_{0i} k_1 k_2 k_3 k_4 a(T, k_n),$$

де λ_{0i} – номінальна інтенсивність відмов i -го елемента;

k_1, k_2 – коефіцієнти впливу ударів та вібрацій;

k_3 – коефіцієнт впливу температури та вологості;

k_4 – коефіцієнт впливу залежності атмосферного тиску;

$a(T, k_n)$ – поправочний коефіцієнт, що враховує температуру поверхні елемента T та коефіцієнт навантаження k_n . В нашому випадку проводимо орієнтовний розрахунок, тому прийmemo $a(T, k_n) = 1$.

В таблицях 5.3 – 5.5 наведені значення коефіцієнтів впливу [15, 16].

Таблиця 5.3 – Коефіцієнт впливу вологості

Вологість, %	Температура, °C	k_3
60-70	20-40	1,0
90-98	20-25	2,0
90-98	30-40	2,5

Таблиця 5.4 – Коефіцієнти впливу механічних дій

Умови експлуатації	Вібрація k_1	Ударні навантаження k_2	Сумарна дія $k_{\Sigma} = k_1 k_2$
Лабораторні	1,0	1,0	1,0
Стационарні (польові)	1,04	1,03	1,07

Таблиця 5.5 – Коефіцієнт впливу атмосферного тиску

Тиск, кПа	k_4
12-24	1,3
24-32	1,25
32-42	1,2
42-50	1,16
50-65	1,14
65-80	1,1
80-100	1,0

Таблиця 5.6– Інтенсивність відмов елементів приладу

Елементи схеми	$\lambda_{0i} \cdot 10^{-6},$ год ⁻¹	Кількість Ni	Ni $\lambda_{0i} \cdot 10^{-6},$ год ⁻¹
Діоди	0,1	1	0,1
Конденсатори керамічні	0,02	6	0,12
Мікросхеми	0,13	4	0,52
Резистори постійні	0,005	13	0,065
Перемикачі	0,5	3	1,5
Роз'єми	0,05	1	0,05
Плата	0,7	1	0,7
Пайка	0,0001	148	0,0148
Провід	0,12		0,12
Всього			3,2

Прилад має медичне призначення та буде використовуватися в стаціонарних умовах експлуатації. Вибираємо коефіцієнти впливу:

$$k_1 = 1,04,$$

$$k_2 = 1,03,$$

$$k_3 = 1, k_4 = 1,1,$$

$$k_5 = 5.$$

Загальний коефіцієнт впливу $K=5,9$.

Розрахуємо середнє напрацювання на відмову, використавши експоненційний закон розподілу випадкової величини напрацювання.

$$T = \frac{1}{K\lambda} = \frac{1}{3,2 \cdot 10^{-6} \cdot 5,9} = 52966 \text{ години.}$$

Імовірність безвідмовної роботи розробленого приладу:

$$P(T_p) = \exp(-\sum_i \lambda_i T_p) = \exp(-K\lambda T_p)$$

Напрацювання приймемо рівним річному фонду часу роботи пристрою (8-годинний робочий день, 24-денний робочий місяць) $T_p = 2304$ год.

Тоді імовірність безвідмовної роботи складе

$$P(T_p) = \exp(-3,2 \cdot 10^{-6} \cdot 2304 \cdot 5,9) = 0,96$$

при умові безперервної роботи протягом даного напрацювання.

ВИСНОВКИ

В результаті виконання випускної кваліфікаційної роботи було проведено огляд методів та принципи побудови приладів вимірювання рівня цукру в крові, підвищення якого є небезпечною ознакою розвитку цукрового діабету та взагалі погіршення роботи підшлункової залози та печінки. Для людей з уже сталим захворюванням на цукровий діабет самоконтроль рівня цукру в крові є важливим чинником повсякденного життя. Тому виникла задача розробки недорогого, портативного приладу вимірювання рівня глюкози в крові для використання в домашніх умовах та умовах лікарських закладів, яку і було вдало вирішено під час виконання кваліфікаційної роботи. В якості методу вимірювання було обрано електрохімічний метод, а саме метод амперметрії, що забезпечує меншу похибку вимірювання ніж оптичні методи. В результаті проведеного огляду аналогів було сформовано технічне завдання на розробку, розроблено схему електричну структурну, проведено розрахунок схеми електричної принципової та вибір сучасної елементної бази. Також проведено розрахунок конструкції приладу, розведено друковану плату в програмному середовищі DipTrace, порашовані показники надійності.

Розроблений прилад забезпечує вимірювання рівня цукру в крові, цифрову індикацію та звукову сигналізацію підвищеного рівня цукру. Є можливість збереження 1000 показників вимірювань для можливої подальшої обробки та аналізу вимірянних даних. При розробці використано сучасну елементну базу, що дозволило зменшити масо-габаритні показники та збільшити надійність приладу. Прилад забезпечує передачу вимірянних параметрів за допомогою бездротових технологій на комп'ютер або смартфон, де можна розробити програму подальшої обробки даних.

						Лист
						4
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		44

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Основи клінічної біохімії [Електронний ресурс] Режим доступу: <http://dspace.zsmu.edu.ua/bitstream/123456789/1961/1/11Osnovy%20klinichnoyi%20biokhimiyi.pdf>
2. Diabetes mellitus, fasting blood glucose concentration, and risk of vascular disease: a collaborative meta-analysis of 102 prospective studies. / [N. Sarwar, P. Gao, R. Gobinain.]. // Lancet. – 2010. – №26. – С. 2215–2222.
3. Цукровий діабет [Електронний ресурс] Режим доступу: <https://daily-med.com.ua/uk/blog-uk/czukrovij-diabet>
4. Діагностика та контроль цукрового діабету [Електронний ресурс] Режим доступу: <https://indar.com.ua/ua/node/46>
5. Апарати для вимірювання глюкози в крові: тримайте цукор під контролем [Електронний ресурс] Режим доступу: <https://med.ub.ua/analitic/10584-apatati-dlya-vimiryuvannya-glyukozi-v-krovi-trimayte-cukor-pid-kontrolem.html>
6. Прудиус П.Г. Порівняльне дослідження портативних систем контролю і аналізу концентрації глюкози в крові / П.Г. Прудиус, В.В. Дмитрук, О.О. Белік // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2007. – №2(14). – С. 178 -182
7. І.Т. Когут, М.В. Котик Сенсорні елементи і пристрої оперативної діагностики рівня глюкози в крові /Фізика і хімія твердого тіла Т. 17, № 1 (2016) С. 108-113. [Електронний ресурс] Режим доступу: https://www.researchgate.net/publication/323802167_Sensorni_elementi_i_pristroi_operativnoi_diaagnostiki_rivna_glukozi_v_krovi/fulltext/5aabc57d0f7e9b840b5921fd/Sensorni-elementi-i-pristroi-operativnoi-diaagnostiki-rivna-glukozi-v-krovi.pdf
8. Основи реєстрації та аналізу біосигналів. Навчальний посібник / О.Г. Аврунін, В.В. Семенець, В.Г. Абакумов, З.Ю. Готра, С.М. Злепко, А.В. Кіпенський, С.В. Павлов. – Харків: ХНУРЕ, 2019. – 400 с.

9. [Електронний ресурс] Режим доступу: <https://www.analog.com/en/products/ad8617.html>

10. Джон В. Кларк мл. Медицинские приборы: Разработка и применение /Джон В. Кларк мл., Майкл Р. Ньюман, Валтер Х. Олсон и др., под ред. Джона Г. Вебстера. – К.: Медторг, 2004. – 620 с.

11. [Електронний ресурс] Режим доступу: <https://arduino.ua/prod2041-wi-fi-modul-luanode32-s-esp-32>

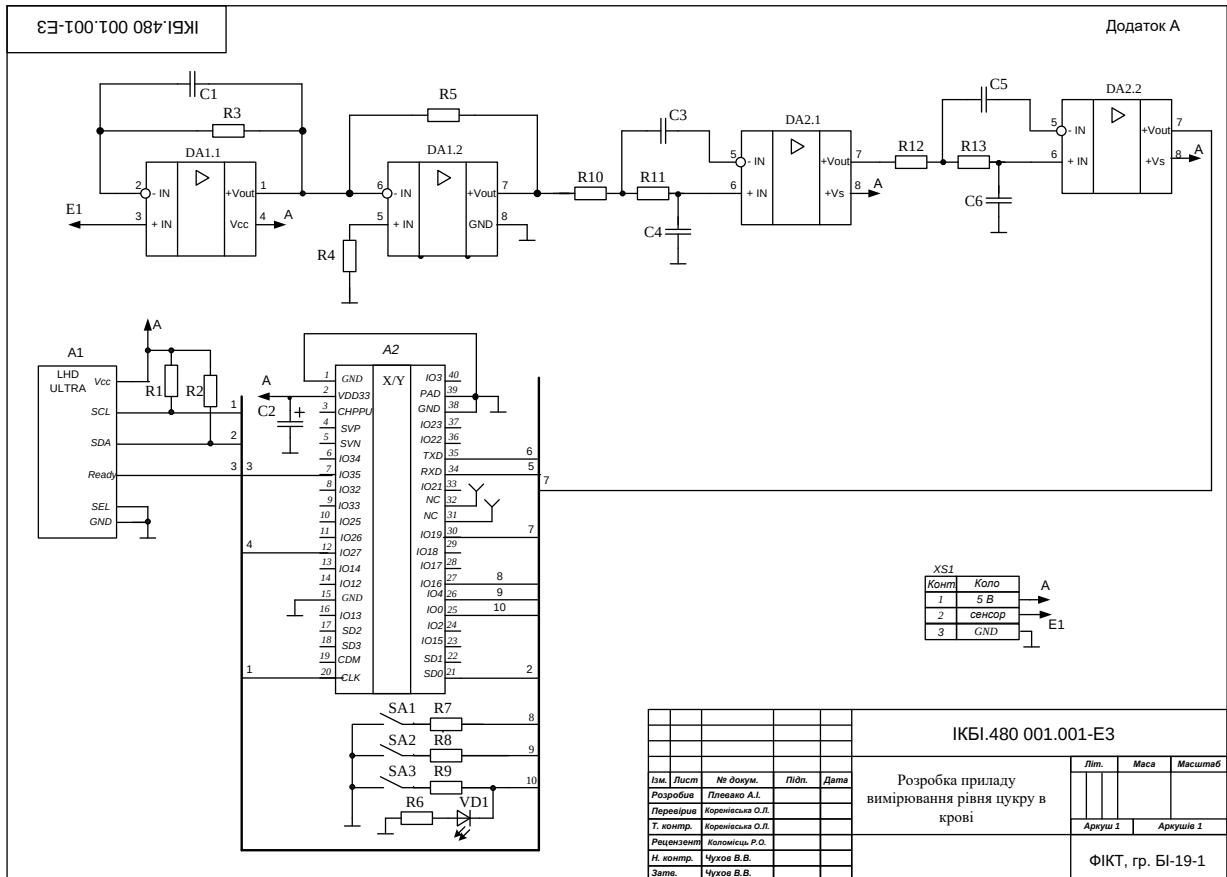
12. [Електронний ресурс] Режим доступу: https://www.first-sensor.com/cms/upload/datasheets/DS_Standard-LHD_ULTRA_E_11800_A.pdf

13. Задерейко О.В., Панов Л.І., Циганов О.В. Конструювання і технологія радіоелектронної апаратури: Навч. посіб. - О.: Наука і техніка, 2007. - 122 с.

14. Конструювання та технологія виробництва техніки реєстрації інформації: / Є. М. Травніков, В. С. Лазебний і ін. За загальною редакцією В. С. Лазебного – К.: «КАФЕДРА», 2015.

15. Надійність та діагностика технічних систем /Укладачі А.Н.Залужний, Є.С.Купкін. – Ж: ЖІТІ, 1998. – 230 с.

16. О.Л.Коренівська, В.Б. Бенедицький. Теорія надійності, експлуатації та ремонту радіоелектронної та телекомунікаційної техніки. Навчальний посібник. – Житомир: Державний університет «Житомирська політехніка», 2020. – 180 с.



Додаток Б

Позначення	Найменування	Кількість	Примітка
	Діоди		
VD1	АЛ307А	1	
	Конденсатори		
C1	0603-100 пФ-50В ±5%	1	
C2	0603-1 мкФ-50В ±5%	1	
C3	0603-0,1 мкФ-50В ±5%	1	
C4	0603-0,047 мкФ-50В ±5%	1	
C5	0603-0,1 мкФ-50В ±5%	1	
C6	0603-0,047 мкФ -50В ±5%	1	
	Мікросхеми		
DA1, DA2	LM358DR	2	
	Модулі		
A1	LHD ULTRA	1	
A2	MAX -25	1	
	Резистори		
R1, R2	0603-0,125 Вт-4,7кОм ±5%	2	
R3	0603-0,125 Вт-5 МОм ±5%	1	
R4	0603-0,125 Вт-200 Ом ±5%	1	
R5	0603-0,125 Вт-10 кОм ±5%	1	
R6- R9	0603-0,125 Вт-22 Ом ±5%	4	
R10- R13	0603-0,125 Вт-22,6 кОм ±5%	4	
	Перемикачі		
SA1- SA3	PSB 6x6	3	
	Роз'єми		
XS1	403-04TS	1	