

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»

Приладобудівний факультет
Кафедра виробництва приладів

До захисту допущено:

Завідувач кафедри

В.о. Віктор АНТОНЮК

« » 20 р.

Дипломний проєкт

на здобуття ступеня бакалавра

за освітньо-професійною програмою «Біомедична вимірювальна техніка»
спеціальності 152 «Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка»
на тему: «Портативний глюкометр»

Виконав:

студент IV курсу, групи ПН-61-2

Швець В'ячеслав Віталійович

Керівник:

Доцент, к.т.н

Безугла Наталя Василівна

Консультант з назва розділу:

Рецензент:

Д.т.н. Киричук К.В.

Засвідчую, що у цьому дипломному
проєкті немає запозичень з праць інших
авторів без відповідних посилань.

Студент

Київ – 2020 року

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Приладобудівний факультет

Кафедра виробництва приладів

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

Спеціальність – 152 «Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка»

Освітньо-професійна програма «Біомедична вимірювальна техніка»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

В.о. Віктор АНТОНЮК

«__» ____ 20__ р.

ЗАВДАННЯ

на дипломний проєкт студенту

Швецю В'ячеславу Віталійовичу

1. Тема проєкту «Портативний глюкометр», керівник проєкту Безугла Наталя Василівна, к.т.н, доцент затверджені наказом по університету від «25» травня 2020р. №1180-с

2. Термін подання студентом проєкту _____ 12.06.2020 року

3. Вихідні дані до проєкту: довжина хвилі – 940 нм, діаметр світлодіода -5 мм, , потужність випромінювання-100 мВт, кут випромінювання, 20°.

4. Зміст пояснювальної записки Вступ; 1 Анатомічна частина; 1.1 Спектральні властивості біологічних тканин і рідин; 1.1.1. Властивості біологічних тканин і крові; 1.1.2 Фізіологічні особливості крові; 1.1.3. Спектральні властивості крові; 1.2. Класифікація методів дослідження глюкози в крові; 1.3. Оптичні методи неінвазивної діагностики глюкози; 1.4. Огляд та аналіз методів та засобів інтелектуальної власності; 1.5. Огляд та аналіз сучасних неінвазивних глюкометрів; 1.6. Розробка загального вигляду портативного неінвазивного глюкометра; 1.7. Розробка структурної схеми портативного глюкометра; 1.8. Вибір елементної бази для реалізації портативного глюкометра; 1.9. Розробка електричної схеми портативного глюкометра; 1.10. Розрахунок підсилювача сигналу з фотодетектора; 1.11. Оцінка похибки вимірювання; 2. Технологічний розділ; 2.1. Розробка складального креслення конструкції неінвазивного глюкометра; 2.2. Аналіз

технологічності конструкції неінвазивного глюкометра; 2.3. Розрахунок технологічності конструкції портативного глюкометра; 2.4. Розрахунок точності складальних робіт портативного неінвазивного глюкометра; 2.5. Розробка схеми структурного складу; 2.6. Розробка технологічної схеми складання портативного глюкометра; 2.7. Розробка маршрутної карти складання портативного глюкометра; 2.8. Повірка параметрів світлодіоду

5. Перелік графічного матеріалу: Класифікація методів визначення глюкози в крові (A1); Загальний вигляд портативного глюкометра (A2); Структурно-функціональна схема роботи приладу (A1); електрична системи (A2); Складальне креслення системи (A1); Деталювання (A2, A4); CCC (A2); TCC (A2).

6. Консультанти розділів проекту*

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

7. Дата видачі завдання 25.03.2020 року

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломного проекту	Термін виконання етапів проекту	Примітка
1	Огляд будови крові та методів визначення глюкози	27.03.2020	Виконано
2	Розробка класифікації методів	8.04.2020	Виконано
4	Огляд об'єктів інтелектуальної неінвазивних приладів	16.04.2020	Виконано
6	Розробка загального вигляду та структурно-функціональної схеми приладу	05.05.2020	Виконано
8	Вибір елементної бази для реалізації	07.05.2020	Виконано
9	Розробка електричної схеми та електричний розрахунок	14.05.2020	Виконано
10	Розрахунок специфічних параметрів системи	20.05.2020	Виконано
11	Розробка складального креслення	26.05.2020	Виконано
12	Розрахунки технологічності виробу	28.05.2020	Виконано
13	Розробка ТСС, CCC, маршрутних карт	03.06.2020	Виконано
14	Подача диплому до захисту	10.06.2020	Виконано

Студент 

Керівник 

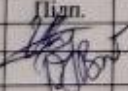
В'ячеслав Швець

Наталя Безугла

* Якщо визначені консультанти. Консультантом не може бути зазначено керівника дипломного проекту.

ВІДОМІСТЬ ДИПЛОМНОГО ПРОЕКТУ

№ з/п	Формат	Позначення	Найменування	Кількість листів	Примітка
1	A4		Завдання на дипломний проект	3	
2	A4	ДП ПН-61-2.1702.000 ПЗ	Пояснювальна записка	78	
3	A1	ДП ПН-61-2.1702.001 СХ	Класифікація методів визначення глюкози	1	
4	A1	ДП ПН-61-2.1702.002 СХ	Загальний вигляд автоматизованої системи Структурно-функціональна схема	1	
5	A1	ДП ПН-61-2.1702.003 СК	Структурно-функціональна схема	1	
6	A1	ДП ПН-61-2.1702.004 СХ	Схема електрична принципова	1	
7	A0	ДП ПН-61-2.1702.005 СК	Складальне креслення системи	1	
8	A1	ДП ПН-61-2.1702.006 СХ	Структурна схема складання	1	
9	A1	ДП ПН-61-2.1702.007 СХ	Технологічна схема складання	1	

				ДП ПН-61-2.1702.000 ПЗ		
	ПІБ	Підп.	Дата	Відомість дипломного проекту	Лист	Листів
Розробн.	Швеш В.В.				1	78
Керівн.	Безугла Н.В.				КПІ ім. Ігоря Сікорського Каф. ВП Гр. ПН-61-2	
Консулт.						
Н/контр.						
Зав.каф.						

АНОТАЦІЯ

У проекті розглянуто сучасні методи дослідження концентрації глюкози в крові. За основу обрано зв'язка світлодіод та фотодіод, робота яких контролюється за допомогою мікроконтролера та забезпечує визначення глюкози неінвазивним методом.

Проект складається з двох розділів: конструкторського та технологічного. Він викладений на 72 сторінках та містить 35 рисунків, 11 таблиць, 11 формул, 2 додаток, 34 літературних джерел.

В конструкторському розділі показано особливості виміру глюкози неінвазивними та малоінвазивними методами. За основу було обрано спектральний аналіз в ІЧ області. На основі проведеного аналізу відомих конструкторських рішень та аналізу сучасних пристроїв запропоновано створити прилад на основі світлодіоду та фотодетектору з управлінням мікроконтролеру ATmega8. Розроблено принципово-функціональну, електричну схему та побудовано макет.

В технологічному розділі виконано розрахунки пов'язані з відпрацюванням пристрою на технологічність, розроблено схеми складального складу та технологічного процесу виготовлення портативного глюкометра. Проведено розрахунок точність складальних робіт та перевірка роботи світлодіоду.

Ключові слова: глюкоза, неінвазивний глюкометр, фоторезистор, пропускання світла, відбиття світла, приймач випромінювання, випромінювач.

SUMMARY

The project considers modern methods of studying the concentration of glucose in the blood. The connection between the LED and the photodiode is chosen, the operation of which is controlled by a microcontroller and ensures the determination of glucose by a non-invasive method.

The project consists of two sections: design and technology. It is set out on 72 pages and contains 35 figures, 11 tables, 11 formulas, 2 appendices, 34 references. The design section shows the features of glucose measurement by non-invasive and minimally invasive methods. Spectral analysis in the IR region was chosen as a basis. Based on the analysis of known design solutions and analysis of modern devices, it is proposed to create a device based on LED and photodetector with ATmega8 microcontroller control. The basic-functional, electric scheme is developed and the model is constructed.

In the technological section, calculations related to the development of the device for manufacturability, schemes of assembly composition and technological process of manufacturing a portable meter were developed. The accuracy of assembly work and verification of the LED operation was calculated.

Key words: glucose, non-invasive glucometer, photoresistor, light transmission, light reflection, radiation receiver, emitter.

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

УФ – ультрафіолетове випромінювання

ІЧ – інфрачервоному

NIR - ближнє інфрачервоне випромінювання

ЦАП - цифрового аналогового перетворювача

АЦП - аналого-цифрового перетворювача

РК - рідкокристалічний монітор дисплей

КС – кровоносні судини

TFT - плівковий транзистор

ФП – фотоприймач

СД – світлодіод

ЗМІСТ

Вступ.....	11
1. Конструкторський розділ.....	12
1.1 Спектральні властивості біологічних тканин і рідин.....	13
1.1.1. Властивості біологічних тканин і крові	13
1.1.2 Фізіологічні особливості крові.....	16
1.1.3. Спектральні властивості крові	19
1.2. Класифікація методів дослідження глюкози в крові.....	20
1.3. Оптичні методи неінвазивної діагностики глюкози	25
1.4. Огляд та аналіз методів та засобів інтелектуальної власності	26
1.5. Огляд та аналіз сучасних неінвазивних глюкометрів	32
1.6. Розробка загального вигляду портативного неінвазивного глюкометру.....	36
1.7. Розробка структурної схеми портативного глюкометру	37
1.8. Вибір елементної бази для реалізації портативного глюкометру	39
1.9. Розробка електричної схеми портативного глюкометру	43
1.10. Розрахунок підсилювача сигналу з фотодетектора	44
1.11. Оцінка похибки вимірювання.....	44
2. Технологічний розділ.....	45
2.1. Розробка складального креслення конструкції неінвазивного глюкометру	46
2.2. Аналіз технологічності конструкції неінвазивного глюкометру	47
2.3. Розрахунок технологічності конструкції портативного глюкометру	48
2.4. Розрахунок точності складальних робіт портативного неінвазивного глюкометру	51
2.5. Розробка схеми структурного складу	52

2.6. Розробка технологічної схеми складання портативного глюкометра	54
2.7. Розробка маршрутної карти складання портативного глюкометра	55
2.8. Повірка параметрів світлодіоду.....	56
Висновок	58
Список використаних джерел.....	59
Додаток А – графічний матеріал.....	62
Додаток Б – маршрутні карти.....	74

Вступ

Цукровий діабет сьогодні це найпоширеніша хвороба, яка займає третє місце серед причин смертності після серцево-судинних захворювань і раку. Останні результати дослідів ВООЗ показали що, в світі вже налічується більше 175 мільйонів хворих, їх кількість постійно збільшується і за прогнозами до 2025 року досягне 300 мільйонів. Вчені відзначають, що за останні 30 років стався різкий стрибок захворюваності на цукровий діабет.

Визначення рівня глюкози крові – один з найпопулярніших тестів, виконуваних клініко-діагностичними лабораторіями. Найчастіше використовується інвазивний метод вимірювання цукру в крові, але в той же час вимір таким шляхом вимагає великих витрат, так як тест смужки необхідні хворому щодня.

Розробка неінвазивного глюкометра, що працює на основі фоторезистора, який дозволить провести виміри і обчислення концентрації глюкози крові (поверхневу й об'ємну середню концентрацію глюкози).

На даний час багато дослідників намагались створити неінвазивний глюкометр, який дозволить назавжди забути про біль та ризик зараження, але є багато теоретичних моментів, які на практиці ще потребують досконалого вивчення та розробки адаптивних алгоритмів.

1. КОНСТРУКТОРСЬКИЙ РОЗДІЛ

1.1 Спектральні властивості біологічних тканин і рідин

1.1.1 Властивості біологічних тканин і крові

Для проведення більшості терапевтичних та діагностичних заходів потрібні конкретні спектральні властивості біологічних тканин, що дозволяє специфікувати та вибрати оптичне волокно, яке відповідає критерії пропускання для здійснення реєстрації біологічного процесу у вибраному діапазоні оптичної довжини хвилі [1,2].

Взаємодія світла з біологічними тканинами і рідинами є складним процесом, оскільки складові речовини є оптично неоднорідними, оскільки різноманітні та змішані компоненти тканин мають різні показники. Ефективний показник заломлення біологічної тканини (рідини) може постійно змінюватися або зазнавати різких змін на межі між різними біологічними компонентами.

Ця просторова зміна викликає розсіювання, відбиття та ефекти поглинання в тканині (рідині). Хоча світло може проникати на кілька сантиметрів у тканину сильне розсіювання може перешкодити отримати чітке зображення відхилень в біологічній тканині (рідині) [1].

Поглинання світла є ще одним важливим фактором взаємодії світла з тканиною, оскільки ступінь поглинання визначає, як далеко світло може проникнути в біологічний матеріал. На рис.1.1 показані коефіцієнти поглинання для кількох основних компонентів біологічної тканини.

До таких характеристик відносяться вода (близько 75 відсотків тіла), кров, меланосоми (шкірні пігменти), епідерміс (зовнішній шар шкіри) та судини, де довжини хвиль охоплюють оптичний спектр в межах від 190 нм в ультрафіолетовому (УФ) до приблизно 10 мкм в інфрачервоному (ІЧ) [1].

Оптичні властивості гіподерми визначає меланін.

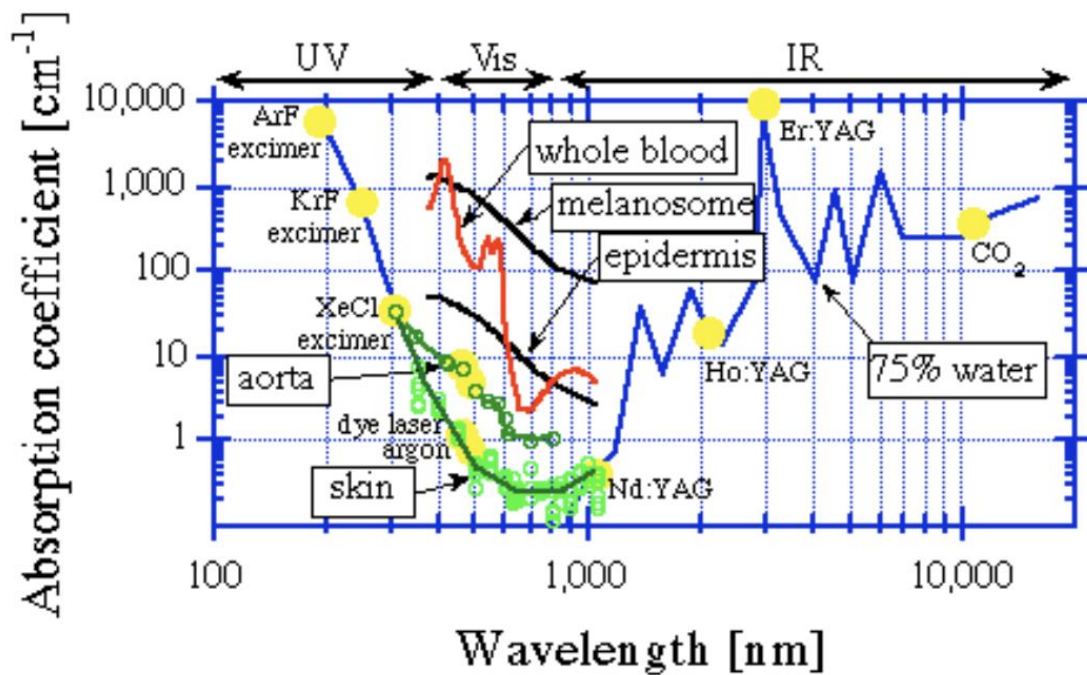


Рис.1.1 Властивості поглинання основних біологічних тканин і рідин [1]

Більшість тканин поглинають світло слабо в спектральному діапазоні (рис.1.2), який поширюється від 600 до приблизно 1500 нм, тобто від помаранчева область у видимому спектрі до ближнього інфрачервоного (NIR).

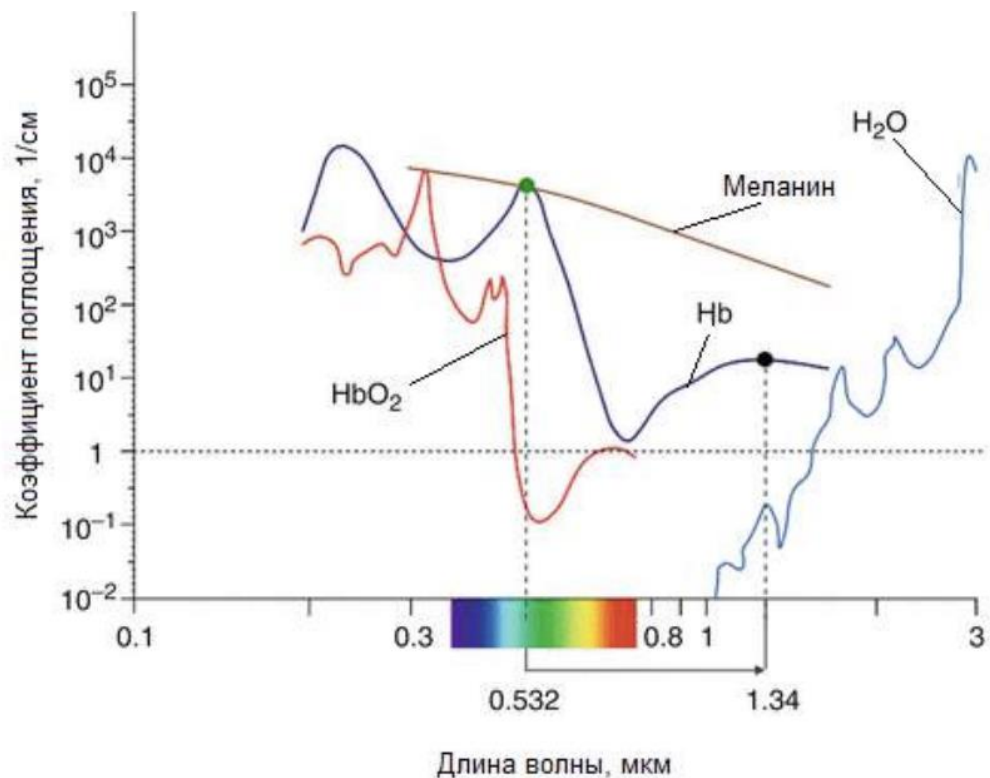


Рис.1.2. Спектри поглинання світлової енергії основними хромофорами шкіри [3]

В УФ, видимому і ІЧ - діапазонах довжин хвиль коефіцієнт поглинання води дуже малий, оскільки визначається спектрами поглинання пігментів: шкіра (меланін) та крові (гемоглобіну і оксигемоглобіну) [3].

На рис.1.3 показано глибину проникнення світлового випромінювання з різними довжинами хвиль показано світлорозсіюючі властивості крові, які змінюються в залежності від протікають в організмі процесів [2].

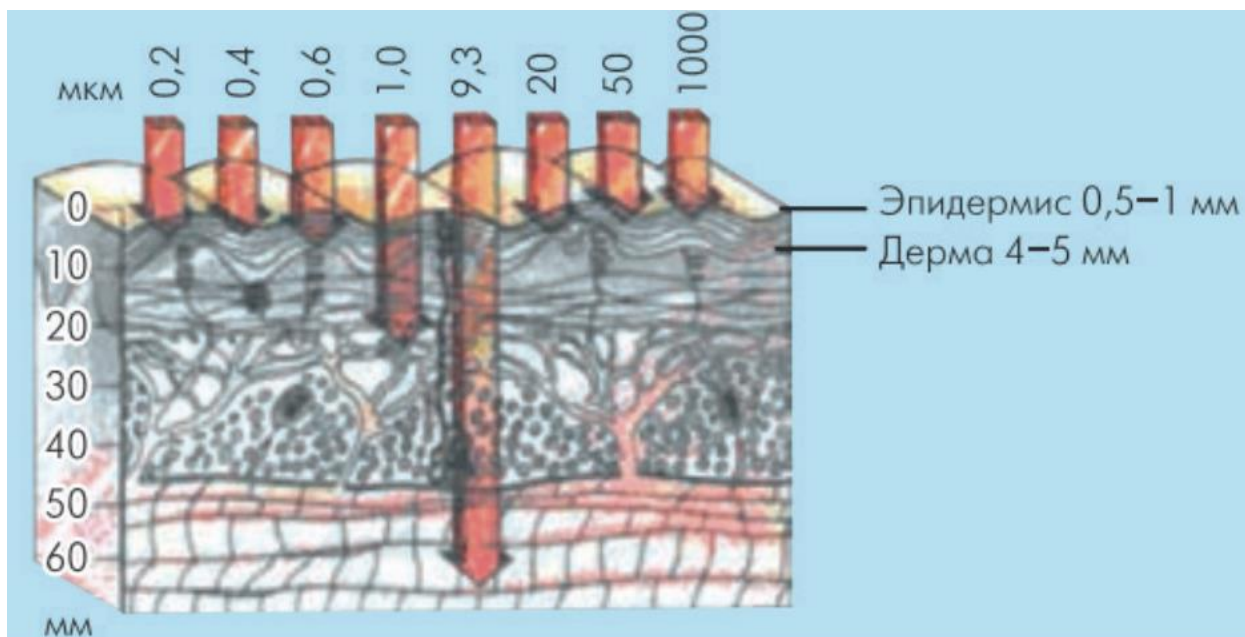


Рис.1.3 Структура шкіри і глибина проникнення світлового випромінювання на різних довжин хвиль [2]

Оптичне випромінювання при взаємодії з поверхнею тіла людини частково відбивається, частково розсіюється, частково поглинається, а також проходить крізь різні шари біологічних тканин. На рис. 1.4. показано коефіцієнт відбиття випромінювання при взаємодії оптичного випромінювання зі шкірою слабопігментною шкірою, що досягає 43-55% (у чоловіків він на 5-7% нижче, ніж у жінок), а пігментованою шкірою відбивається світло на 6-8% слабше [2].

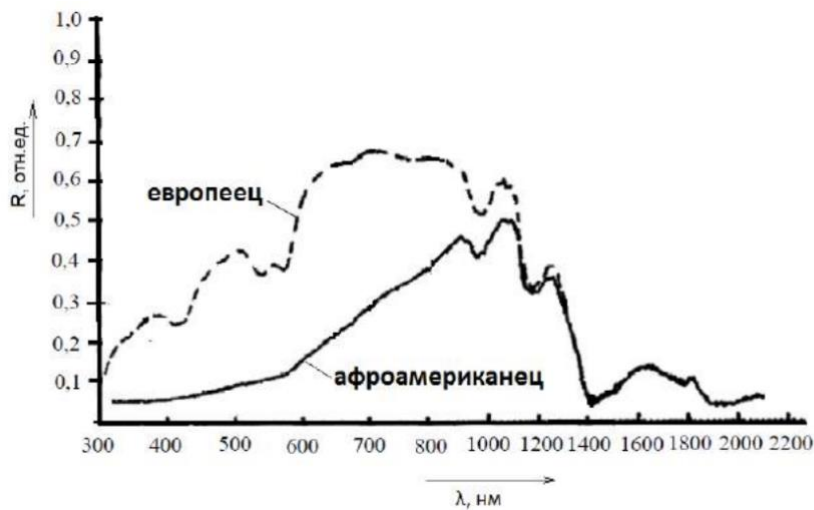


Рис.1.3. Відносні коефіцієнти відображення шкіри європейця і афроамериканця [3]

Проміння що сковзне по поверхні збільшує коефіцієнт відображення до 90%.

Спектральні характеристики біологічних тканин (рідин) визначають його проникаючу властивість. Різні шари біологічних тканин неоднаково поглинають оптичне випромінювання різної довжини хвилі (глибина проникнення світла є при переході від ультрафіолетового випромінювання до ближнього інфрачервоному (ІЧ) діапазону змінюється з 1 мкм до 2,5 мм, а в дальньому діапазоні становить 0,3-0,5мм [2].

В крові окисгенований гемоглобін інтенсивно поглинає світлове випромінювання, починаючи з ультрафіолетової (УФ) області та до довжини хвилі 600 нм з максимумом в 585 нм [2].

1.1.2 Фізіологічні особливості крові

В організмі людини загальна кількість крові становить у середньому 6-8% від загальної маси тіла це приблизно 5-6 л., що складається з плазми (55-60%) і зважених в ній формених елементів (40-45%): лейкоцитів, еритроцитів і тромбоцитів. На рис.1.4 показано структурний склад крові. Співвідношення відсотків плазми та формених елементів отримало назву гематокритного співвідношення, або гематокритного числа.

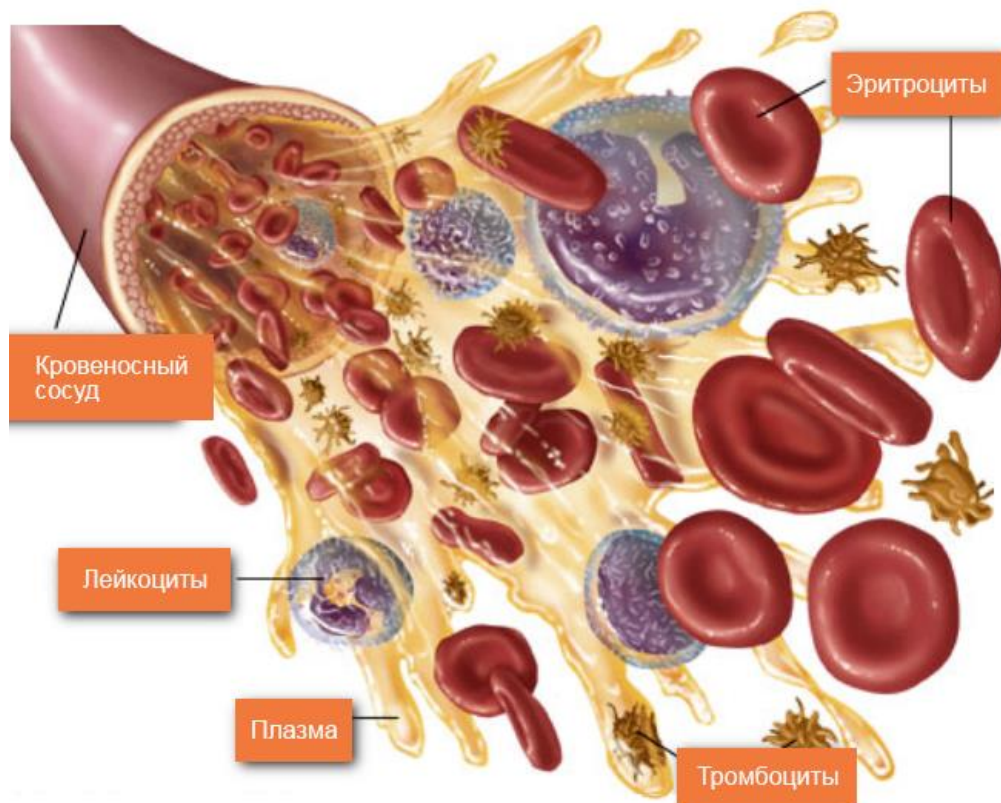


Рис.1.4. Структура складу крові [4]

Еритроцити виконують основну функцію – дихальну, яка забезпечує перенесення кисню від альвеол легенів до тканин і вуглекислого газу від тканин до легень (транспорт кисню і вуглекислоти) та підтримки рН [3]. Вони містять гемоглобін, що є дихальним пігментом червоного кольору та має складну будову в порівнянні з молекулою води, та представлено на рис.1.5

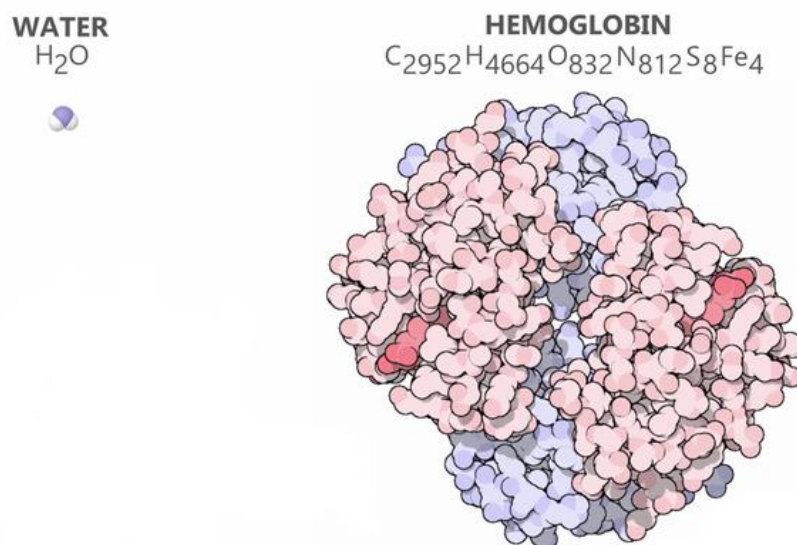


Рис. 1.5 Будова молекули води і молекули гемоглобіну [5]

Гемоглобін складається з білкової частини - глобіну - і залізовмісної порфиринової частини – гема [5]. На рис.1.6 показано структуру молекули гемоглобіну, що представляє білок з четвертинної структурою, утвореної 4 субодиницями а також містить залізо в вільній формі [6].

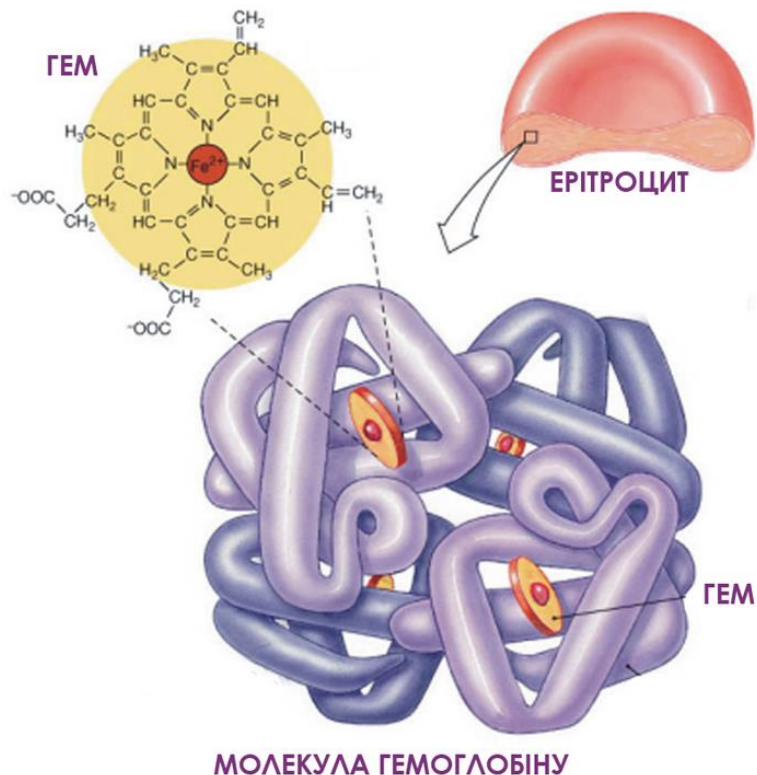


Рис.1.6. Структура молекулі гемоглобіну [6]

Існують фізіологічні та патологічні форми гемоглобіну.

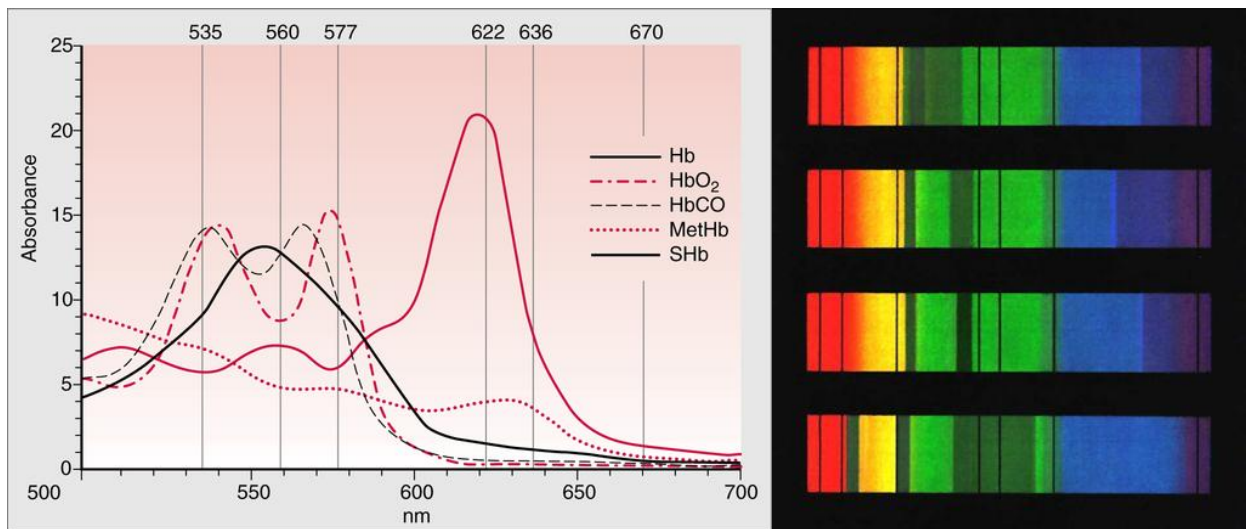
До фізіологічних можна віднести оксигемоглобін (HbO₂), відновлений гемоглобін або дезоксигемоглобін (HbH), карбоксигемоглобін (HbCO₂). При з'єднання гемоглобіну з киснем утворюється оксигемоглобін, переважно, в артеріальній крові і надає їй червоний колір. Гемоглобін, який віддав кисень тканинам називається відновлений гемоглобін або дезоксигемоглобін. При з'єднанні гемоглобіну з вуглекислим газом в венозної крові утворюється карбоксигемоглобін та надає крові темно-вишневий колір [6].

До патологічних форми гемоглобіну відносяться карбгемоглобін (HbCO) та метгемоглобін (HbMet). При отруєнні чадним газом утворюється

карбгемоглобін, що втрачає здатність приєднувати кисень. Під дією нітритів, нітратів і деяких лікарських препаратів утворюється метгемоглобін [6].

1.1.3. Спектральні властивості

Поглинання оптичного світла з різними довжинами хвиль по-своєму унікальним чином, подібно до того, як кожна людина має свої відмінні відбитки пальців. На рис. 1.7 показано схему поглинання / випускання світла на послідовних довжинах хвиль світла найбільш поширеними формами гемоглобіну, які можуть бути присутніми в організмі.



а)

б)

Рис.1.7 Спектри поглинання загальних форм гемоглобіну [7,8]:

а) оксигемоглобіну, дезоксигемоглобіна, метгемоглобіну, карбоксигемоглобіна і сульфгемоглобіна [7]; б) гемоглобін, оксигемоглобіну, карбоксигемоглобіна метгемоглобіну

Концентрація гемоглобіну поглинає більше світла з підвищенням рівня гемоглобіну. В протилежному випадку, коли об'єм крові зменшується, поглинається менше світла, і інтенсивність виявленого світла стає сильнішою. Таким чином, збільшення / зменшення гемоглобіну негативно пропорційно інтенсивності виявленого світла.

Отже можна визначити значення гемоглобіну, що розраховується з використанням модифікованого закону Бера-Ламберта.

1.2. Класифікація методів дослідження глюкози в крові

В даному дипломному проекті був проведений аналіз існуючих методів визначення рівня глюкози в крові та розроблено класифікацію, що представлена в Додатку А (ДП ПБ-ПН-61-2.1702.001 Сх) та на рис.1.8.

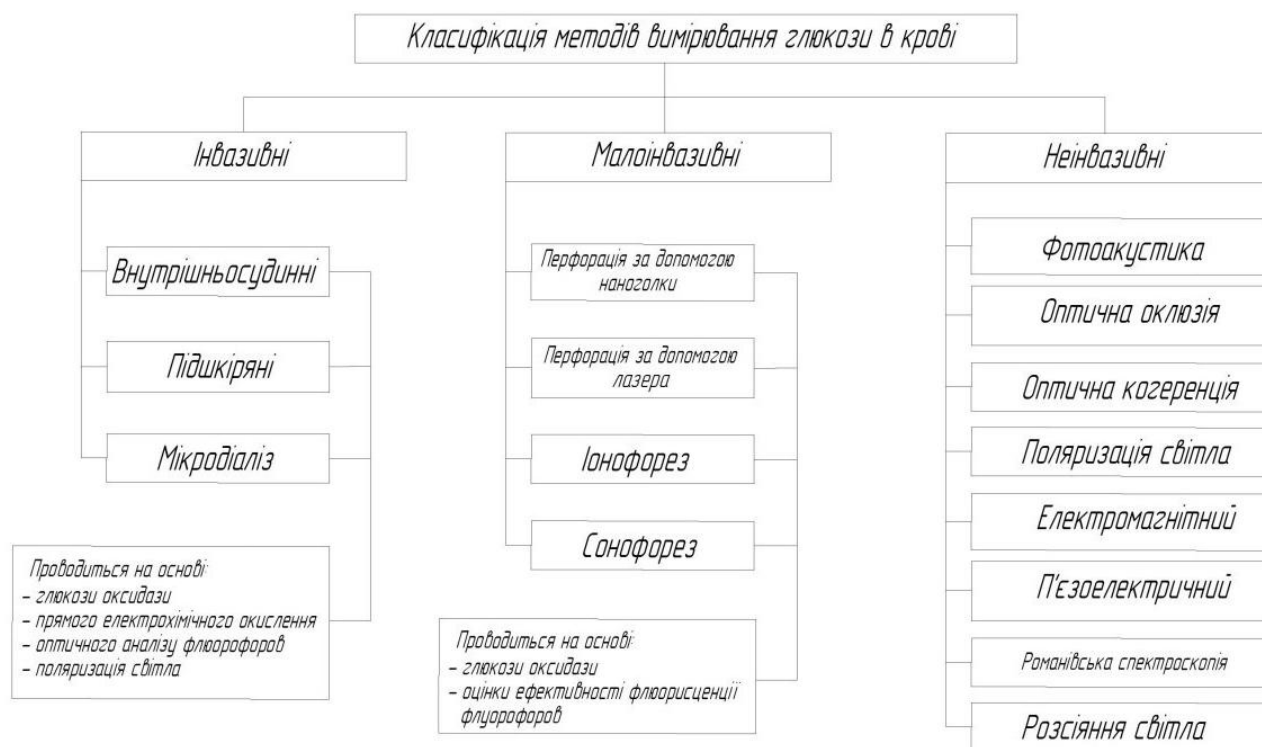


Рис.1.8 Класифікація методів дослідження глюкози в крові

Всі методи визначення глюкози в організмі людини можна розділити на основні групи: інвазивні, малоінвазивні та неінвазивні. Інвазивні методи базуються на засобах які повністю вводяться підшкірно або внутрішньовенно. Дані методи можуть бути реалізовані з забором крові для подальшого аналізу або на основі імплантуємих сенсорів (повністю імплантуються або транс-дермальні) з модулем бездротового підключення до зовнішнього контролера, що ґрунтуються на ферментативном окисленні глюкози з подальшим електрохімічним або оптичним аналізом продуктів реакції [9,10]. Також використовується принцип мікродіаліза.

До малоінвазивних методів відносять методи засновані на мінімальній травматизації шкіри: лазерна перфорація, нано голка, мікроголки, іонофорез та

онофореz. В автоматизованих модулях сенcори глюкози, які не проникають в шкіру взагалі, або їх проникнення незначно за часом і за глибиною, зазвичай розміщуються на поверхні тіла разом з блоком обробки результатів і виведення інформації [9,10].

Найбільш точним методом серед малоінвазивних є мікропрокол, що заснована на лазерній перфорації шкіри з подальшим забором зразка чи застосуванні кремнієвих наноіголок (діаметр $<0,1$ мм). Також існують сенсорні мікроіголки, що проколюють шкіру з високою частотою, забезпечуючи безперервне надходження зразків крові до аналізатору де визначення глюкози здійснюється шляхом електрохімічного окислення [9].

Іонофореz має сенсор, який через шкіру пропускає слабкий електричний струм [9], що провокує спрямований рух поляризованих молекул по шкірним порам через дерму стимулюючи виведення на поверхні шкіри мікрокрапель інтерстиціальної рідини, в якій і відбувається визначення концентрації глюкози шляхом електрохімічного окислення глюкози на поверхні сенсора.

При сонофореzі використовується низькочастотний ультразвук, що здатний розширювати і стискати газоподібні зв'язки в роговому шарі шкіри, що стимулює вихід інтерстиціальної рідини на поверхню де за допомогою сенсора відбувається аналіз глюкози [9,10].

Неінвазивне визначення концентрації глюкози має свої переваги, так як не порушує цілісність біологічних тканин та не призводить до її змін. Використовує спектроскопію біологічних рідин різних відділів тіла і органів (слізна рідина, рідина передньої камери ока, вушна сірка, слина, піт, інтерстиціальна рідина шкіри та ін.)

Найбільший розвиток отримали такі напрямки в області неінвазивного контролю рівня глюкози: фотоакустика, оптична оклюзія, оптична когеренція, поляризація світла.

1.3. Оптичні методи неінвазивної діагностики глюкози

На сьогоднішній день неінвазивне визначення глюкози в організмі людини займає провідний напрямок. Найпоширенішими методами реалізації є методи засновані на оптичному визначенні рівня глюкози (таблиця 1.1), що здійснюється за допомогою фокусування променя світла на біологічній тканині. Падаюче світло зазнає змін при контакті з різними біологічними шарами при проходженні через певну частину тіла чи орган. Внаслідок наявності в ній таких хімічних елементів як вода, гемоглобін, меланін, жири і глюкоза відбувається абсорбція світла, а також на кожній довжині світлової хвилі залежить передача світла від структури біологічного тканини (товщини шару, структури шкіри, кісток, рідин і інших тканин), через яке воно проходить [11].

Таблиця 1.1. Методи оптичного вимірювання глюкози [11]

№ п/п	Технологія	Визначення
1.	Спектральний аналіз в ІЧ області	Поглинуте чи відбите випромінювання даних на довжині хвилі ІЧ діапазону
2.	Раманівська спектроскопія	Використовується лазерний промінь для того, щоб викликати випромінювання поблизу рівнів збудження
3.	Фотоакустична спектроскопія	Використовується лазерне збудження рідини для того, щоб створити акустичну відповідь і спектр відповідно до того, як налаштований лазер
4.	Розсіювання	Використовується розсіювання світла для того, щоб визначити зміни у речовині, що досліджується
5.	Поляризація	Відомо, що наявність глюкози в крові спричиняє поляризацію світла, що проходить крізь неї

* Обмежений поверхнею епідерми

Для визначення концентрації глюкози оптичними методами може бути використано аналіз зміни довжини хвилі, поляризації чи інтенсивності сигналу.

Метод спектрального аналізу для визначення глюкози в ІЧ області показано на рис.1.9, де лазерний промінь середнього інфрачервоного випромінювання, що падає на шкіру, робить теплове розширення, створюючи тим самим акустичну хвилю, на яку впливають коефіцієнт поглинання біологічної тканини, а також фізичні властивості середовища поширення (коефіцієнти теплового розширення та акустична швидкість).

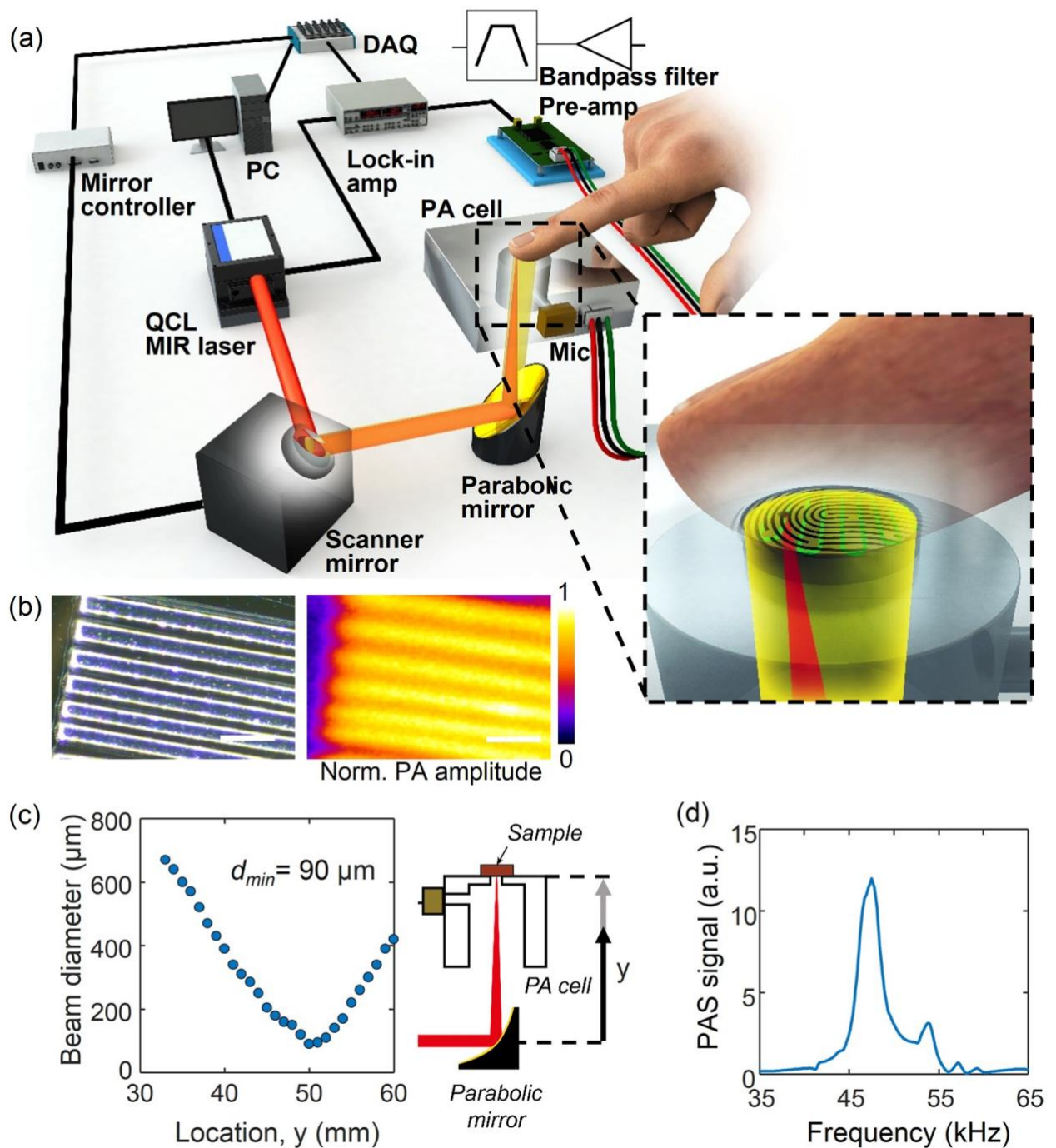


Рис.1.9. Метод спектрального аналізу для визначення глюкози в ІЧ області [12]: а) схематичне зображення системи позиційної скануючої фотоакустичної спектроскопії; б) оптична мікрофотографія і фотоакустичний зображення структур тканин; в) діаметр променя після відбиття від параболічного дзеркала, мінімум 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 світла, глюкоза має сильне характерне поглинання в іЧ області через розтягнення і вібрації в діапазоні

800-1200 cm^{-1} . Незважаючи на невелику глибину проникнення середнього ІЧ світла в шкіру (<100 мкм), він все ще сягає міжклітинної рідини, виявленої в шарах, які нижче рогового шару, тобто в самому зовнішньому шарі шкіри з товщина 15-20 мкм. Відомо, що інтерстиціальна рідина має не тільки більш короткий час затримки (~ 5 -15 хв) при підвищенні рівня глюкози в крові, ніж інші рідини організму (наприклад, слюза, слина і сеча), але також є значно більш чітку матрицю, ніж кров в основному складається з глюкози, альбуміну і слідів лактату [12].

Для трансдермальної Рамановської спектроскопії *in vivo* спектри комбінаційного розсіювання містять інформацію про молекули глюкози з інтерстиціальної рідини під шаром епідермісу тканини шкіри. Високопродуктивні Раманівські спектроскопічні прилади були розроблені та апробовані за допомогою невеликих клінічних випробувань перорального тесту на толерантність до глюкози людини (OGTT) або тесту на фіксацію глюкози на тварин [13]. На рис.1.10 представлена експериментальна система визначення глюкози на основі Романівської спектроскопії.

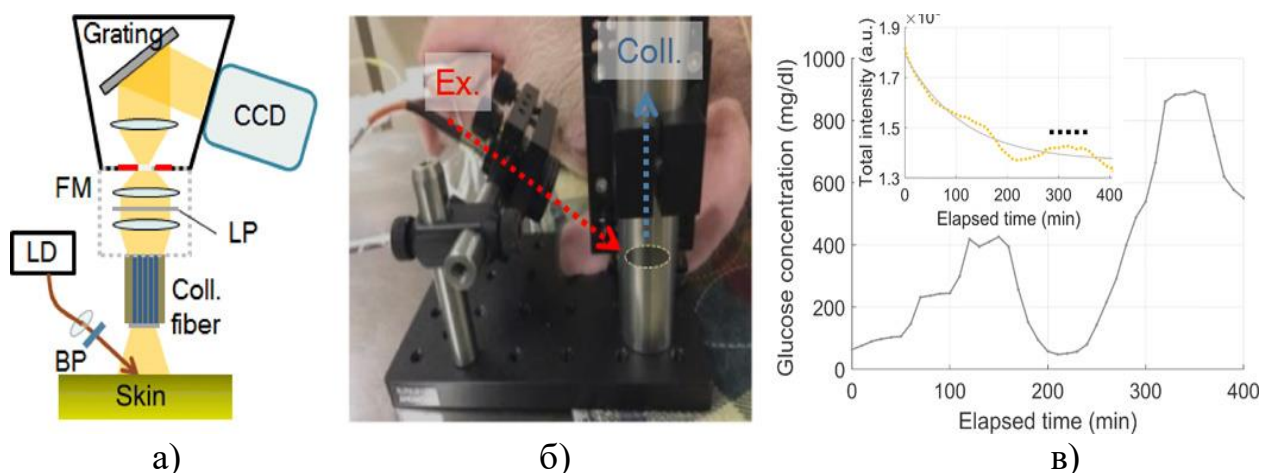


Рис.1.10 Система спектроскопії комбінаційного розсіювання [13]: а) принципова схема Раманівської спектроскопічної системи для вимірювання *in vivo* шкіри тварин; б) фотографія установки зонда комбінаційного розсіювання світла; в) профіль глюкози під час експерименту з фіксування глюкози в випробуванні

Фотоакустична спектроскопія заснована на принципі фотоакустичного вимірювання фізичних параметрів рідинних середовищ та реалізується за допомогою направленої дії на них модульованого пучка електромагнітного

випромінювання довжиною хвилі (1,55; 1,85) мкм або (2,1; 2,3) мкм та реєстрацією амплітуди акустичної хвилі, що виникає при періодичному розширенні біологічних тканин [14]. На рис. 1.11 представлено блок-схему приладу для вимірювання рівня глюкози в крові за допомогою фотоакустичного методу.



Рис.1.11 Блок-схема приладу для вимірювання рівня глюкози в крові за допомогою фотоакустичного методу [14]

Дифракційний мікрофон позбавляє від фонових шумів шляхом прибирання сигналів, що отримуються у вимірювальній «ячейке сравнения».

Фотоакустичні методи є більш чутливі ніж спектроскопічні методи, але більш підвержені впливу параметрів зовнішнього середовища.

Поляризація використовується для кількісного аналізу рівня глюкози в крові за допомогою вимірювання відбиття випромінювання від кристалику ока під кутом Брюстера та вимірювання тангенціального оптичного шляху [14]. На рис.1.12 показано методи використання поляризації.

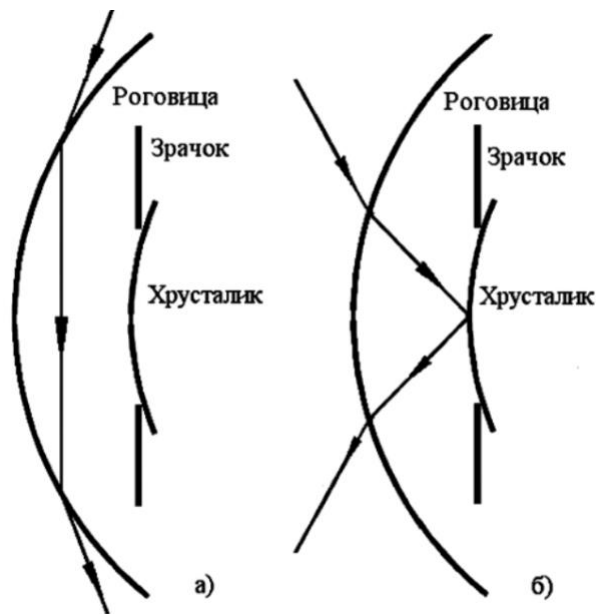


Рис.1.12 Поляризаційні підходи для визначення глюкози в крові [14]: а) тенденційний оптичний шлях; б) оптичний шлях в передній камері ока при відображенні від кристалика під кутом Брюстера

Визначення рівня глюкози за допомогою фізичного явища поляризації має невеликі зміни, але в той же час глюкоза виступає як оптичний ротатор де гуморальна рідина ока є гарним матеріалом для дослідження.

1.4 Огляд та аналіз методів та засобів інтелектуальної власності

Патентні напрацювання в напрямку неінвазивного моніторингу глюкози дуже багатий та в базується вивченні різних технічних підходів, таких як ІЧ-спектроскопія, фотоакустика або імпеданс.

На даний час патентна база в цьому напрямку налічує 1600 патентних ідей (рис.1.13). Виведення на ринок абсолютно неінвазивного пристрою буде великою зміною для діабетиків, які потребують щоденного постійного контролю рівня цукру в крові.

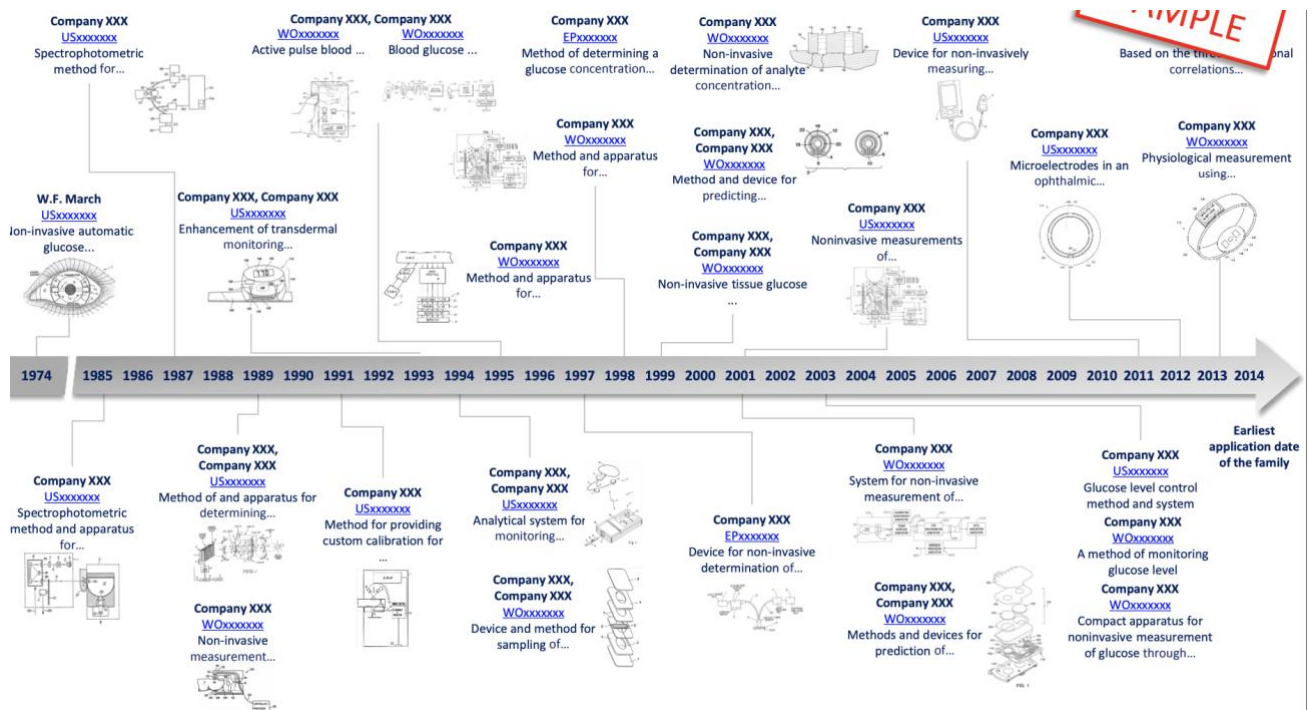


Рис.1.13 Шкала розвитку неінвазивних технологій дослідження глюкози в організмі людини [15]

Також в роботі був проведений аналіз патентів з пристроями для неінвазивного моніторингу нлюкози, що показано на рис.1.14



Рис.1.14. Аналіз патентів та пов'язаних з ними пристроїв [15]

В даному дипломному проекті було проведено огляд та аналіз об'єктів портативних глюкометрів та обрано найбільш підходящі для подальшої

реалізації. Першим розглянемо неінвазивний пристрій для визначення рівня глюкози [16], що показаний на рис.1.15

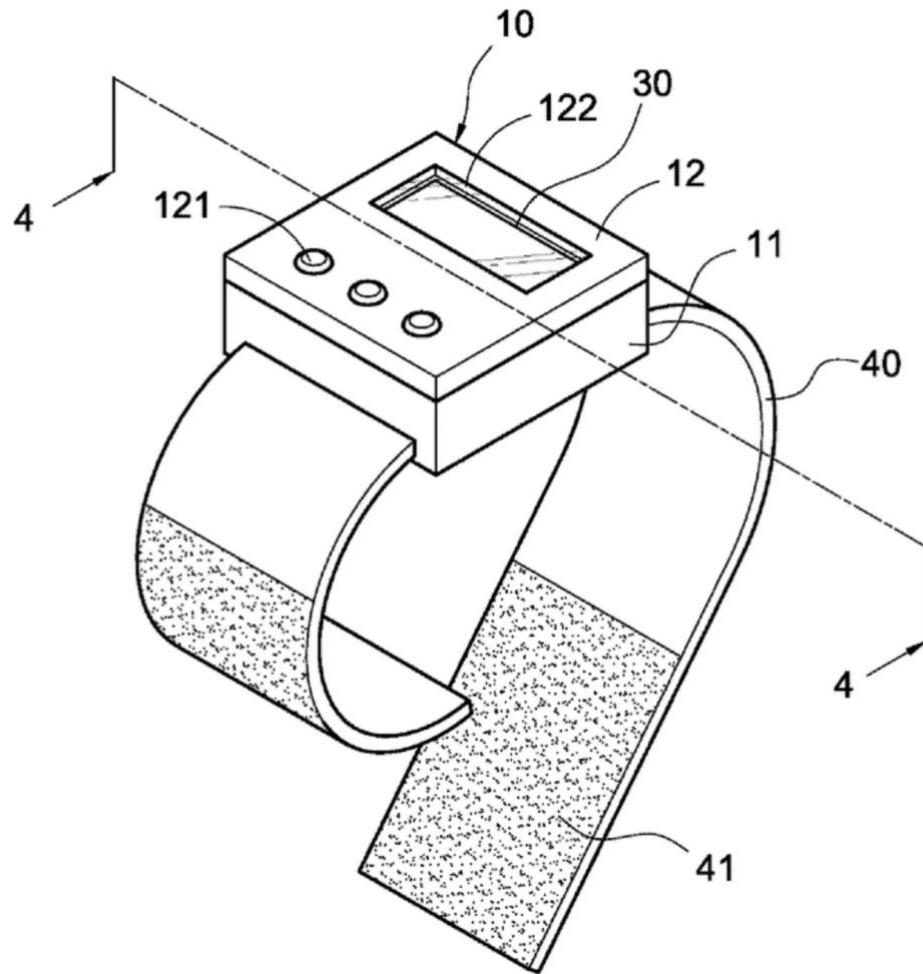


Рис.1.15 Неінвазивний пристрій для визначення рівня глюкози [16]: 10 – корпус, 11 – нижній корпус з кріпленням; 12 – верхня кришка; 30 – дисплей; 40 – фіксуючий браслет; 121 – кнопки управління; 122 – захисна пластина

Світловиpromінюючий пристрій встановлений на друкованій платі, і пропускають через наскрізний отвір каркаса світловий промінь, при цьому світловий промінь являє собою інфрачервоне світло або лазерне світло, а світловиpromінюючий пристрій являє собою напівпровідниковий лазерний діод. Друкована плата включає в себе пристрій електроживлення, модуль управління і встановлений на ньому модуль пам'яті, а пристрій електроживлення є джерелом для подачі електроенергії, необхідної для роботи друкованої плати, а модуль управління має функції спектрального аналізу, обробки і обчислення, а модуль пам'яті призначений для зберігання обробленої інформації модуля управління і кривої корекції, де крива корекції

є кривою відносини спектра відбитого і проаналізував промінь світла, викликаним фактором глюкози в крові [16].

Наступним розглянемо портативний глюкометр, що показаний на рисунку 1.16 та рис.1.17.

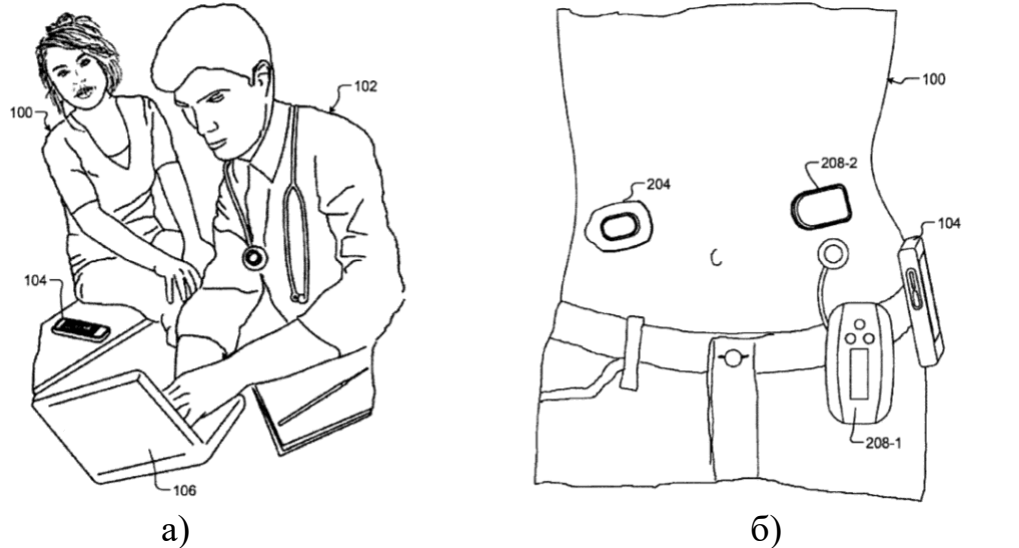


Рис.1.16 Портативний глюкометр: а) процес реєстрації [17]: 100 – пацієнт, 102 – лікар, 104 і 106 – засоби зв'язку; б) розміщення датчиків: 204 – безперервний сенсор для моніторингу глюкози, 206-1(2) – інсуліновий насос, 104 – пристрій управління насосами інсуліна

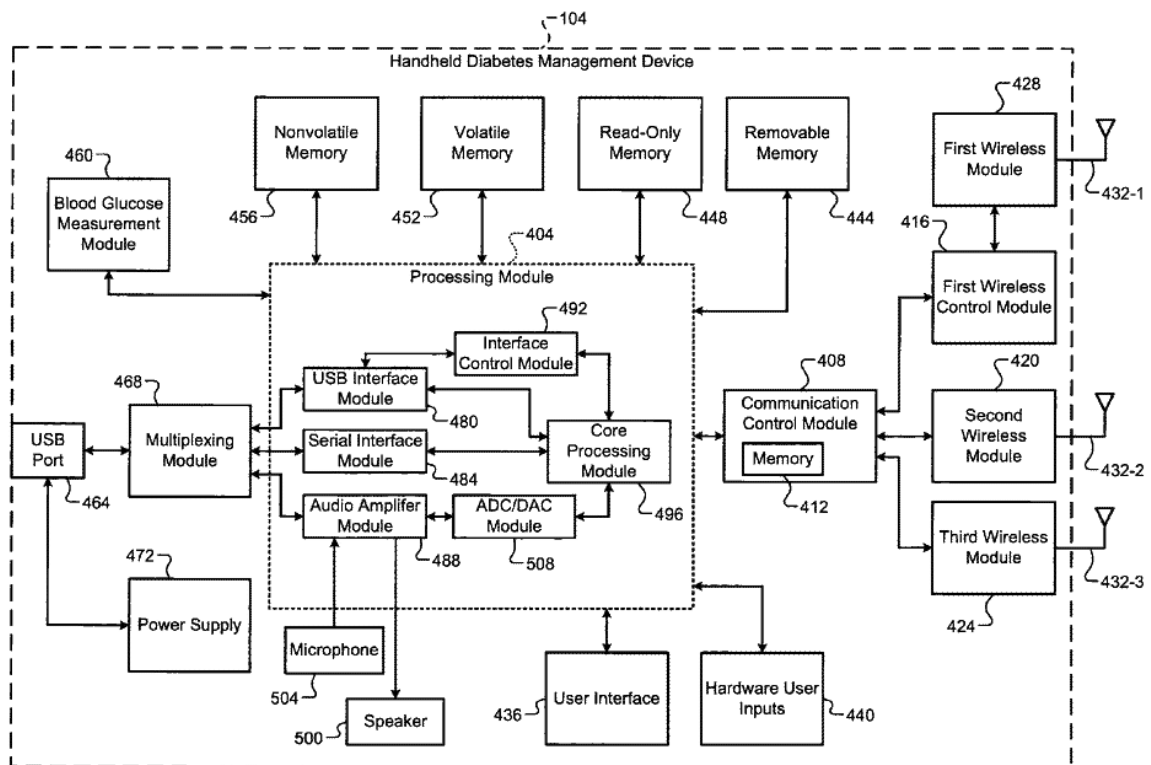


Рис.1.16 Портативний глюкометр [17]

Пацієнт може використовувати безперервний монітор глюкози (CGM) 204, амбулаторний довговічний інсуліновий насос 208-1, амбулаторний нетривалий інсуліновий насос 208-2 і ручний пристрій 104 для лікування діабету. У різних варіантах реалізації довговічний інсулін насос 208-1 і нетривалий інсуліновий насос 208-2 можуть використовуватися як взаємозамінні, і портативний пристрій 104 для лікування діабету може бути виконано з можливістю взаємодії з будь-яким з використовуваних в даний час інсулінових насосів 208-1 або 208-2. У різних варіантах реалізації, якщо пацієнт 100 носить обидва інсулінових насоса 208-1 і 208-2, портативний пристрій 104 для лікування діабету може зв'язуватися тільки з одним з інсулінових насосів 208-1 або 208-2 [17].

Портативний пристрій 104 для лікування діабету налаштоване як системний концентратор і здійснює зв'язок з пристроями системи управління діабет. Альтернативно, інсулінова помпа 208 або мобільний пристрій 304 можуть бути налаштовані як системний концентратор. Зв'язок між пристроями в системі лікування діабету може здійснюватися з використанням бездротових інтерфейсів (наприклад, Bluetooth).

Також розглянемо патент компанії Apple, яка займає провідні позиції на ринку смарт техніки з технологією неінвазійного моніторингу глюкози для Apple Watch, що представлено на рис.1.17. оптична система налаштована для виконання абсорбційної спектроскопії. Методика дозволяє визначити концентрацію цільового речовини, застосовуючи до зразка світло з відомими властивостями, такими як довжина хвилі і енергія. Коли світло проходить через зразок, речовина поглинає енергію на певних довжинах хвиль, викликаючи зміну властивостей світла при виході [17].

Порівняння світла, що пройшло через зразок, з еталонним світлом дозволяє зразковою системі виявляти виміряний поглинання, таке як втрата інтенсивності. У міру того, як концентрація речовини в зразку збільшується, збільшується і кількість енергії, яке може бути поглинена [17].

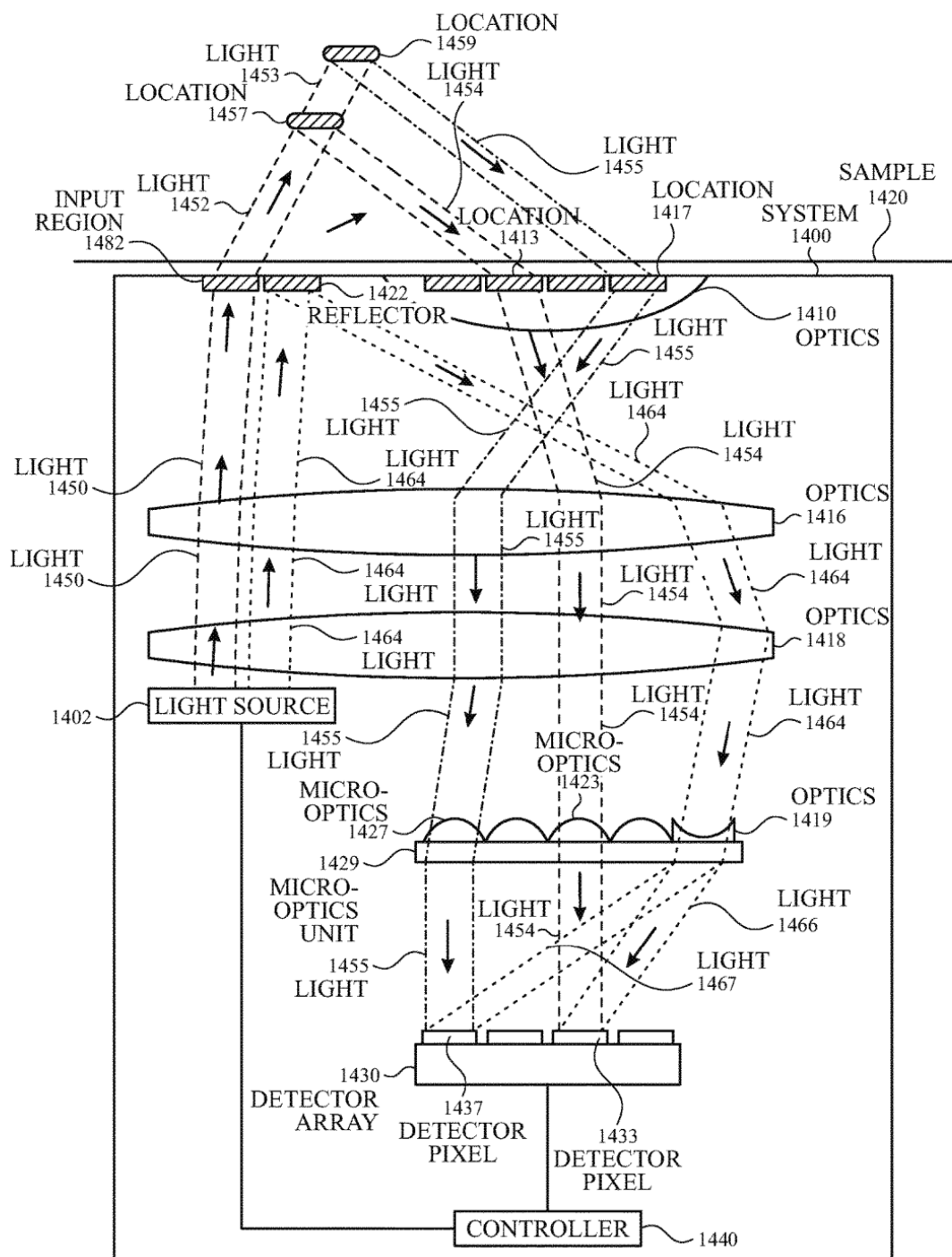


Рис. 1.17. Поперечний переріз зразкових систем, сконфігурованих для визначення концентрації та типу речовини [17].

Система включає оптику, яка працює як на проходження, так і на відбиття світла. Блок мікрооптики 1429 може містити безліч мікроленз, таких як мікрооптика 1423 та мікрооптика 1427, та може містити невелику лінзу (наприклад, лінзою діаметром менше 1 мм), ніж звичайна лінза.

1.5 Огляд та аналіз сучасних неінвазивних глюкометрів

В даному пункті розглянено існуючі аналоги та приведений їх аналіз з визначенням технічних характеристик. Розглянемо портативну систему для моніторингу глюкози FreeStyle Libre [18], що представлена на рис 1.18



Рис.1.18 Портативна система для моніторингу глюкози FreeStyle Libre [18]

Система FreeStyle Libre надає можливість перевірити рівень глюкози з підтримкою безбольового відчуття за 1-секундне сканування і навіть через одягу. Невеликий дискретний датчик, що встановлюється на задній частині руки та постійно вимірює концентрацію глюкози в інтерстиціальній рідині. Він водостійкий, тому продовжує роботу навіть при прийманні душу, плаванні або занятті спортом.

Таблиця 1.2. Технічні характеристики FreeStyle Libre [18]

Основні характеристики	
Розмір сенсору, мм	
- товщина	5
- діаметр	35
Метод дослідження	Електрохімічний
Калибровка результату	По цільній крові
Мінімальний діапазон вимірювань, (ммоль/л)	2.0
Максимальний діапазон вимірювань, (ммоль/л)	21.0
Час виміру, с	1.0
Місце встановлення сенсору	верхня частина руки, бедро, живіт, сідниці
Функція автовимкнення	Да
Час використання одного сенсора, дні	14

Наступним розглянемо цифровий многопараметровий неінвазивний монітор CNOGA MEDICAL [19], що представлено на рис.1.19



Рис.1.19 Цифровий многопараметровий неінвазивний монітор CNOGA MEDICAL [19]

Даний прилад має функцію визначення артеріального тиску та гемоглабіну та глюкометра за допомогою методу фотоплетізографії, що оцінює зміни стану судин всередині пальця пацієнта при проходженні через його світлом різної довжини хвилі. Принцип роботи приладу заснований на декількох світлодіодах, що світять в діапазоні довжин хвиль від видимих до ІЧ через палець частина випромінювання поглинається а відбитий світловий сигнал змінюється. Фотоприймач, що вбудованої в пристрій камери в режимі реального часу реєструє зміни світлового сигналу та використовуючи запатентовані алгоритми встановлює кореляцію між сигналом і біологічними параметрами, щоб отримати рівень глюкози в крові [19].

Розмір приладу - 43 x 48 x 82 мм. Вага - 113г.

Неінвазивний глюкометр від Integrity Applications, що представлений на рис.1.20 встановлюється на мочку вуха та використовує відразу три різних технології - ультразвук і електромагнітне випромінювання, а також дані контролю температури для того, щоб виміряти рівень цукру в крові [20]. Технічні характеристики представлені в таблиці 1.3.



Рис.1.20 Неінвазивний глюкометр від Integrity Applications [20]

Вся вимірювана інформація передається в прилад, який дозволяє як переглянути поточний результат, так і оцінити тенденції шляхом перегляду вимірювань за певний період.

Таблиця 1.3. Технічні характеристики FreeStyle Libre [20]

Основні характеристики	
Діапазон вимірювання артеріального тиску, мм рт. ст	
- дітей	від 0 до 180
- дорослих	від 20 до 280
Глюкозу вимірює в діапазоні, ммоль / л	від 2 до 18
похибка в межах, %	20
Розмір апарату, мм	155x100x45
Вага, кг	0,5
Час виміру, с	1.0

Проведення вимірювання займає не більше хвилини та має функцію озвучувати результат вимірювання для людей, які мають проблеми із зором. За допомогою стандартного кабелю USB всі результати можуть також бути завантажені у зовнішній пристрій [20].

1.6 Розробка загального вигляду портативного неінвазивного глюкометра

У даному дипломному проєкті було запропоновано розробку макету неінвазивного портативного глюкометра, що представлений на рис.1.21 та працює за принципом оптичного аналізу світла, що пройшло через біологічний об'єкт (палець руки) та розрахунком та проведенням кореляційного аналізу.

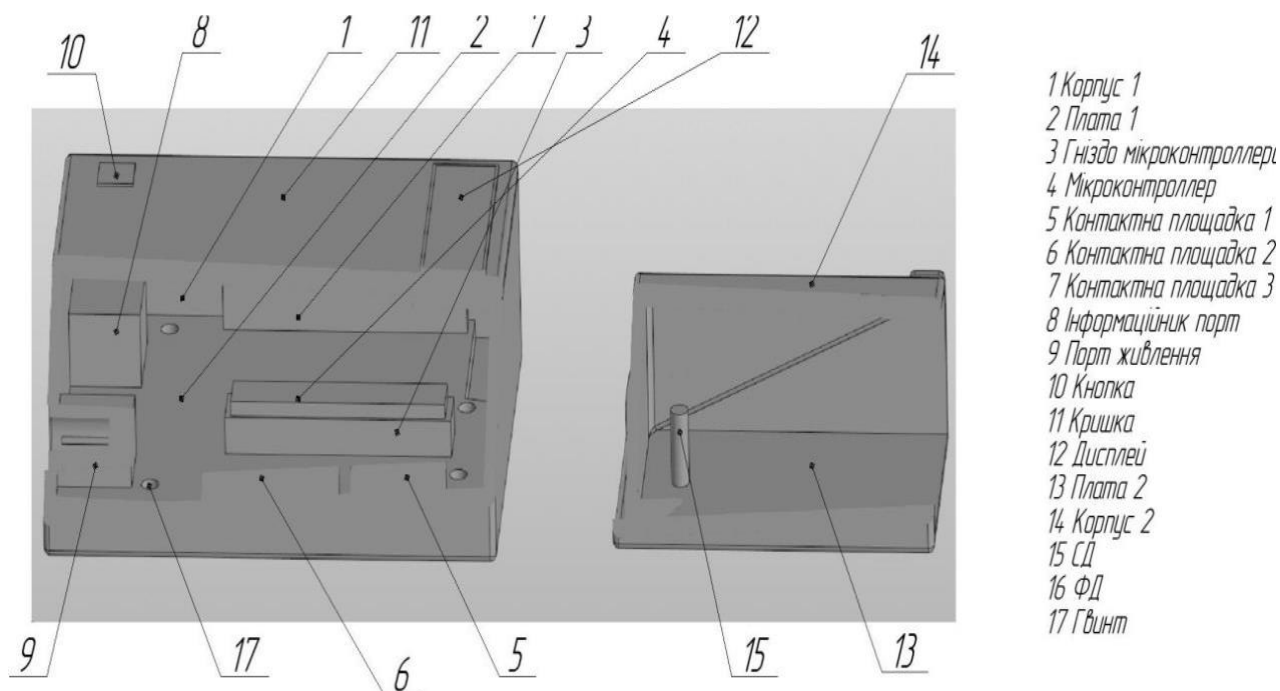


Рис.1.21 Загальний вид портативного глюкометра

Технічні характеристики представлені в таблиці 1.4

Таблиця 1.4. Технічні характеристики портативного глюкометра

Основні характеристики	
Ток прямий, мА	20
Напруга робоча	від 2 до 18
Довжина хвилі, нм	940
Кут випромінювання, °	20
Діаметр світлодіода, мм	5
Потужність випромінювання (20 мА), мВт	100
Мікроконтролер	ATmega8-16PU
Час аналізу, с	5
Діапазон вимірювань, моль/л	1,1 – 33,3
Маса, г	285
Габаритні розміри	80x50x20

1.7. Розробка структурної схеми портативного глюкометру

В даному дипломному проєкті було запропоновано розробку структурної схеми, що знаходиться в додатку А ДП ПН-61-2.1702.003Сх та зображено на рис.1.22 портативного глюкометру, що базується на оптичному неінвазивному вимірюванні та заснований на розрахунку коефіцієнтів ослаблення інфрачервоного (ІЧ) випромінювання, що пройшло через біологічну тканину пальця, на різних довжинах хвиль

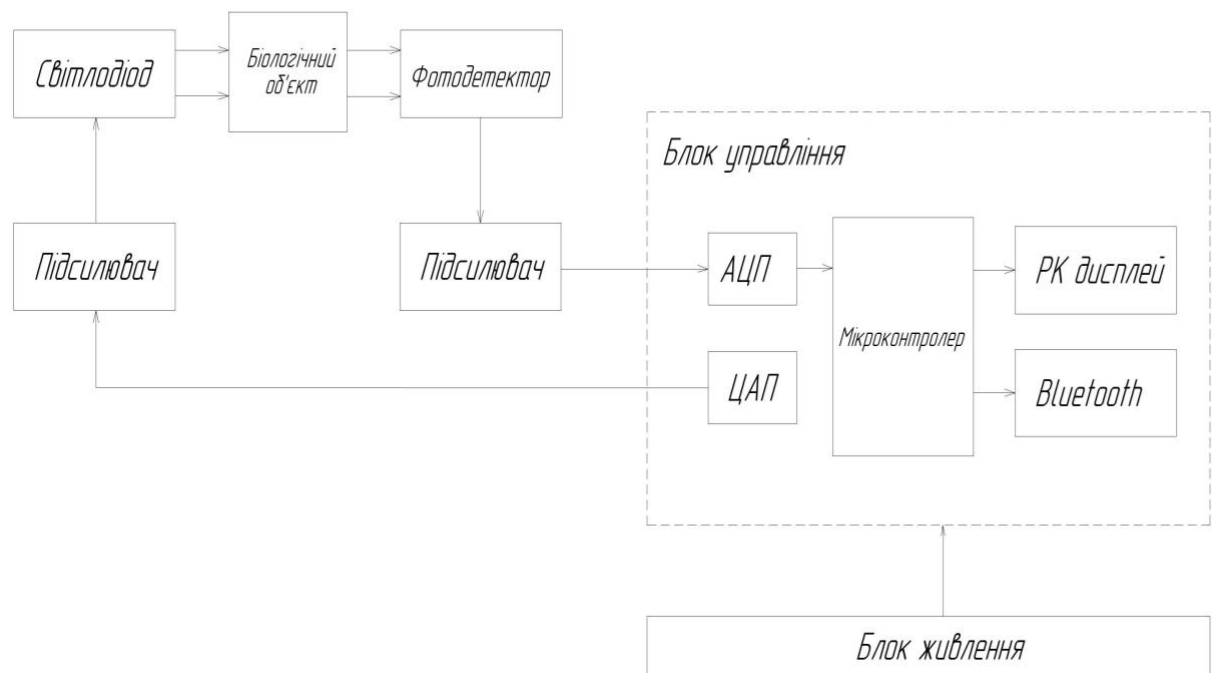


Рис 1.22 Структурна схема роботи портативного глюкометру

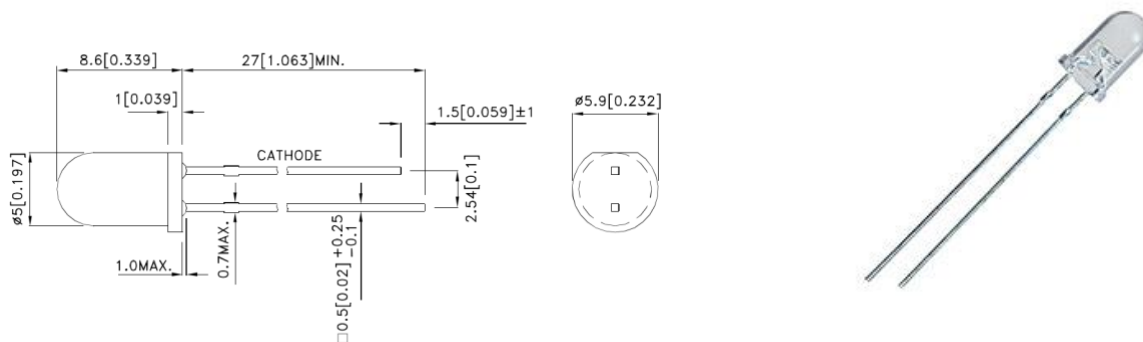
Схема працює наступним чином: світлодіод використовується як джерело ІЧ випромінювання, що працює на довжині хвилі 940 нм з потужністю випромінювання 20мВт. За допомогою мікроконтролера задається потужність світлодіода у вигляді цифрового сигналу. Далі цей сигнал перетворюється в аналоговий за допомогою цифрового аналогового перетворювача (ЦАП) та підсилюючись подається до світлодіода. Світло проходячи через біологічну тканину фіксується фотодетектором. Далі сигнал за допомогою аналого-цифрового перетворювача (АЦП) перетвориться в цифровий і надходить на мікроконтролер, де процесор обробляє сигнал з урахуванням коефіцієнта

ослаблення тканиною ІЧ випромінювання. Отримані розрахунки рівня глюкози в крові виводить на цифровий дисплей, а також має модуль передачі даних через Bluetooth модуль на ПК.

1.8. Вибір елементної бази для реалізації портативного глюкометру

Для проектування роботи портативного глюкометру необхідно виконати вибір елементної бази з технічними характеристиками, що дозволять забезпечити правильну роботу приладу.

Для випромінювання ІЧ променю світла було використано світлодіод інфрачервоний L-53F3C [21], що показаний на рис.1.23 та його технічні характеристики приведені в таблиці 1.5.



1.23 Світлодіод інфрачервоний L-53F3C

Механічна та спектральна сумісність з фототранзистором

Таблиця 1.5. Технічні характеристики L-53F3C [21]

Основні характеристики	
Ток прямий, мА	20
Напруга робоча	від 2 до 18
Довжина хвилі, нм	940
Кут випромінювання, °	20
Діаметр світлодіода, мм	5
Потужність випромінювання (20 мА), мВт	100

Мікроконтролер ATmega8-16PU має широкий набір модулів, що задовольняє нашим вимогам. Також даний модуль використовується у великій кількості портативних пристроїв, різного призначення (таймер, систем автоматики, відео сигналів і декодерів стандарту RC5) [22].

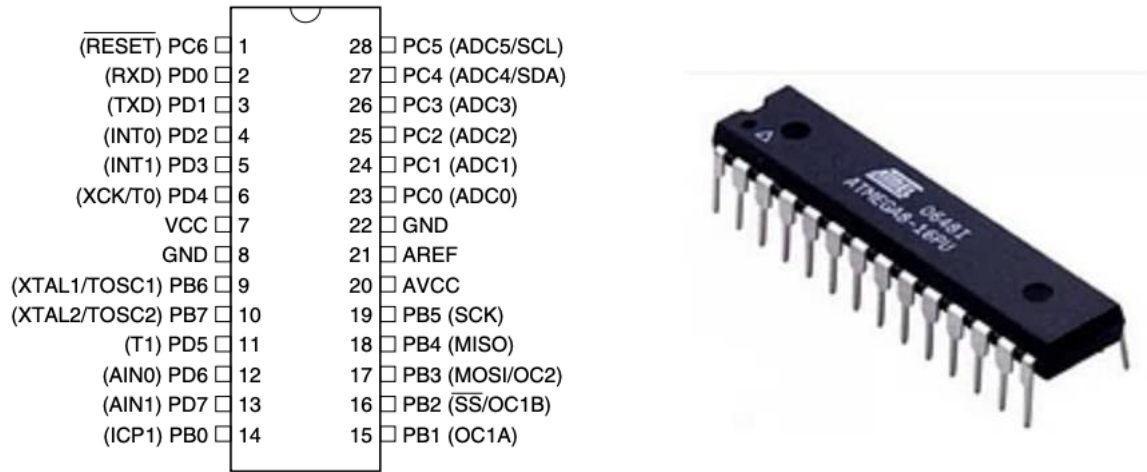


Рис.1.24 Мікроконтролер ATmega8-16PU [22]

Таблиця 1.6. Технічні характеристики представлені в таблиці 1.5 [22]

Основні характеристики	
Обсяг флеш пам'яті, байт	512
Напруга, В	від 4,5 до 5,5
Тактова частота, МГц	0-16
Аналоговий компаратор	+
Режими зі зниженим енергоспоживанням	Idle, Power-save, Power-down, Standby, ADC Noise Reduction;
внутрішній RC генератор	+
Оперативна пам'ять (ОЗУ), кб	1
Тактова частота, МГц	20
Аналогові входи (АЦП)	4
Цикл перезапису, разів	100000

Для виводу інформації з результатами вимірювання нам необхідно встановити рідкокристалічний монітор (РК) дисплей LCD 1620 та підключити

його до Arduino. Стандартна схема приєднання монітора безпосередньо до мікроконтролера Ардуіно без перехідника I2C виглядає наступним чином [23].

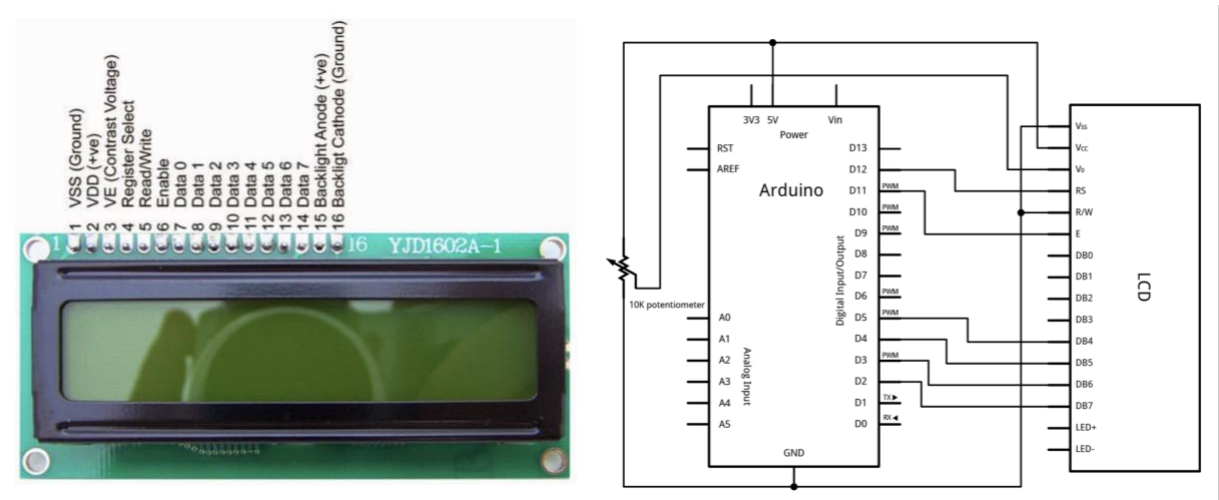


Рис.1.25 ЖК дисплей Arduino LCD 1620 [23]

Технічні характеристики основних параметрів РК дисплей Arduino LCD представлені а таблиці 1.7

Таблиця 1.7 Технічні характеристики РК дисплею Arduino LCD 1620

Основні характеристики	
Символьний тип відображення	є можливість завантаження символів;
Світлодіодна підсвітка	— +
Контролер	HD44780
Напруга живлення, В	5
Формат, символи	16x2
Діапазон робочих температур, С	-20..+70
Кут огляду, градуси	180

РК монітор з підтримкою i2c підключається до плати за допомогою чотирьох проводів - два дроти для даних, два дроти для живлення [23], що показано на рис.1.26.

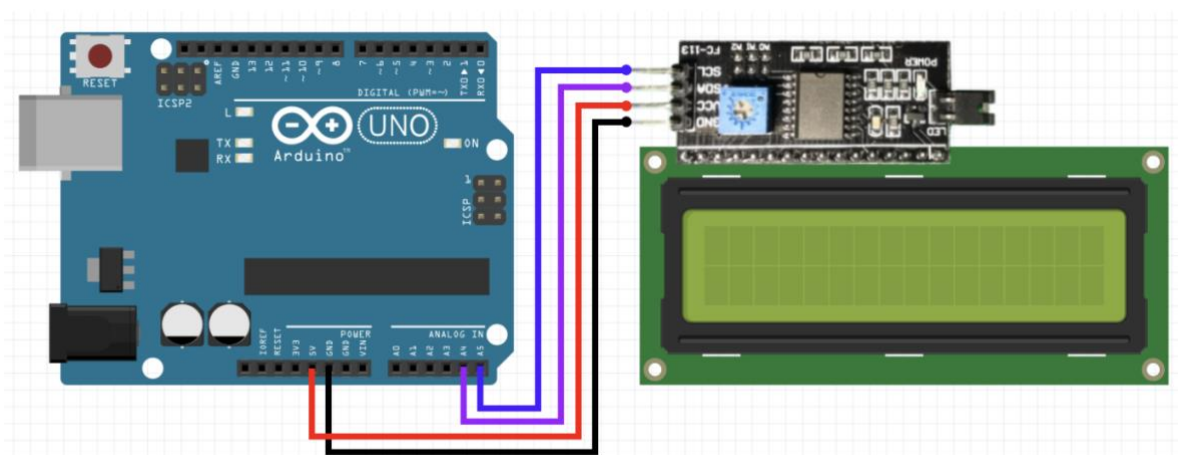


Рис. 1.26. Підключення 25 ЖК дисплей Arduino LCD з підтримкою i2c [23]

Для приймання сигналу будемо використовувати кремнієвий фотодіод ФД-21КП, що зображено на рис 1.27 та технічні характеристики приведені на рис.1.28.

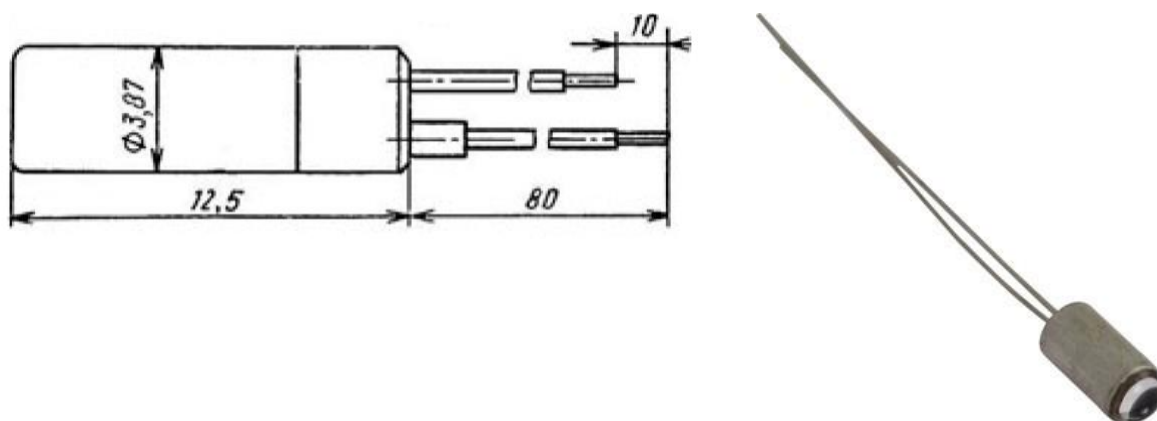


Рис.1.27 кремнієвий фотодіод ФД-21КП [24]

Тип прибора	$A_{\text{фнз}}$, мм (кол-во элементов)	2β , град., не менее	$\Delta\lambda$, мкм	$\lambda_{\text{макс}}$, мкм	$U_{\text{рз}}$, В	$I_{\text{т}}$, мкА, не более	$S_{\text{инт}}$, мА/лм, (мкА/ лм), не менее	$\Phi_{\text{п1}}$, лм·Гц ^{-1/2} , не более	τ , с, не более	$K_{\text{фс}}$, %, не более	ΔT , °С	Габаритные размеры, мм, [масса, г], не более
ФД-21КП	Ø1,55	-	0,4– 1,1	0,72– 0,85	10	0,017	3,3	$4 \cdot 10^{-10}$	$6 \cdot 10^{-9}$	-	-60...+85	Ø3,9×12,5 [1]

Рис.1.28 Технічні характеристики кремнієвого фотодіоду ФД-21КП [24]

1.9. Розробка електричної схеми портативного глюкометру

В роботі було розроблено електричну схему портативного глюкометру з урахуванням вибраної елементної бази, що представлена на рис. 1.29 та у Додатку А ДП ПН-61-2.1702.004 Сх. У цьому проекті спроектовано портативний глюкометр з інтерфейсом на мікроконтролері Мікроконтролер АТmega8-16PU та підключенням до РК дисплею. Оскільки

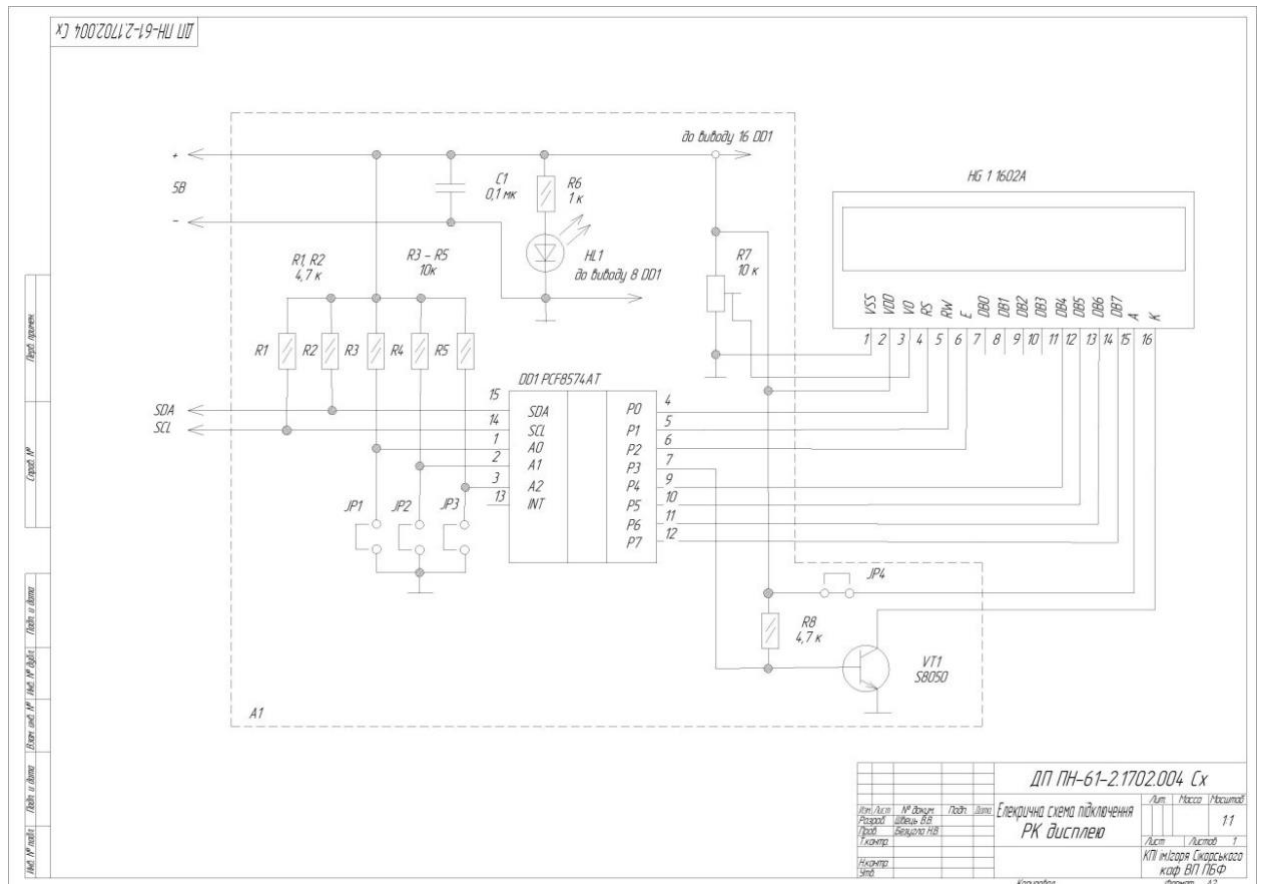


Рис. 1.29. Електрична схема підключення дисплею портативного глюкометру

Світло пройшовши через біологічну тканину приймається фотодетектором та перетворюється в сигнал, що посиляється на мікроконтролер, де дані можуть передавати через Bluetooth в електронну базу, для подальшого моніторингу стану пацієнта лікарем або виводитись сразу на РК екран.

1.10 Розрахунок підсилювача сигналу з фотодетектора

Електрична схема портативного неінвазивного глюкометра містить в собі два операційних підсилювача [24]. $R_1=1.5$, КОм $R_2=47$, КОм, $R_3=3.3$ КОм, $C=1$ нF. Перший з них служить для підсилення слабкого сигналу з фотодетектору, а інший для світлодіоду. Для розрахунку коефіцієнту підсилення використаємо наступну формулу:

$$G = \frac{R_2}{R_1}$$

Підставивши значення отримаємо:

$$G = \frac{R_2}{R_1} = \frac{47 \times 10^3}{1.5 \times 10^3} \approx 31 \text{ разів}$$

Підсилення сигналу з фотодетектору складає близько 31 раз.

1.11 Оцінка похибки вимірювання

Важливим параметром для розрахунку похибки від засобу вимірювання є різниця між показанням засобу вимірювань (фотодетектором) та фактичним значенням вимірюваного біологічного параметру. Значення напруги, на індикаторі в результаті перетворень на виході датчика має суттєву похибку, яку в даному пункті будемо досліджувати і яка складається з похибок датчика, АЦП та при програмному опрацюванні. Підсумовуємо всі параметри окремих похибок без урахування знака, тобто

$$\Delta U_v = \Delta U_d + \Delta U_{\text{АЦП}} + \Delta U_{\text{Пр}}$$

де ΔU_v - похибка результату виміру, ΔU_d - похибка датчику, $\Delta U_{\text{АЦП}}$ - похибка АЦП, $\Delta U_{\text{Пр}}$ - похибка програмного перетворювання

Так як максимальна вихідна напруга з датчика одно робочій напрузі, похибка перетворення буде відсутній. Похибка АЦП визначається числом його розрядів:

$$\delta_{\text{АЦП}} \approx 0.1\%$$

Тоді для даного випадку сумарна похибка вимірювання складе:

$$\delta = k \sqrt{\delta_{\text{дат}}^2 + \delta_{\text{АЦП}}^2} = 1.1 \sqrt{2.5^2 + 0.1^2} = 2.75\%.$$

2 Технологічний розділ

2.1 Розробка складального креслення конструкції неінвазивного глюкометру

В даному дипломному проекті було розроблено складальне креслення портативного глюкометру, що представлено на рис.2.1 та у додатку А ДП ПН-61-2.1702.005 СК. На технологічність приладу впливає обсяг випуску деталей, та їх серійність. Необхідно враховувати різні стадії технологічного процесу які передбачають підготовку, контроль, складання, випробування та інші проміжні процеси. Також великий вплив на технологічність має уніфікованість деталей та операцій [25].

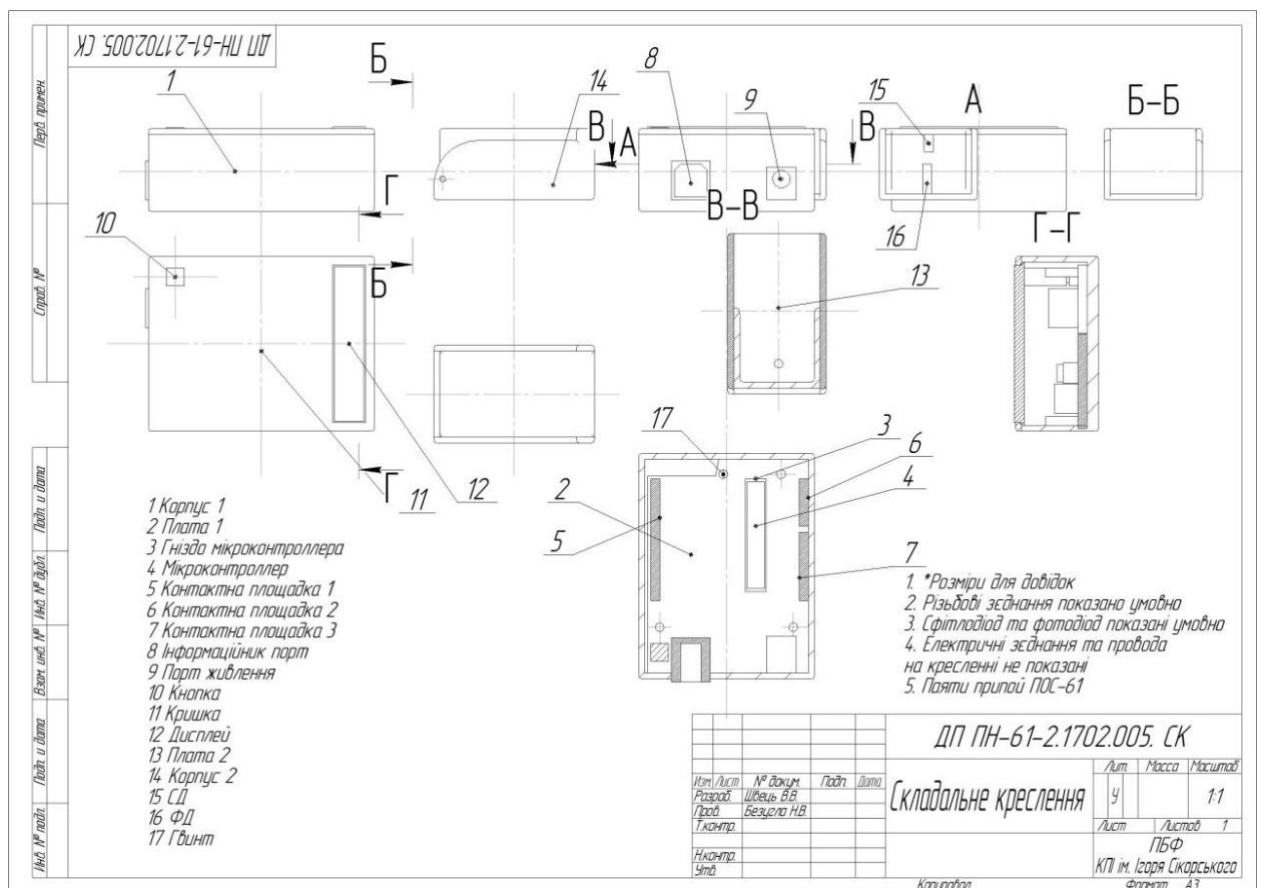


Рис.2.1 Складальне креслення портативного глюкометру: 1- корпус 2 - плата, 3 – гніздо мікроконтролера, 4 - мікроконтролер, 5 – контактна площадка 1, 6 - контактна площадка 2, 7 - контактна площадка 3, 8 – Інформаційний порт, 9 – потр живлення, 10 – кнопка, 11 – кришка, 12 – РК дисплей, 13 – плата 2, 14 – корпус 2, 15 – СД, 16 – ФД, 17- гвинти

2.2. Аналіз технологічності конструкції неінвазивного глюкометра

Основним параметром, що впливає на технологічність приладу є обсяг випуску деталей, та їх серійність. Необхідно враховувати різні стадії технологічного процесу які передбачають підготовку, контроль, складання, випробування та інші проміжні процеси. Також великий вплив на технологічність має уніфікованість деталей та операцій [25].

В даній роботі запропоновано конструкцію неінвазивного портативного глюкометра, складальне креслення якого наведено в додатку А.

На основі розробленого складального креслення портативного глюкометра складемо таблиці 2.1-2.3 переліку складальних одиниць, деталей та операцій з вказанням їх уніфікованості

Таблиця 2.1 Перелік деталей портативного неінвазивного глюкометра

№	Деталь	Кількість	Уніфікованість
1	Корпус 1	1	Не уніфікована
2	Плата 1	1	Не уніфікована
3	Кришка	1	Не уніфікована
4	Корпус 2	1	Не уніфікована
5	Плата 2	1	Не уніфікована
6	Гвинт	6	Уніфікована

Таблиця 2.1 Перелік деталей портативного неінвазивного глюкометра

№	Складальна одиниця	Кількість	уніфікованість
1	Гніздо мікроконтролеру	1	Уніфікована
2	Мікроконтролер	1	Уніфікована
3	Контактна площадка 1	1	уніфікована
4	Контактна площадка 2	1	Уніфікована
5	Контактна площадка 3	1	уніфікована
6	Інформаційний порт	1	уніфікована
7	Гніздо живлення	1	Уніфікована
8	Кнопка	1	уніфікована
9	Дисплей	1	уніфікована
10	СД	1	Уніфікована
11	ФД	1	уніфікована
12	Мікроконтролер СК	1	Не уніфікована
13	Дисплей СК	1	Не Уніфікована
14	Плата СК	1	Не уніфікована
15	Плата СК	1	Не уніфікована
16	Корпус СК	1	Не уніфікована

Таблиця 2.3 Перелік операцій складання портативного глюкометра

№	Операція	Уніфікованість
1	Загвинтити	Уніфікована
2	Паяти	Уніфікована
3	Встановити	Не уніфікована
4	Контроль	Не уніфікована
5	Випробування	уніфікована
6	Маркування	Уніфікована

2.3 Розрахунок технологічності конструкції портативного глюкометра

Для визначення загальної технологічності використовують наступні критерії: конструкторської складності, загальної уніфікації, уніфікації вузлів, складальних одиниць та операцій. Визначення критерію конструкторської складності можна провести за допомогою залежності між кількістю складальних одиниць та загальної кількості деталей, що дозволить визначити вплив складності конструкції на складність та трудомісткість складання та правильно оцінити затрати на технологічний процес [25]:

$$K_{ck} = \frac{N_{\Sigma q}}{n_{\Sigma q}} \quad (2.1)$$

де:

$N_{\Sigma q}$ – загальна кількість всіх вузлів,

$n_{\Sigma q}$ – загальна кількість деталей.

Даний коефіцієнт зі збільшенням кількості складальних одиниць відносно деталей буде покращуватись, та має наступні умови:

$K_y < 0.1$ – технологічність виробу низька,

$K_y = 0.1 \dots 0.2$ – технологічність виробу задовільна,

$K_y > 0.2$ – технологічність виробу добра.

Відповідно до таблиць 2.1 та 2.2 розрахуємо коефіцієнт технологічності:

$$K_{ck} = \frac{N_{\Sigma q}}{n_{\Sigma q}} = \frac{11}{16} = 0.68$$

Значення критерію складності становить 0,68, що вказує на добру технологічність розробки портативного неінвазивного глюкометру.

Наступним розрахуємо критерій загальної уніфікації на який впливає загальна кількість деталей та складальних одиниць з урахуванням уніфікації, яка покращує цей показник [25].

$$K_y = \frac{N_y + n_y}{n_{\Sigma q} + N_{\Sigma}} \quad (2.2)$$

де N_y, n_y – уніфіковані складальні одиниці та деталі.

$K_y < 0.25$ – технологічність виробу низька,

$K_y = 0.25 \dots 0.5$ – технологічність виробу задовільна,

$K_y > 0.5$ – технологічність виробу хороша.

Відповідно до таблиць 2.1 та 2.2 визначимо коефіцієнт технологічності за критерієм конструкторської складності [25]:

$$K_{ck} = \frac{N_y + n_y}{n_{\Sigma q} + N_{\Sigma}} = \frac{6 + 11}{11 + 16} = 0.62$$

Значення загального критерію уніфікації становить 0,62 та вказує на хорошу технологічність конструкції складання портативного глюкометру.

Наступним розрахуємо критерій уніфікації складальних одиниць, що використовує визначення коефіцієнту уніфікації тільки з урахуванням кількості складальних одиниць [25]:

$$K_{ув} = \frac{N_y}{N_{\Sigma q}} \quad (2.3)$$

де:

$N_{\Sigma q}$ – загальна кількість всіх складальних одиниць,

$n_{\Sigma q}$ – загальна кількість деталей.

$K_y < 0.1$ – технологічність виробу низька,

$K_y = 0.1 \dots 0.2$ – технологічність виробу задовільна,

$K_y > 0.2$ – технологічність виробу хороша.

Використовуючи значення таблиць 2.1 та 2.2 визначимо коефіцієнт технологічності за критерієм конструкторської складності [25]:

$$K_{yb} = \frac{N_{\Sigma q}}{n_{\Sigma q}} = \frac{11}{16} = 0.68$$

Оскільки значення критерію складності становить 0,68 свідчить про те, що портативний глюкометр має добру технологічність

Критерій уніфікації деталей. Передбачає визначення коефіцієнту уніфікації тільки з урахуванням кількості деталей [25]:

$$K_{yd} = \frac{n_y}{n_{\Sigma q}} \quad (2.4)$$

$K_y < 0.3$ – технологічність виробу низька,

$K_y = 0.3 \dots 0.6$ – технологічність виробу задовільна,

$K_y > 0.6$ – технологічність виробу хороша.

$$K_{yd} = \frac{n_y}{n_{\Sigma q}} = \frac{6}{11} = 0.55$$

Оскільки $K_{yd} = 0.55$ - система має задовільну технологічність;

Показник уніфікації виробу передбачає розраховує відношення уніфікованих операцій до загальної їх кількості [25]:

$$K_{y.o} = \frac{K_{ун.от}}{K_{заг.оп}} \quad (2.6)$$

$K_y < 0.5$ – технологічність виробу низька,

$K_y = 0.5 \dots 0.75$ – технологічність виробу задовільна,

$K_y > 0.75$ – технологічність виробу хороша.

$$K_{yo} = \frac{4}{6} = 0.66$$

Отримане значення критерію уніфікації операцій складання становить 0,67 та вказує на задовільну технологічність.

Визначаємо комплексний показник уніфікації виробу, що вираховується за вище порашованими показниками як середнє арифметичне.

$$K_{вир} = \frac{\sum K_i}{n} \quad (2.7)$$

Розрахуємо загальний коефіцієнт технологічності.

$$K_{\Sigma} = \frac{0.68 + 0.62 + 0.68 + 0.55 + 0.67}{5} = 0.64$$

n – загальна кількість показників технологічності;

$K_{\Sigma} < 0,3$ – виріб має незадовільну технологічність;

$0,3 < K_{\Sigma} < 0,5$ – виріб має задовільну технологічність;

$K_{\Sigma} > 0,5$ – виріб має добру технологічність;

Отже можемо зробити висновок 0.64 портативний глюкометр має добру технологічність складання приладу, це пов'язано з великою кількістю уніфікованих деталей та складальних одиниць, що дозволить звільнити виробництво та зменшувати час на виготовлення всього приладу.

2.4. Розрахунок точності складальних робіт портативного неінвазивного глюкометра

Для визначення основних критеріїв показників точності виробів існує стандарт ГОСТ 16320-80, що пояснює визначення точності, яка описує ступінь відповідності параметрів (геометричними характеристиками виробу, або його розмірами і за його фізико-хімічними параметрами) виготовленого виробу всім вимогам креслення і технічним умовам. Геометрична точність складальних робіт описується розмірним ланцюгом, що представляє собою сукупність розташованих по замкненому контуру у визначеній послідовності розмірів, які координують взаємне розташування поверхонь або осей однієї або декількох деталей або складальних одиниць [25].

В медичному приладобудуванні велику роль відіграє параметрична точність елементів і систем які використовуються в складанні приладу, та впливають на роботу приладу в цілому [25].

В даному дипломному проєкті розраховано фізичний параметр електроємності конденсаторів.

Плоский конденсатор (багатошаровий) складається з чотирьох пар пластин залитих в полістирол з ємністю (пФ), яка відповідає формулі [25]:

$$C = (0,88 \cdot \epsilon \cdot S(n-1)) / d \quad (2.6)$$

де - діелектрична проникність, S – робоча площа пластини; n – кількість використовуваних пластин; d - товщина діелектрика.

Щоб забезпечити правильну роботу портативного неінвазивного глюкометру необхідні параметри такі як діелектрична проникність ϵ що має похибку не більше 0.2, площа пластини 1.5 см² з похибкою 0,2 см², 8 пластин, товщину діелектрика 0.5 мм з похибкою не більше 0,02мм.

Розрахуємо номінальне значення ємності конденсатора, що буде становити:

$$C=(0,88 \cdot 3 \cdot 1(6 \cdot 2-1.5))/0.5=154,9 \text{ пФ} \quad (2.2)$$

Звідси знаходимо похибку сумарну для всіх параметрів похибка

$$Q_c=0.2/2+0.2/1+0.02/0.5=0.35$$

Можемо зробити висновок, що для збільшення точності складальних робіт неінвазивного глюкометру необхідно забезпечити більшу точність для площі та товщини діелектрика.

2.5 Розробка схеми структурного складу

Для розробки процесу складання необхідно чітко розуміти, що виріб складається з складальних одиниць, які відрізняються своєю складністю, від якої залежить їх розміщення на рівнях схеми. Зазвичай на найнижчому рівні розміщуються найпростіші деталі, слідом за ними йдуть покупні складальні одиниці а далі в залежності від складності розміщують інші складальні одиниці [25].

В дипломному проекті портативний глюкометр було розроблено схему структурного складу (ССС) самого приладу відповідно до складального креслення портативного глюкометру. СССР наведена на рис.2.2, а також в додатку А ДП.ПН-61-2.1702.007 СХ.

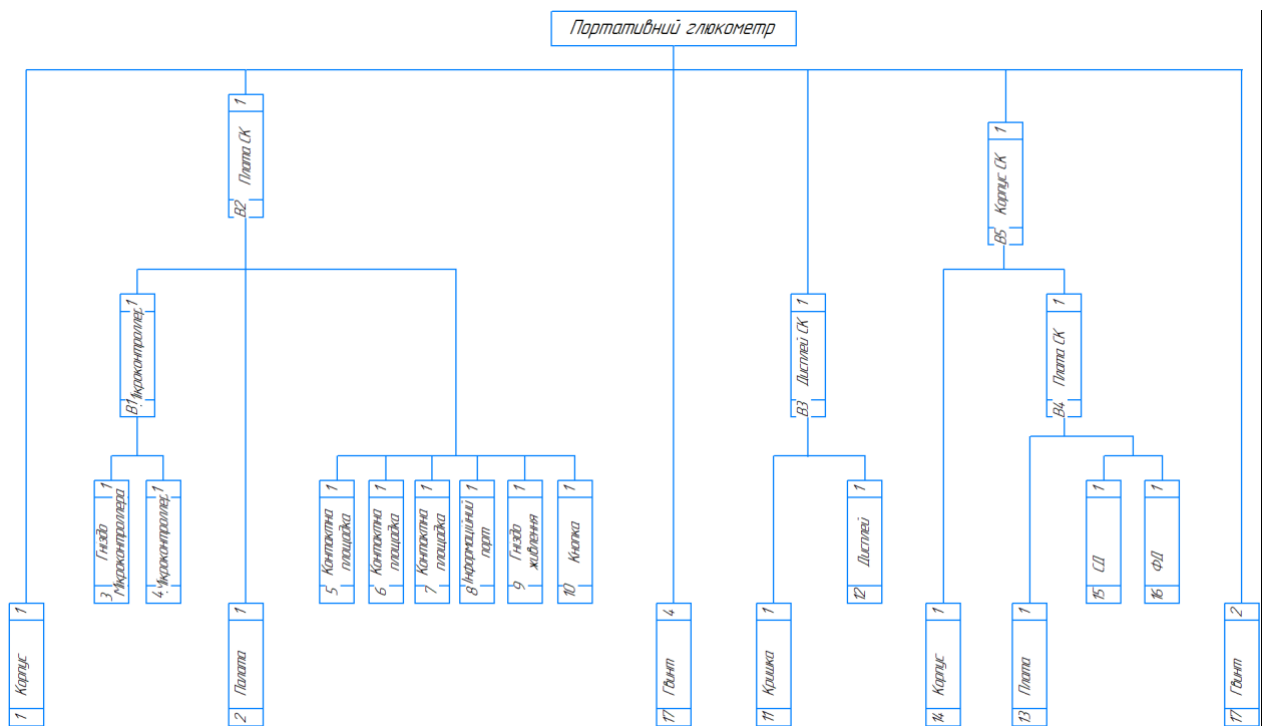


Рис. 2.2 Схема складального складу

Схема портативного глюкометра складається з таких складальних одиниць: Плата СК поз.В2, Мікроконтролер поз.В1, Гніздо мікроконтролеру поз.3 Мікроконтролер поз.4, Контактна площадка 1 поз.5, Контактна площадка 2 поз.6, Контактна площадка 3 поз.7, Інформаційний порт поз.8, Гніздо живлення поз.9, Кнопка поз.10, Дисплей СК поз.В3, Дисплей поз.12, Корпус СК поз.В5, Плата СК поз В4, СД поз.15, ФД поз.16.

Та окремі деталі: Корпус поз.1, Плата поз.2, Гвинт поз.17, Кришка поз.11, Корпус поз.14, Плата поз.13, Гвинт поз.17.

Далі проводимо аналіз портативного глюкометра процесу послідовності складання, змісту кожної операції для оформлення технічної документації.

2.5 Розробка технологічної схеми складання портативного глюкометра

Далі в дипломному проекті було розроблено технологічну схему складу портативного неінвазивного глюкометра, що представлено на рис 1.3 та в Додатку А ДП ПН-61-2.1702.005 Сх, що пояснює процес складання з відповідними деталями, складальними одиницями та видами операцій [25].

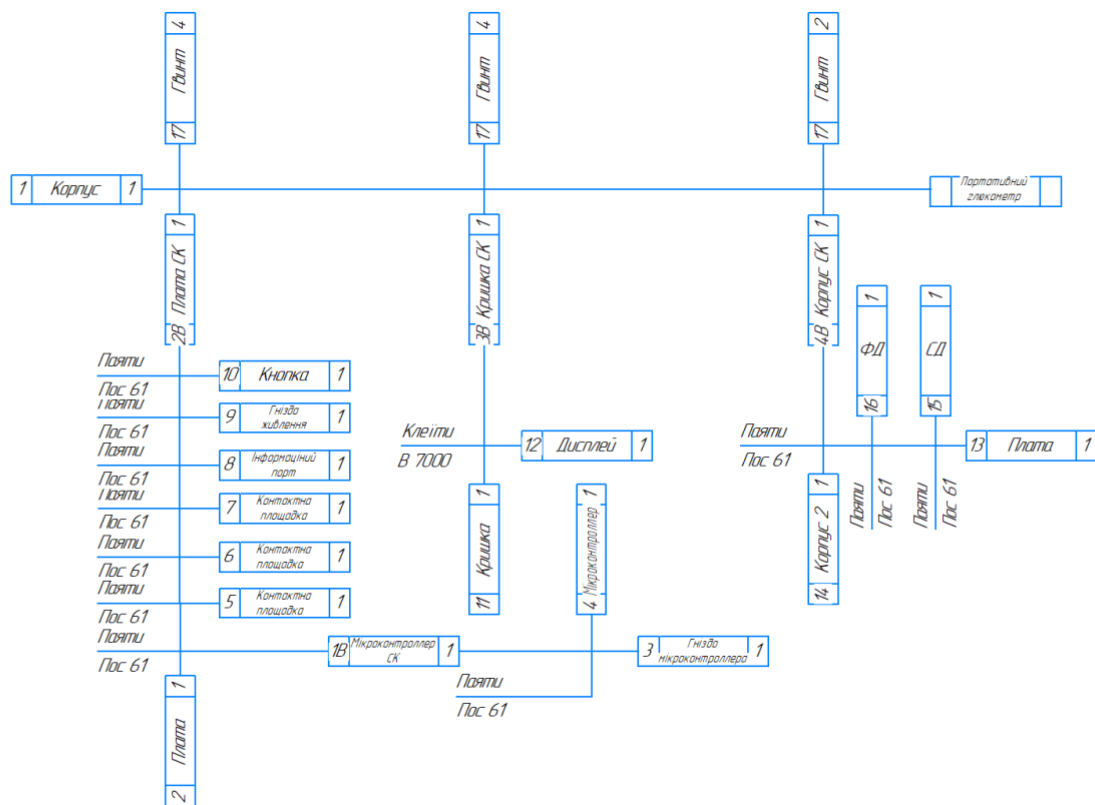


Рисунок 2.2. – Технологічна схема складання

Базовою деталлю складання портативного глюкометра є Корпус поз.1 до якого за допомогою чотирьох гвинтів поз. 17 кріплять вузол Плата поз.2, що попередньо збирається наступним чином: до Плати поз.2 кріплять пайкою вузол Гніздо мікроконтролера поз.3; поз.4 в який встановлюється вузол Гніздо мікроконтролера поз.3. Далі встановлюють Кришку поз 11 за допомогою поз 17. До поз 11 кріпиться Дисплей поз 12 за допомогою клею. До Корпусу поз 14 кріпиться плата поз14 до якої кріпляться за допомогою пайки Поз 15 та Поз 16.

2.7. Розробка маршрутної карти складання портативного глюкометра

В роботі було розроблено маршрутні карти процесу складання портативного неінвазивного глюкометра, що базуються на основі розроблених схем структурного та технологічного складу, та детально описують інформацію про вид операції, відповідне обладнання та оснащення з

додатковими інструментами, що необхідні для технологічного процесу виготовлення виробу або деталі. Також у технологічній послідовності надається інформація про необхідні інструменти для проведення процесу складання, контролю та послідовності всіх операцій [25]. Маршрутні карти наведена в додатку Б.

2.8 Повірка параметрів світлодіоду

В дипломному проекті була виконана перевірка роботи світлодіоду, так як даний елемент є важливою складовою портативного неінвазивного глюкометру. Будова світлодіоду показана на рис.2.4.



Рис.2.4. Загальний вигляд та будова діоду [26]

Перевірка світлодіода мультиметром є найбільш простим і правильним способом визначення його працездатності. Будова мультиметра та процес перевірки показана на рис 2.5.



Рис.2.5. Загальний вигляд мультиметра [26]

Перевірка інфрачервоного світлодіода має свої нюанси через невидимого випромінювання (рис.2.6). У момент торкання щупами висновків робочого ІЧ світлодіода (анод - плюс, катод - мінус) на екрані приладу має висвітлитися число близько 1000 одиниць. При зміні полярності на екрані повинна бути одиниця [26].

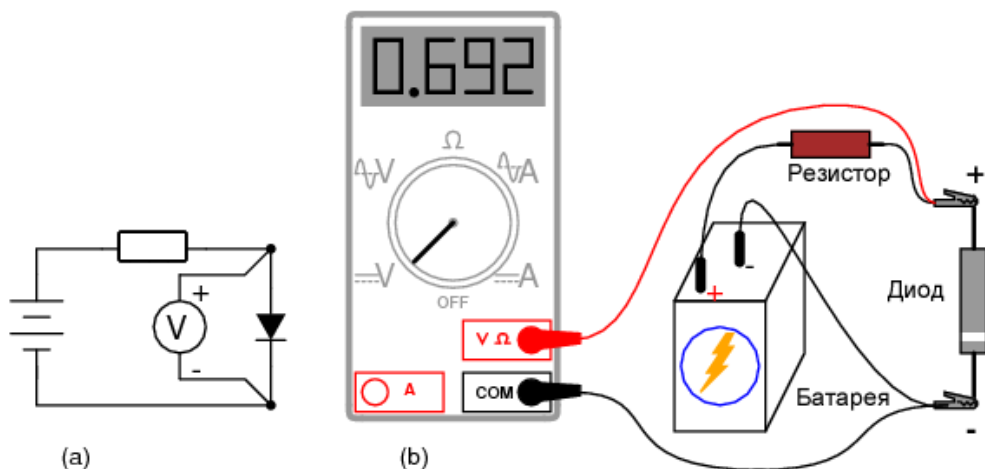


Рис.2.6 Вимір прямої напруги діода за допомогою мультиметра [27]:
а) Принципова схема. В) Схема з'єднань

ВИСНОВОК

На сьогоднішній день цукровий діабет посідає третє місце серед хвороб з летальним результатом. Кожен третій може і не підозрювати про те, що хворий. Саме тому метою даної роботи було вивчення всіх оптичних методів вимірювання глюкози, і виявлення самого простого і безпечного для використання в повсякденному житті методу.

Даний дипломний проект на тему портативний глюкометр, що забезпечує неінвазивне проведення визначення глюкози в крові складається з конструкторського та технологічного розділів. Запропонована розробка портативного глюкометра дозволить забезпечити швидке та безболісне проведення процедури визначення глюкози в крові.

У конструкторському розділі були описані показники крові людини, основні спектральні властивості біологічних тканин. Розглянуті існуючі методи дослідження глюкози та розроблено класифікацію. Описано оптичний метод визначення глюкози в крові та проведено аналіз об'єктів інтелектуальної власності та існуючих аналогів неінвазивних глюкометрів. Описана актуальність розробки приладу та розроблено макет. Була розроблена структурно-функціональна блок-схема приладу, електрична схема та проведені всі необхідні розрахунки. Була підібрана елементна база

У технологічному розділі були розроблені складальне креслення, структурна та технологічна схеми складу портативного глюкометра. Були проведені розрахунки на технологічність приладу та точність складальних робіт, перелік складальних одиниць, складальних робіт системи. А також перевірка роботи світлодіоду.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

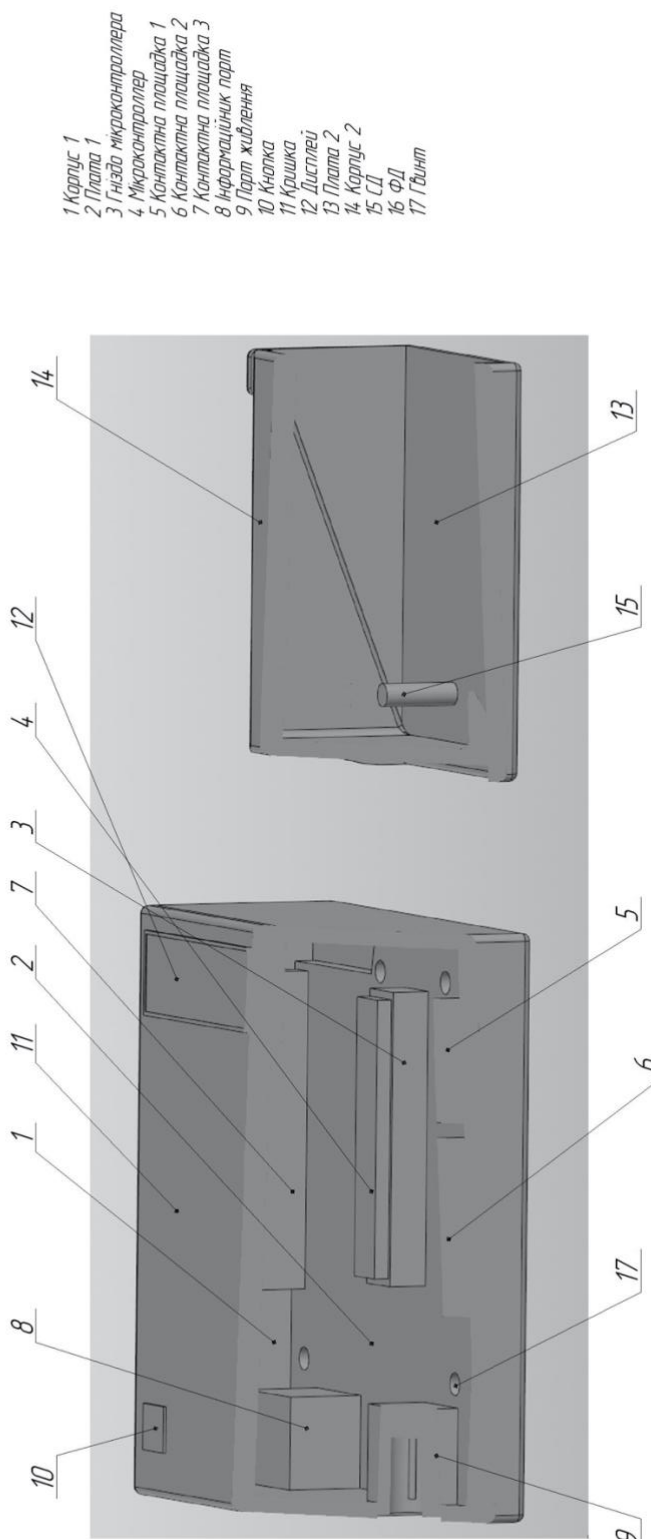
1. Keiser, Gerd & Kao, Fu-Jen. (2008). Biophotonic applications of optical communication devices. Proc SPIE. 6991. 10.1117/12.779945. Режим доступу:
https://www.researchgate.net/publication/253554280_Biophotonic_applications_of_optical_communication_devices/citation/download
2. Муравьев В.К., Мукатай Г.О. Роль оптики при изучении параметров крови/ Молодой учёный №25 (159) 2017 г.- с.187-190
3. Дунаев, А.В. О62 Оптическая неинвазивная диагностика в медико-биологической практике: лабораторный практикум: учебное пособие / А.В. Дунаев [и др.]. – Орел: ОГУ имени И.С. Тургенева, 2016. – 96 с.
4. Состав и функции крови
<https://www.yaklass.ru/p/biologia/chelovek/krovenosnaia-i-limfaticheskaia-sistemy-16070/vnutrenniaia-sreda-organizma-krov-i-limfa-16034/re-8dc3c272-ff75-4319-bd8f-2d3c6edbbe0d>
5. Молекула воды и молекула гемоглобина Режим доступу:https://pikabu.ru/story/molekula_vodyi_i_molekula_gemoglobina_5443724
6. Гемоглобін (Hb, hemoglobin). Режим доступу: <https://donor.ua/pages/2029>
7. Noninvasive Blood Gas Monitoring.-Режим доступу: <https://thoracickey.com/noninvasive-blood-gas-monitoring/>
8. Гемоглобин (Hb).-Режим доступу: <http://gatchina3000.ru/great-soviet-encyclopedia/bse/009/269.htm>
9. Ю.В. ТАРАСОВ, Ю.И. ФИЛИППОВ, Е.К. БОРИСОВА, Е.А. ФЕДОРОВА. Технологии непрерывного мониторингирования глюкозы: успехи и перспективы. ПРОБЛЕМЫ ЭНДОКРИНОЛОГИИ, 4, 2015-с.54-72
10. Asmat Nawaz, Morten Jacobsen, M. Nadeem Akram. Review: Non-Invasive Continuous Blood Glucose Measurement Techniques. Режим доступу: www.openaccesspub.org
11. В.П. КОЖЕМ'ЯКО, А.В. ТУРЛЮК, А.О. ЯРОВЕНКО. ПОРІВНЯЛЬНИЙ АНАЛІЗ МЕТОДІВ ТА СЕРЕДОВИЩ ДЛЯ НЕІНВАЗИВНОГО МОНІТОРИНГУ БІОЛОГІЧНИХ ОБ'ЄКТІВ. БІОМЕДИЧНІ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННІ СИСТЕМИ ТА ПРИЛАДИ. 2011 – с. 118-126.

12. Sim, JY, Ahn, C., Jeong, E. et al. Микроскопическая фотоакустическая спектроскопия in vivo для неинвазивного мониторинга глюкозы, неугязвимогo для продуктов секреции кожи. Sci Rep 8, 1059 (2018). <https://doi.org/10.1038/s41598-018-19340-y>
13. Kang, J. W., Park, Y. S., Chang, H., Lee, W., Singh, S. P., Choi, W., ... So, P. T. C. (2020). Direct observation of glucose fingerprint using in vivo Raman spectroscopy. Science Advances, 6(4), eaay5206. doi:10.1126/sciadv.aay5206
14. Базаев Н.А. Оптические методы неинвазивного определения уровня глюкозы в крови. Режим доступа: <http://mtjournal.ru/upload/iblock/270/270a1b32daa80387c9b795f701924f8f.pdf>
15. Coralie Le Greneur, Brice Sagot Brice. Non-Invasive Glucose Monitoring. Patent Landscape. Режим доступа: https://www.knowmade.com/wp-content/uploads/2015/09/Non-Invasive-Glucose_Patent_Landscape_2015_Sample.pdf
16. AA61B51455FI NONINVASIVE BLOOD GLUCOSE METER. Режим доступа: <http://www.patentsencyclopedia.com/app/20110263954>
17. US 20120095315 CONFIGURATION OF BLOOD GLUCOSE METER INTERFACES. Режим доступа: <http://www.patentsencyclopedia.com/app/20120095315>
18. US 20180238794 REFERENCE SWITCH ARCHITECTURES FOR NONCONTACT SENSING OF SUBSTANCES. Режим доступа: [http://appft.uspto.gov/netacgi/nph-Parser?Sect1=PTO2&Sect2=HITOFF&u=%2Fmetahtml%2FPTO%2Fsearchadv.html&r=16&p=1&f=G&l=50&d=PG01&S1=\(apple.AANM.+AND+20180823.PD.\)&OS=aanm/apple+and+pd/8/23/2018&RS=\(AANM/apple+AND+PD/20180823\)](http://appft.uspto.gov/netacgi/nph-Parser?Sect1=PTO2&Sect2=HITOFF&u=%2Fmetahtml%2FPTO%2Fsearchadv.html&r=16&p=1&f=G&l=50&d=PG01&S1=(apple.AANM.+AND+20180823.PD.)&OS=aanm/apple+and+pd/8/23/2018&RS=(AANM/apple+AND+PD/20180823))
19. MEDICA 2019. Неинвазивный глюкометр с оптическим сенсором от компании CNOGA. Режим доступа: <https://evercare.ru/news/medica-2019-neinvazivnyy-glyukometr-s-opticheskim-sensorom-ot-kompanii-cnoga>
20. Неинвазивный глюкометр от Integrity Applications. Режим доступа: <http://www.diadom.ru/news/2016/12/3204/>
21. Светодиод ИК d=5мм 940нм 30мВт. Режим доступа: <https://www.chipdip.ru/product/l-53f3c>
22. Микроконтроллер ATmega8-16PU. Режим доступа: <https://ledplus.com.ua/p1133143134-mikrokontroller-atmega8-16pu.html>

- 23.Подключение дисплея LCD 1602 к arduino по i2c / ПС. Режим доступа: <https://arduinomaster.ru/datchiki-arduino/lcd-i2c-arduino-displey-ekran/>
- 24.Фотодетектор. Режим доступа: <https://www.chipdip.ru/product/l-53f3c>
- 25.Румбешта В. О. Основи технології складання приладів / Валентин Олександрович Румбешта. – Київ: ІСДО, 1993. – 60-61 с.
- 26.Как проверить светодиод, приставка к мультиметру Техник радиолюбителям о медицинской техники и не только. Режим доступа: <http://www.texnic.ru/shems/ungrad/014.htm>
- 27.Проверка диодов мультиметром. Режим доступа: <https://radioprogram.ru/post/164>
- 28.Терещенко М.Ф. Біофізика: практикум / М.Ф. Терещенко, Г. С.Тимчик, І.О. Яковенко. - Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2019.- 288 с. ISBN 978-966-622-952-9 <http://ela.kpi.ua/handle/123456789/28227>
- 29.Терещенко М.Ф. Біофізика: підручник / М.Ф. Терещенко, Г. С.Тимчик, І.О. Яковенко. - Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2019.- 444 с. ISBN 978-966-622-942-0 <http://ela.kpi.ua/handle/123456789/27589>
- 30.М. Bezuglyi, N. Bezuglaya, O. Kuprii and I. Yakovenko, "The non-invasive optical glucometer prototype with ellipsoidal reflectors," 2018 IEEE 59th International Scientific Conference on Power and Electrical Engineering of Riga Technical University (RTUCON), Riga, Latvia, 2018, pp. 1-4. doi: 10.1109/RTUCON.2018.8659864.
- 31.Яковенко І.О. Неінвазивний моніторинг складу макроелементів в крові / Яковенко І.О., Ключко Т.Р., Леус О.О.,// XI Міжнародна науково-практична конференція «Людина і космос» 2009р.—Дніпропетровськ; Дніпропетровськ; НЦАОМУ, 2009. -С.265.
- 32.Яковенко И.А. Повышение достоверности неинвазивного анализа макроэлементов в крови методом цифровой обработки ЭКГ / И.А. Яковенко, Т.Р. Ключко, А. Н. Пелых, Е.А. Леус // Вісник НТУУ "КПІ". Серія радіотехніка. Радіоапаратобудування.— 2010. – Вип. 42 . – С. 144-152
- 33.Біофізика і біомеханіка : підруч. / В.С.Антонюк, М.О Бондаренко., В.А.Ващенко та ін. Г.В. Канашиевич, Г.С. Тимчик, І.В. Яценко – К.: НТУУ «КПІ», 2012. – 344 с.
- 34.Біофізика в задачах та прикладах : навч. посіб. / В.С. Антонюк, Г.С. Тимчик, М.О. Бондаренко, В.А. Ващенко Ю.Ю. Бондаренко, С.О. Білокінь, А.М. Рубан. – К. : НТУУ «КПІ», 2015. – 206 с.

ДОДАТОК А

ДП ПН-61-2.1702.002 СХ

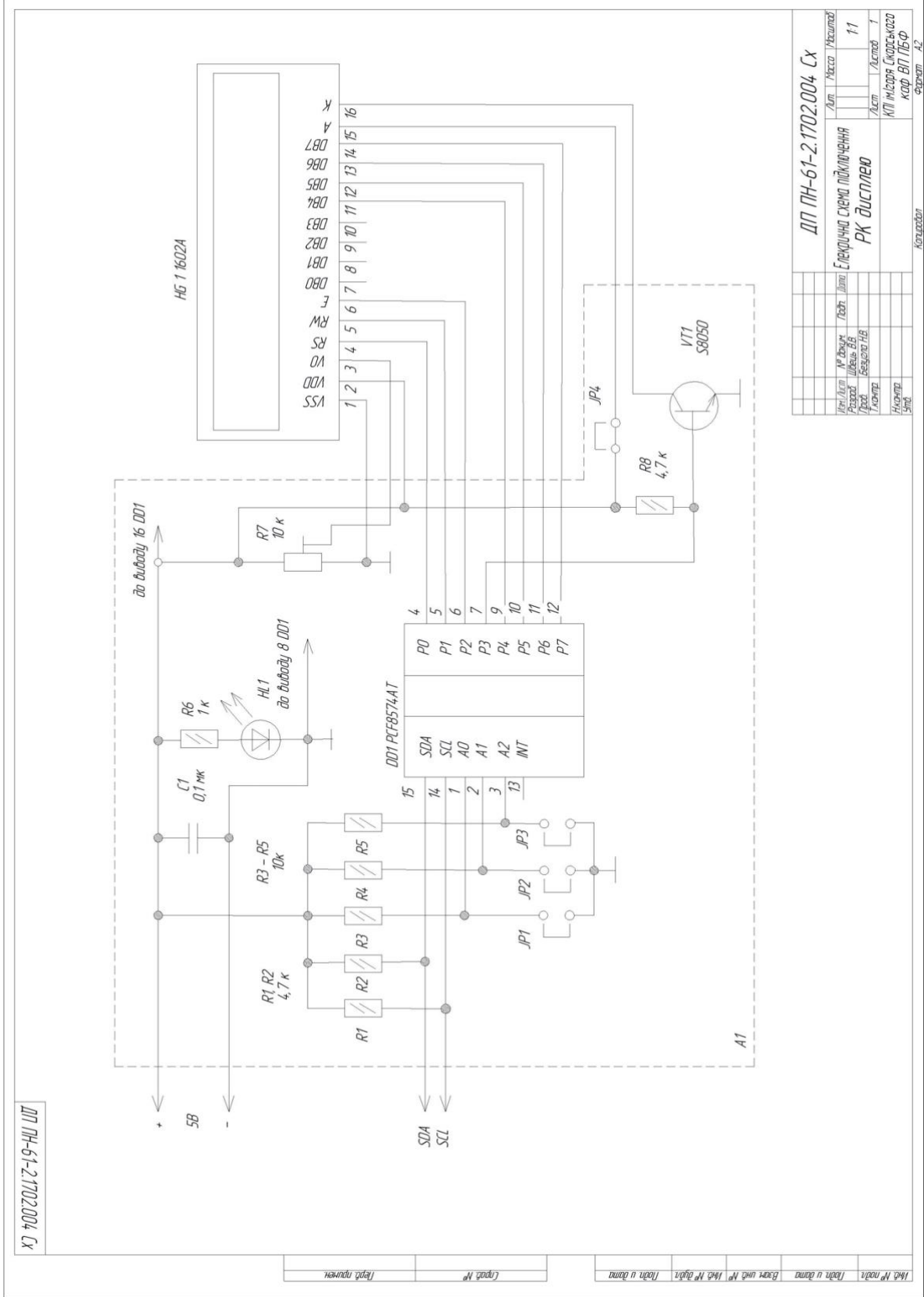


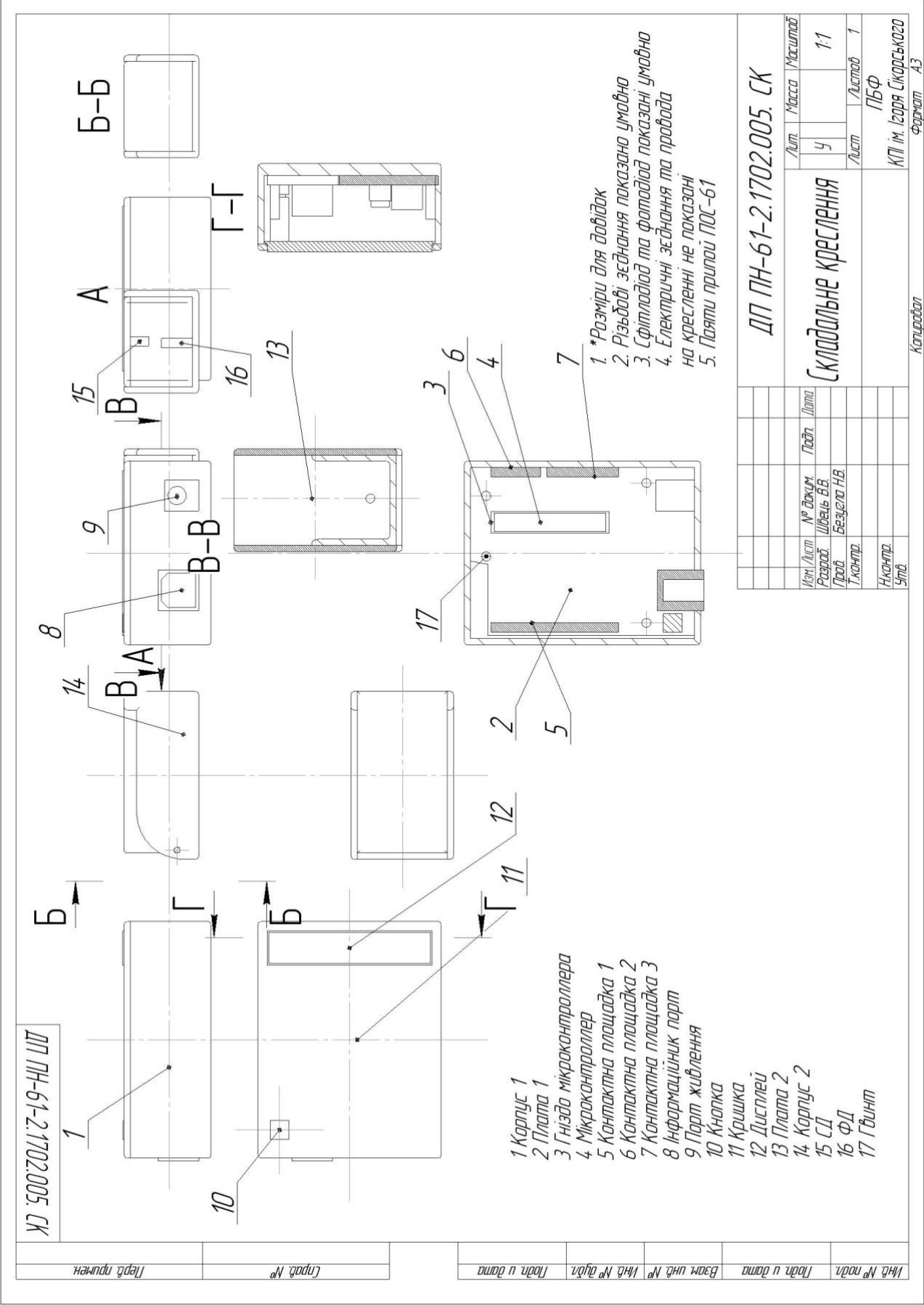
Основні характеристики

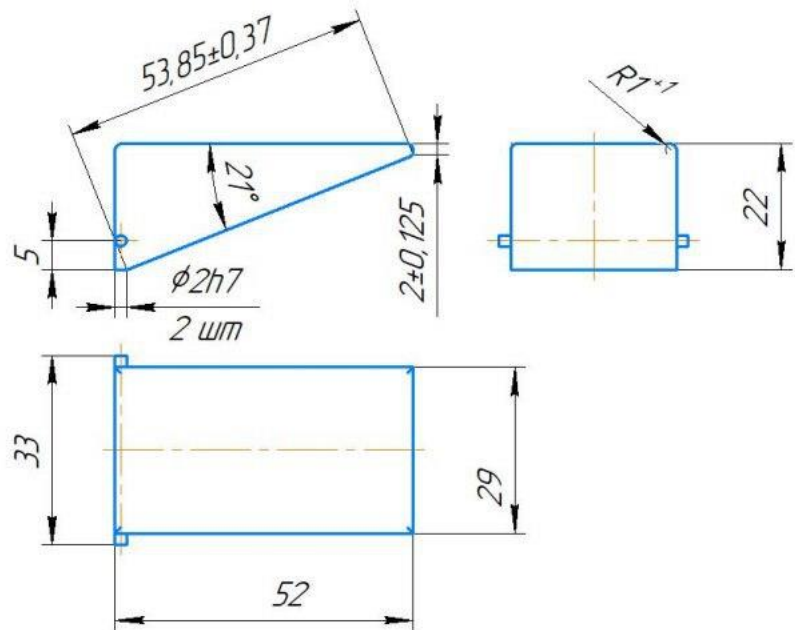
Ток прямиї, мА	20
Напруга робоча, В	Від 2 до 18
Довжина хвилі, мм	94,0
Кут випромінювання, °	20
Діаметр світлодіода, мм	5
Потужність випромінювання (20 мА), мВт	100
Мікроконтролер	АТmega8-16PU
Час аналізу, с	5
Діапазон вимірювань, моль/л	1,1 - 33,3
Маса, г	285
Габаритні розміри	80x50x20

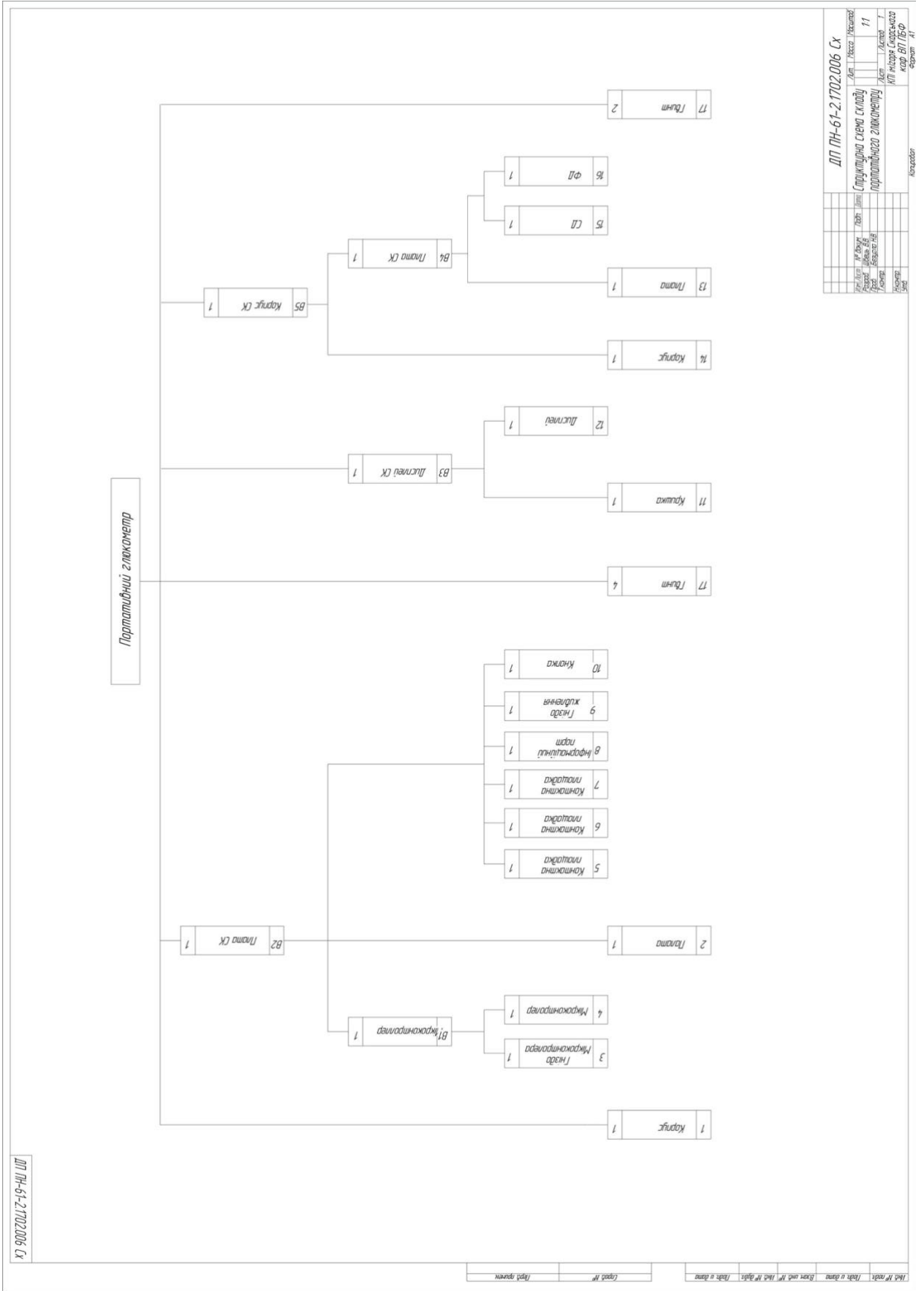
ДП ПН-61-2.1702.002 СХ

Загальний вигляд		Лист	Маса	Масштаб
параметричного				1:1
глюкометр		Лист	Лист	1
		КПІ №209я Скорського		
		Каф ВП ПБФ		
		Формат А2		





Перв. примеч.		ДП ПН-61-2.1702.005.003		$\sqrt{Ra3.2 (\sqrt{1})}$	
Спрощ. №					
Подп. и дата		1 *Размер для довідок 2 Невказані граничні відхилення розмірів H12, h12, IT12/2. 3 Невказані радіуси 1 мм.			
Взам. инв. №		Инв. № довід.		ДП ПН-61-2.1702.005.003	
Подп. и дата		Изм. / лист		Кришка	
Инв. № подл.		№ докум.		Лист	
		Разраб. Швець В.В.		Масса	
		Проб. Безугла Н.В.		0,05	
		Т.контр.		Масштаб	
				1:1	
		Н.контр.		Лист	
		Утв.		Листов 1	
				ПБФ	
				КПІ ім. Ізгоря Сікорського	
				Формат А4	
				Копіював	



ДОДАТОК Б

ГОСТ 3.1105-84 Форма 2														
Дубл. Взам. Подл.														1
Розроб.		Швець В.В.				КП ім.Горя Скорського						ПН-61-2		
Н.контр.		Безугла Н.В.								Портативний глюкометр				
О						Б		Т		Р		М		
А. 01		005 Комплектувальна												
Б. 02		Стіл ТЛ-1972А												
О. 03		1. Комплектувати деталі згідно складального креслення і специфікації												
04														
05														
А. 06		010 Підготовка												
Б. 07		Стіл ТЛ-1972А												
О. 08		1. Очистити (обезжирити) поверхню деталей												
М 09		Кисть КФ-26 ГОСТ 10597-87												
М. 10		Тканина ГОСТ 29298-92												
М 11		Вата ГОСТ 5556-81												
М 12		Рукавички бавовняно-паперові ГОСТ 5007-87												
13														
14														
15														
16														
17														
18														

МК		Маршрутна карта											
		ГОСТ 3.1105-84 Форма 2											
Дубл. Взам. Подл.													2
Розроб.		Швець В.В.						КП ім.Горя Сікорського					ПН-61-2
Н.контр.		Безугла Н.В.						Портативний глокометр					
.	О							Б		Т		Р	М
А.	19	015 Складальна											
Б.	20	Стіл ТЛ 1972А											
О.	21	1. Корпус поз.1 гвинтами поз.17 кріпиться Плата СК поз.В2.											
.	25												
А.	26	020 Складальна											
Б.	27	Стіл ТЛ 1972А											
О.	28	1. На базову деталь плата поз. 2 п'яти Мікроконтролер СК поз.В1, контактну площадку поз.5, контактну площадку поз.6, контактну площадку поз. 7, Інформаційний порт поз.8, Гніздо живлення поз.9, Кнопку поз.10.											
О	29	2. На базову деталь Гніздо мікроконтролера п'яти мікроконтролер поз.4 та на виході отримуємо Мікроконтролер СК поз.В1											
О.	30												
А.	31	025 Складальна											
Б	32	Стіл ТЛ 1972А											
О.	33	1. На деталь кришки поз.11 приклеїти дисплей поз.12 на виході отримаємо вузол кришки СК поз В3											
О.	34	2. За допомогою Гвинтів поз.17 закріпити Кришку СК поз. В3. Провести контроль											

МК	Маршрутна карта														
	ГОСТ 3.1105-84 Форма 2														
	Дубл. Взам. Подл.														3
	Розроб.	Швець В.В.					КП ім.Горя Сікорського								ПН-61-2
	Н.контр.	Безугла Н.В.					Портативний глікометр								
	О						Б			Т		Р			М
А.	34	030 Складальна													
Б	35	Стіл ТЛ 1972А													
О	36	1. На корпус 2 поз.14 п'яти плату СК поз.В. на виході отримуємо Корпус Ск поз.В4													
О	37	2. На Плату поз.13 п'яти СД поз.15 та ФД поз.16 отримуємо Плату СК поз.													
	38	3. Закріплюємо Корпус СК поз.В4 чотирма гвинтами поз.17													
О.	39	035 Контрольна													
	40	Провести контроль													
А.	41	040 Випробувальна													
О.	42	Випробовувати на стенді													
А.	43	045 Маркування													
О.	44	Встановити маркування													
А.	45	050 Пакування													
О.	446	Пакувати виріб в тару і передати на склад													