

Міністерство освіти і науки України
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

Прикладних інформаційних технологій та електроінженерії

(повна назва факультету)

Біотехнічних систем

(повна назва кафедри)

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

магістр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Метод вимірювання рівня глюкози в крові людини

Виконав(ла): студент(ка) 6 курсу, групи РБмз-61
спеціальності 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

Верцях В.І.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Керівник

Яворська Є.Б.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Нормоконтроль

Дедів Л.Є.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Завідувач кафедри

Яворська Є.Б.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Рецензент

Дедів І.Ю.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Тернопіль

2023

Міністерство освіти і науки України
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

Факультет Прикладних інформаційних технологій та електроінженерії
(повна назва факультету)

Кафедра Біотехнічних систем
(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

Яворська Є.Б.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

« »

2023 р.

**ЗАВДАННЯ
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ**

на здобуття освітнього ступеня магістр
(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія
(шифр і назва спеціальності)

студенту Верцюху Володимиру Івановичу
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Метод вимірювання рівня глюкози в крові людини

Керівник роботи Яворська Євгенія Богданівна, к.т.н., доц.
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

Затверджені наказом ректора від «20» листопада 2023 року № 4/7-1063

2. Термін подання студентом завершеної роботи _____

3. Вихідні дані до роботи Вимоги замовника, технічні умови, технічне завдання

4. Зміст роботи (перелік питань, які потрібно розробити)

1. Аналітична частина

2. Основна частина

3. Науково-дослідна частина

4. Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях

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

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях	Зелінський І.М., доц. каф. ПВ Клепчик В.М., ст. викл. каф. ОХ		

7. Дата видачі завдання 10.11.2022**КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН**

№ з/п	Назва етапів роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1	Отримання завдання на виконання роботи	06.09.2023 р.	Виконано
2	Аналіз отриманого завдання	11.09.2023 р.	Виконано
3	Виконання розділу 1	26.09.2023 р.	Виконано
4	Виконання розділу 2	15.10.2023 р.	Виконано
5	Виконання розділу 3	02.11.2023 р.	Виконано
6	Виконання розділу 4	19.11.2023 р.	Виконано
7	Оформлення пояснювальної записки	24.11.2023 р.	Виконано
8	Оформлення презентаційного матеріалу	29.11.2023 р.	Виконано
9	Перевірка кваліфікаційної роботи на антиплагіат	04.12.2023 р.	Виконано
10	Попередній захист кваліфікаційної роботи	19.12.2023 р.	Виконано

Студент

_____ (підпис)

Вершков В.І.

_____ (прізвище та ініціали)

Керівник роботи

_____ (підпис)

Яворська Є.Б.

_____ (прізвище та ініціали)

РЕФЕРАТ/ABSTRACT

Тема кваліфікаційної роботи: «Метод вимірювання рівня глюкози в крові людини» // Кваліфікаційна робота // Верцюх Володимир Іванович // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБмз-61 // Тернопіль, 2023 // с. – , рис. – , табл. – , додат. – , бібліогр. – .

Ключові слова: ЦУКРОВИЙ ДІАБЕТ, ВИМІРЮВАННЯ ГЛЮКОЗИ, НЕІНВАЗИВНІ МЕТОДИ, РЕЗИСТИВНИЙ МЕТОД, МЕТОДИ ПЕРЕДАЧІ ДАНИХ

У кваліфікаційній роботі магістра досліджено резистивний метод контролю глікемії, показано макет установки для проведення дослідів та подальших вимірювань. Розроблено систему передачі даних з макету на комп'ютер чи телефон.

У процесі дослідження проводився аналітичний огляд світових аналогів неінвазивних глюкометрів, методів передачі, патентів на способи неінвазивного визначення рівня цукру.

В результаті дослідження було зібрано макет, який вимірює глюкозу резистивним методом. Проведено вимірювання та досліджено залежність опору від концентрації глюкози. Було виявлено оптимальний діапазон частот на яких необхідно проводити вимірювання та розроблено систему комунікації для передачі даних з приладу на комп'ютер.

Keywords: DIABETES, GLUCOSE MEASUREMENT, NON-INVASIVE METHODS, RESISTIVE METHOD, DATA TRANSMISSION METHODS

In the master's qualification work, the resistive method of glycemia control was investigated, the layout of the installation for conducting experiments and further measurements was shown. A system for transferring data from the layout to a computer or phone has been developed.

In the course of the research, an analytical review of world analogues of non-invasive glucometers, transmission methods, patents for methods of non-invasive determination of sugar level was carried out.

As a result of the research, a model was assembled that measures glucose by the resistive method. The dependence of resistance on glucose concentration was measured and studied. The optimal range of frequencies at which measurements should be performed was found, and a communication system was developed for transferring data from the device to the computer.

ЗМІСТ

ВСТУП	7
РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА	8
1.1 Огляд літератури	8
1.2. Аналіз сучасних методів	8
1.3. Огляд неінвазивних аналогів	12
1.4. Способи передачі даних	18
РОЗДІЛ 2. ОСНОВНА ЧАСТИНА	18
2.1. Опис методу	18
2.2. Опис роботи пристрою	19
2.3. Результати вимірювань	32
РОЗДІЛ 3. НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА	38
3.1. Апаратна частина	43
РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ	45
4.1 Охорона праці	45
4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	47
4.3 Висновки до розділу 4	51
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	52
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	53
ДОДАТКИ.....	56

ВСТУП

Цукровий діабет на сьогодні є поширеним захворюванням, яке посідає третє місце посеред причин смертності після серцевих хвороб та онкозахворювань. З останніми даними досліджень ВООЗ відомо, що у світі 175 млн. діабетичних хворих. Прогнозовано, що до 2025 року їх кількість зросте до 300 млн. Вченими зазначається, що за останніх 30 років відбувся різкий стрибок захворюваності.

Вимір рівня глюкози в крові є поширеним у клінічних дослідженнях. Здебільшого він є інвазивним та дороговартісним, оскільки при його використанні застосовуються тестові смужки вартість яких сягає близько \$ 183.00 в рік.

Об'єктом кваліфікаційної роботи [28] є розробка неінвазивного глюкометра, працюючого на основі фоторезистора, котрий дозволить провести вимірювання, що надасть можливість обчислити поверхневу та об'ємну середню концентрацію.

Метою дослідження є [29] оптичні методи вимірювання глюкози в крові,

На даний момент існує дослідний зразок неінвазивного глюкометра робота якого заснована на оптичному методі. Пристрій складається з блоку живлення, давача, мікроконтролера та рідкокристалічного дисплея.

За час існування приладу були проведені дослідження з біорідинами при різних концентраціях глюкози в них. З переваг даного приладу можна відзначити простоту використання, легке налаштування і низьку вартість.

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Огляд літератури

У крові людини циркулює не харчовий цукор, а один із продуктів його перетравлення - глюкоза. Глюкоза - простіший вуглевод, ніж цукор. Її використовують як джерело енергії клітин організму, м'язів та мозку. В організмі цукор швидко перетворюється на глюкозу за допомогою ферментів.

Вимірювання кількості глюкози в крові - на сьогоднішній день один з самих поширених тестів, виконуваних клініко-діагностичними лабораторіями. Причиною такої популярності є зростання кількості хворих на ЦД. Тестування може проводитись і в домашніх, і в клінічних умовах. Хворі на ЦД змушені досліджувати рівень глюкози в крові в домашніх умовах, оскільки без цієї інформації їм важко скоригувати свою дієту, фізичні навантаження, застосування інсуліну та інших цукрознижувальних препаратів. Крім медичних методів аналізу рівнів є прилади, які працюють на основі принципу «сухої хімії». Такі глюкометри допомагають хворим виконувати вимірювання залишаючись вдома. Підбір, індивідуально, приладу повинен враховувати об'єктивні та суб'єктивні фактори при цьому.

1.2. Аналіз сучасних методів

1.2.1. Історичні аспекти

Вченими доведено, що вуглеводи спричиняють зростання вмісту цукру в організмі, тому хворим на ЦД не бажано вживати продукти, які містять вуглеводи. Першим методом за допомогою якого здійснювався контроль таких обмежень був метод з використанням реактиву Бенедикта. При його застосування визначався вміст цукру в сечі. Реактив складався з сульфату міді, лимонної кислоти та карбонату натрію. До 5 мл його додавалось вісім крапель сечі і утворений розчин доводився до кипіння впродовж двох хвилин. В

результаті відбувалось окислення глюкози при якому блакитний колір сульфату міді става менш насиченим, та утворювався забарвлений осад. Це були індикатори рівня вмісту глюкози. Якщо розчин мав блакитний колір при відсутності осаду, значить рівень в нормі. При зміні кольору від зеленого, при наявності жовтого осаду, до насиченого помаранчевого або навіть червоного вказувала на присутність цукру в сечі.

Застосування визначення вмісту глюкози набуло подальшого розвитку, коли у 1921 році був винайдений інсулін, який використовувався при лікуванні ЦД. У 1941 році, завдяки дослідникам Волтеру Комптону та Марієсу Треніру, з'явилися перші таблетовані хімічні тести із сухим реактивом. Таблетка містила такий же реактив, як і в тесті Бенедикта, але в сухій формі з додаванням гідроксиду натрію. Щоб запустити реакцію була потрібна рідина (сеча), в невелику кількість якої опускалась таблетка, виникала миттєва реакція з виробленням достатньої кількості тепла, що призводить до кипіння. Після процесу окислення глюкози тьмянів блакитний колір і колір розчину змінювався - від блакитного до зеленого до жовтого та оранжевого. Результат можна було оцінити, порівнявши отриманий колір розчину еталонною шкалою кольору.

1.2.2. Сучасні методи

Характерною особливістю ЦД є його хронічний перебіг, незважаючи на випадки стійкого покращення та навіть зворотного розвитку явного цукрового діабету. Тому, кожен хворий на ЦД, потребує регулярного контролю рівня цукру в крові, який дозволяє коригувати лікування та уникнути подальших ускладнень. [25]

Традиційно рівень цукру визначають шляхом проколу фаланги ланцетою, нанечення краплі крові на тест-смужку, яку розміщують у вимірювальний прилад, за допомогою якого фіксується та демонструється рівень.

Найкращі популярні на даний момент способи аналізу на вміст цукру у крові пацієнта мають біохімічний характер. Ці способи засновані на властивості цукру відновлювати певні солі у процесі складних хімічних реакцій. [26]

Кров для вимірювання в ній цукру береться різними способами - з вени, шляхом проколу шкіри кінчиків пальці або мочки вуха. У першому випадку досліджується венозна кров, в інших випадках - капілярна. Зараз для вимірювання рівня цукру активно використовуються глюкометри - портативні прилади для визначення цукру в крові, якими можуть користуватися хворі будинки і самі визначати рівень цукру. Це необхідно для правильного підбору доз ліків хворим на цукровий діабет, що значно підвищує ефективність лікування.

У даного способу є свої недоліки:

- вимагають обов'язкового забору крові;
- необхідність частого придбання тест- смужок;
- можливість інфікування.

Також відомі способи визначення вмісту глюкози в крові, що виключають забір крові. називаються вони неінвазивними.

Неінвазивні методи:

- виключають внесення у внутрішнє середовище організму хвороботворних вірусів та бактерій
- вирішують дві медико-соціальні завдання:
- моніторинг основних біохімічних та функціональних показників
- створення дистанційних аларм- систем.
- звільняють пацієнта від комплексу больових і неприємних відчуттів.

1.2.3. Неінвазивні методи контролю глікемії

Розглянемо відомі нині неінвазивні способи визначення глюкози у крові.

– на основі вимірювання повного електричного опору шкіри або однієї зі складових повного електричного опору шкіри. [2]

Але цей спосіб має істотний недолік. При розрахунках використовується формула, в яку входять складні параметри, тому спосіб має малу чутливість до визначення концентрації глюкози.

– визначення та безперервний моніторинг стану концентрації глюкози в крові людини [3].

Спосіб полягає в тому, що за допомогою двох пар чотириелектродних датчиків, закріплених на поверхні тіла людини, перпендикулярно один до одного, вимірюють електричні передавальні функції.

– застосування шляхом опромінення лазерним променем зони максимального скупчення кровоносних судин на слизовій оболонці, прийому інформації та апаратурного перетворення її за допомогою виділення орієнтації вектора поляризації та інтенсивності відбитого випромінювання та розрахунку за ними концентрації речовини в крові. [4]

Однак даний спосіб має малу точність, так як поверхневі шари шкіри мають анізотропію, і поширення лінійно-поляризованого світла призводить до неоднозначної інтерпретації результатів вимірювання.

– вимірювання систолічного та діастолічного артеріального тиску послідовно на лівій та правій руках пацієнта, при цьому вміст глюкози в крові розраховують за математичними формулами [5].

Однак цей спосіб є дуже складним і недостатньо точним, так як він вимагає щоразу вимірювання тиску на лівій та правій руці пацієнта натще і відразу після їди, а вміст глюкози в крові розраховують математичним формулам.

– за допомогою інфрачервоної (ІЧ) спектроскопії у ближньому діапазоні 350-1500 нм.

Даний метод заснований на аналізі оптичного поглинання ІЧ-випромінювання, довжини хвиль якого знаходяться в ділянці поглинання глюкози крові. Для цього випромінювання має пройти через тілесні тканини та потрапити на фотоприймачі, де фіксується відповідний спектр.

Однак цей метод поки що не дозволяє досягти необхідної точності вимірювань через індивідуальні особливості шкірного покриву та складу міжклітинної рідини.

– голяризаційна спектроскопія;

Спосіб, заснований на зміні поверхні поляризації в залежності від концентрації глюкози.

Недоліком методу є наявність інших речовин, крім глюкози, які змінюють поляризацію світла, так само впливає температура.

- фізико-хімічний метод;

Метод, пов'язаний із визначенням рівня глюкози у міжклітинній рідині. У цьому методі використовуються різні варіанти технічної реалізації: можна впливаючи на область аналізу слабким електричним струмом витягти міжклітинну рідину крізь шкіру. Інший спосіб реалізації за допомогою лазера створити мікропори, в яких збирається міжклітинна рідина. Для визначення глюкози у міжклітинній рідині використовують спеціальний сенсор, що підвищує вартість аналізу. Крім того, є ще одна проблема: рівень глюкози в міжклітинній рідині не відображає реального значення глюкози в даний момент часу, а запізнюється на 10-30 хвилин.

- теплова спектроскопія.

Метод ґрунтується на інфрачервоному випромінюванні глюкози при нагріванні шкіри та виявленні залежності випромінювання від концентрації глюкози. Головний недолік - шкіру в області аналізу необхідно охолоджувати до 11 °С.

- метод раманівської спектроскопії.

Метод, заснований на тому, що існує залежність спектра молекулярного розсіювання від концентрації глюкози у рідині та, зокрема, у крові. Для збудження спектра область аналізу (наприклад, долоню) опромінюють слабким лазером.

1.3. Огляд неінвазивних аналогів

Найкращі відомі неінвазивні глюкометри:

- Неінвазивний прилад «Омелон А1»;

Коли мова йде про неінвазивний глюкометр і автоматичний тонометр «Омелон А-1» слід сказати, що цей прилад використовує у своїй роботі принцип звичайного тонометра: він вимірює тиск та частоту пульсу, а потім переводить ці дані до рівня глюкози в крові. Як виглядає глюкометр представлено на рисунку.



Рис. 1.1. Омелон А1

Принцип роботи.

Компресійна манжета, яка закріплюється на передпліччі руки, змушує імпульси крові, що проходять артерією руки, створювати імпульсні зміни тиску повітря, який закачаний в манжету. Датчик тиску, розташований у тоноглокометрі, перетворює ці імпульси повітря на електричні сигнали, які потім обробляє мікроконтролер глюкометра. Щоб виміряти верхній і нижній тиск, а також розрахувати рівень глюкози в крові, використовуються параметри пульсової хвилі. Результати отриманих вимірювань та розрахунків можна побачити на дисплеї приладу.

– Неінвазивний прилад Gluco Track;

Неінвазивний глюкометр ізраїльського виробництва вимірює рівень глюкози в крові при допомозі спеціальною кліпси, що прикріплюється до мочки вуха. Можна одномоментно виміряти концентрацію глюкози у крові, і здійснювати постійний моніторинг. Принцип дії заснований на поєднанні трьох технологій: ультразвуку, теплоємності та вимірювання електропровідності. Зовнішній вигляд глюкометра представлений рисунку.

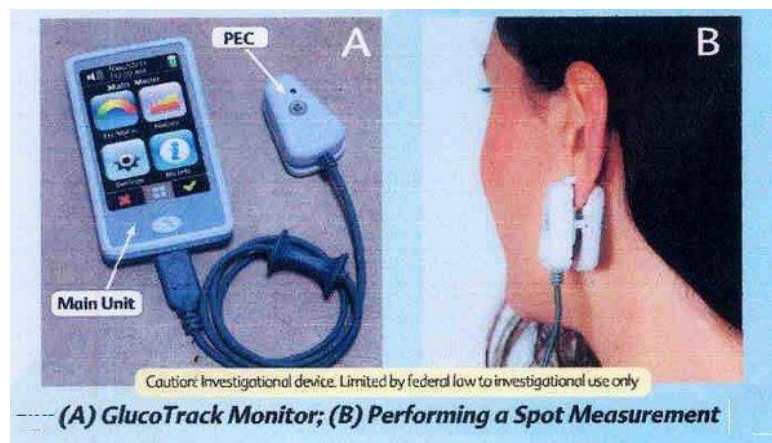


Рис. 1.2. Gluco Track

- Неінвазивний прилад Симфонія tCGM;

Цей неінвазивний глюкометр робить всі вимірювання трансдермально, він також не передбачає проколу шкіри та введення сенсора під шкіру. Єдине, що він вимагає для того, щоб провести всі необхідні виміри – це спеціальна підготовка шкіри за допомогою іншої системи – Прелюдії. Цей пристрій «поглинає» верхній шар шкіри, тобто на невеликій ділянці шкіри, що складається з ороговілих клітин товщиною 0,01 мм, здійснюється своєрідний пілінг. Це потрібно для того, щоб поліпшити електропровідність шкіри. Зовнішній вигляд апарата представлений нижче.



Рис. 1.3. Симфонія tCGM

Надалі на це місце кріпиться сенсор - якомога щільніше до шкіри. Через деякий час отримані дані про кількість цукру в підшкірно-жировій клітковині будуть передані на телефон. У 2011 році прилад було досліджено у США. В результаті всі респонденти, які користувалися даним сенсором, не відзначали у себе будь-яких подразнень на шкірі або почервоніння в місці встановлення датчика.

- Годинник-глюкометр Glucowatch;

Цей прилад вимірює рівень глюкози кожні 20 хвилин, надсилаючи інформацію про аналіз на мобільний телефон. Цей пристрій зручно та

непомітно. Вартість такого годинника коливається від 200 до 400 доларів, залежно від кількості функцій та постачальника. Сучасні Glucowatch не проводять маніпуляцій на шкірі, тестуючи потові виділення на зап'ястя людини. Зовнішній вигляд годинника представлений на малюнку 4.



Рис. 1.4. Glucowatch

1.4. Способи передачі даних

Актуальним завданням у сучасній медицині є організація каналів передачі між віддаленими об'єктами. Так як, це необхідно для створення автоматизованих систем збору та передачі інформації, а також віддаленого контролю та моніторингу за хворим.

– Передача даних через GSM.

При розгляді останніх технічних новинок у сфері передачі у мобільних мережах основну увагу приділяють технології GSM, оскільки у її мережах передачу даних можна організувати найбільш природним чином; для цього потрібно вдосконалити лише центральний комутатор мережі.

При використанні безпроводної технології GSM дані можуть передаватися трьома основними способами: за допомогою служби коротких повідомлень SMS (ShortMessageService), голосовим каналом GSM і з

використанням пакетної передачі GPRS (GeneralPacketRadioService). Розглянемо докладніше кожен із цих способів.

Служба SMS дуже популярна серед користувачів мобільних телефонів. Однак для передачі масивів даних вона підходить найменше. За допомогою SMS-повідомлень доцільно передавати команди (наприклад, на підключення до сервера) або службову інформацію малого обсягу (IP-адреса сервера тощо). Основні переваги цієї служби – простота використання, відносно низька вартість послуг та зручна організація доставки повідомлень. До недоліків її слід віднести до насамперед негарантованість швидкої доставки повідомлення та невелика кількість символів у ньому — до 160. Ці обставини накладають суттєві обмеження на застосування SMS, наприклад, у системах безперервного моніторингу виробничих процесів чи контролю мобільних об'єктів.

Високошвидкісна передача даних з комутацією каналів HSCSD (HighSpeedCircuitSwitchedData) дозволяє організувати обмін даними будь-якого обсягу між двома об'єктами в реальному масштабі часу (on-line) в форматі з'єднання "точка-точка". Основними перевагами цього способу зв'язку є більш висока надійність та швидкість передачі. При передачі одним голосовим каналом GSM (режим CSD) максимальна швидкість становить 9600 Кбіт/сек, а багатоканальний режим HSCSD забезпечує 19 200 Кбіт/с і вище. До недоліків використання голосового каналу GSM можна віднести значну вартість пересилання кілобайта інформації та суттєвий негативний вплив (на економічні показники системи) часу організації зв'язку між модемами (своєрідного handshaking) при передачі малих обсягів даних.

Найбільш оптимальним способом є передача даних через мережу GSM — застосування технології GPRS.

Перевагою вбудованих модулів є можливість їх інтеграції в проєктований пристрій - наприклад, концентратор інформації на віддаленому об'єкті. Можна не використовувати зайві корпуси пристроїв на об'єкті, проте на платі концентратора потрібно розмістити додаткові схемотехнічні компоненти, які забезпечують робочий стан модуля.[6]

– Передача даних з допомогою Bluetooth;

Також потрібно звернути увагу на те, що випускається величезна кількість медичного обладнання, як з акумуляторним живленням, так і з живленням від мережі 220 В. Донедавна профіль SerialPortProfile (SPP) був практично єдиним, що використовується на практиці для зв'язку між собою різних медичних пристроїв Bluetooth. Тому, обладнання, виготовлене різними виробниками, мало свої профілі верхнього рівня Bluetooth і не могло бути взаємозамінним і узгодженим.

Наприклад, діяльність ContinuaHealthAlliance зосереджена на підвищенні сумісності бездротових пристроїв дистанційного спостереження станом пацієнтів та інших медичних приладів для домашнього використання. В даний час в цю програму входить більше 240 компаній, у тому числі Intel, Motorola, CiscoSystems, RoyalPhilipsElectronics NV, Samsung, Bluegiga, KaiserPermanente, Medtronic та Welch-Allyn.

РОЗДІЛ 2

ОСНОВНА ЧАСТИНА

2.1. Опис методу

У цьому розділі описано пристрій та спосіб неінвазивного вимірювання концентрації компонента крові, на основі якого можна проводити аналіз (тобто, аналіт крові). Концентрація аналізованої речовини в крові вимірюється шляхом подачі імпульсу до ендогенної тканини з генератора імпульсів, відповідь на імпульс приймає детектор і проводить кореляцію відповіді ендогенної тканини до концентрації аналізованої речовини. Вимірний аналіт може бути фізіологічним, таким як глюкоза крові, чи нефізіологічною аналізованою речовиною, яка впливає на ендогенні тканини.

В одному з варіантів здійснення Генератор імпульсів включає, щонайменше, два електроди для застосування електричного імпульсу до ендогенної тканини, а детектор включає в себе електрод для

виявлення електричного відгуку ендогенної тканини електричний імпульс. Пристрій додатково включає контролер для керування силою і тривалістю електричного імпульсу і співвідношення відповідного сигналу до концентрації аналізованого речовини у хворого.

Пристрій може додатково включати один або більше пристрої введення / виводу для полегшення взаємодії користувача. Наприклад, в одному з варіантів здійснення, буквено-цифровий дисплей забезпечує візуальну індикацію концентрації аналіту в крові для користувача, а гучномовець - звукову індикацію.

Можливі різні варіації розміщення генератора імпульсів та детектора. В одному варіанті здійснення, ендогенною тканиною є серединний нерв, електроди генератора імпульсів та механізм оклюзії розміщені в манжеті, пристосованій для кріплення до пальця користувача,

що примикає до першої області нерва. Детектор розташований у браслеті, пристосованому для кріплення до зап'ястя користувача в місці, що прилягає до другої області нерва.

Пристрій використовує аналітзалежні зміни у фізіологічній або біохімічній функції ендогенної тканини. У кращому варіанті здійснення, наприклад, вимірювання рівня глюкози в крові у хворого залежить від змін в електрофізіологічній функції периферичних нервів, таких як серединний нерв. Фактично, пристрій описаний тут використовує периферичний нерв як ендогенного сенсора глюкози. Таким чином, цей апарат переважно не вимагає розміщення штучного датчика всередині індивідуума чи отримання крові від індивідуума.

Ще однією перевагою даного пристрою полягає в тому, що процес вимірювання не вимагає одноразового тесту смужок. Отже, періодичні витрати тест-смужок виключаються. У результаті знижується вартість пристрою, що дає додаткову перевагу просування пристрою споживачам. Ще одна перевага цього винаходу полягає в тому, що використовуються легко доступні аналогові та цифрові електронні пристрої, таким чином уникаючи дорогих компонентів. Ще однією перевагою цього винаходу є його простота у використанні.

2.2. Опис роботи пристрою

На рисунку, показано систему вимірювання концентрації у крові шляхом виявлення залежності відгуку ендогенної тканини на поданий до неї імпульс. Система включає в себе генератор імпульсів для подачі імпульсу до ендогенної тканини під керуванням контролера. Також запропоновано детектор, який виявляє сигнал у відповідь ендогенної тканини на імпульс. Корелятор корелює виявлений сигнал відгуку ендогенної тканини до концентрації аналізованої речовини у хворого, як буде описано нижче, і індикатор передбачений для індикації концентрації аналізованої речовини.

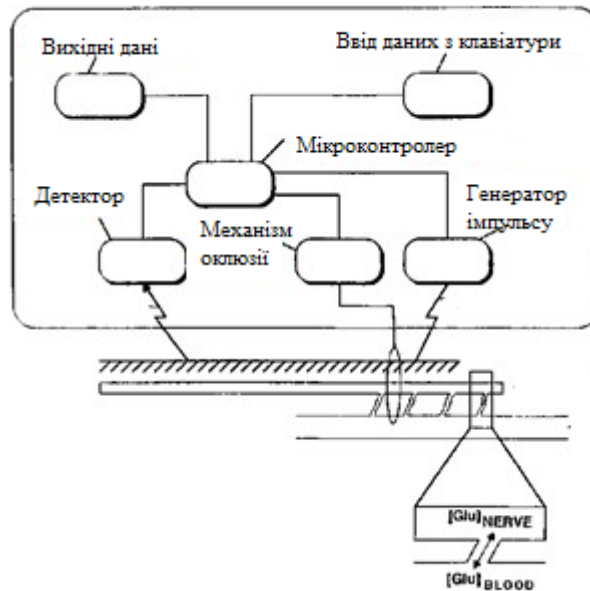


Рис. 2.1. Вимірювальна система

Контролер може виконувати інструкції, зі збереження, генерації та обробці аналогових та цифрових сигналів, виконання обчислень та зберігання даних для подальшого вилучення і може бути представлений як мікроконтролер або персональний комп'ютер.

Імпульс може бути поданий ще й ділянці ендогенної тканини, з якого виявлено сигнал відповіді. В якості альтернативи, однак, імпульс може бути застосований до першої ділянки ендогенної тканини, а сигнал у відповідь виявлений на другому ділянці ендогенної тканини, яка реагує на подразник.

Загалом, ендогенна тканина це будь-яка тканина, яка реагує на прикладений імпульс, такі як певні нерви, м'язи або інші тканини. У варіанті здійснення, описаному тут, ендогенна тканина це нерв. Зразкові нерви для використання таким чином, є Серединний нерв або нерв ліктьового нерва. Помічено, що концентрація глюкоза в нерві знаходиться в стані стосунків з концентрацією глюкози в кровоносній судині і пов'язана з нервом. Коли нерв виявляється у гіпоксичному стані, він виявляє електричну активність, пропорційну з концентрацією глюкози в межах нерва. Зокрема, реакція нерва на електричний імпульс, доставлений в гіпоксичну ділянку нерва, характерна концентрації глюкози нерва до початку гіпоксії.

Більш конкретно, корисність периферичного нерва як ендogenous датчика глюкози в крові та неінвазивного вимірювального приладу глюкози, засновані на кількох біологічних властивостях периферичних нервів, у тому числі:

1. Концентрація глюкози в нерві безпосередньо пов'язана з концентрацією глюкози в крові.

2. У разі гіпоксії (тобто дуже низька чи відсутня подача кисню до тканини), електрофізіологічна функція нерва можна порівняти з концентрацією глюкози нерва.

3. Електрофізіологічна функція периферичного нерва може бути виміряна неінвазивно.

З урахуванням трьох вищезгаданих властивостей спосіб проведення неінвазивних електрофізіологічних вимірювань периферичного нерва в стані гіпоксії описаний нижче.

Як зазначалося вище, концентрація глюкози в периферичних нервах залежить від концентрацією глюкози у крові. Іншими словами, концентрація глюкози нерва прямо пропорційна концентрації глюкози у крові. У периферичних нервах, на відміну більшості інших тканин, цей зв'язок істотно впливає на інсулін. Крім того, ефект зміни в крові концентрації глюкози, аналогічний змін концентрації глюкози нерва. Стійкий стан відновлюється швидко, через десять хвилин після того, як відбулися зміни концентрації глюкози у крові. Отже, вимірювання концентрації глюкози у нерві є надійним і швидким індикатором концентрації глюкози у крові.

Периферичні нерви складаються з десятків тисяч окремих волокон зв'язку, які називаються аксонами. Периферична нервова система (ПНР) в організмі людини та хребетних тварин потребує великої кількості біохімічної енергії для підтримки його нормального функціонування. Ця енергія отримана переважно в результаті гідролізу фосфатних груп аденозинтрифосфорних (АТФ) молекул. Аксони підтримують постачання АТФ через два біохімічні процеси: окисного фосфорилування та гліколізу. Ці два процеси переважають в різних умовах і генерують різні кількості АТФ та деяких метаболічних побічних продуктів. В аеробних умовах, визначених наявністю достатньої кількості кисню, АТФ

ефективно генерується шляхом окисного фосфорилування пробою глюкози та деградації жирних кислот. В анаеробних умовах, визначених відсутністю достатньої кількості кисню, АТФ нераціонально проводиться шляхом простого розпаду молекул глюкози. Крім того, молочна кислота виготовляється як побічний продукт процесу, що призводить до внутрішньоклітинного підкислення аксонів та, отже, до падіння рН аксонів.

Анаеробні умови можуть бути накладені на зовнішні периферичні нерви закупоркою кровоносних судин, через які доставляють кисень та поживні речовини, такі як глюкоза. Закупорка досягається затискачем поверхневих нервів обох верхніх і нижніх кінцівок шляхом розміщення механізму непрохідності, такі як джгут, навколо кінцівки, таких як руки або пальці користувача. Використання джгута не шкодить нерву або іншим тканинам, якщо джгут розпускається протягом розумного періоду часу (приблизно 45 хвилин).

Механізм оклюзії стискає тканину, що оточує кровоносний судина, яка подає кисень і поживні речовини до нерва і може набувати різних форм, таких як надувний пневматичний манжет, показаний на рисунках 2.3, 2.4 і описаний нижче. Механізм оклюзії управляється контролером, який визначає терміни та тривалість переривання потоку крові в відповідно до заздалегідь певним процесом.

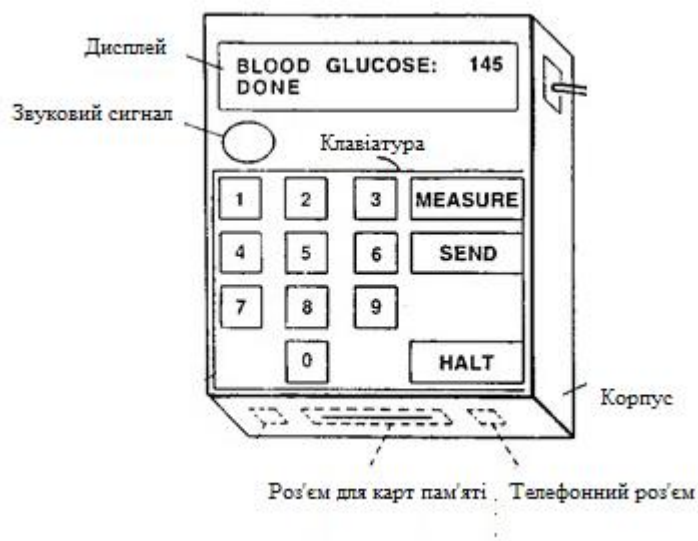


Рис. 2.2. Вигляд пристрою

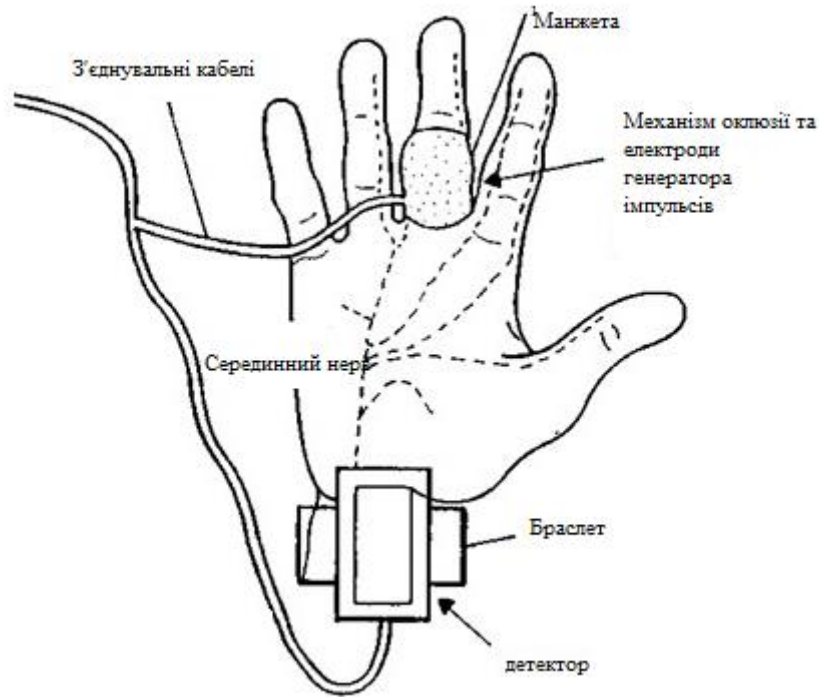


Рис. 2.3. Оклюзія

Гліколіз суворо залежить від концентрації глюкози у нервах. Отже, від здатності аксона підтримувати рівень АТФ та запобігати внутрішньоклітинному закисненню при гіпоксії. Оскільки аксон не отримує додаткову глюкозу (або отримує її дуже мало) Протягом гіпоксичного періоду ефективність гліколізу в цей період залежить від попередньої гіпоксичної концентрації глюкози нерва. Крім того, електрофізіологічні властивості окремих аксонів змінюються при гіпоксії зниженням АТФ і рН, отже, електрофізіологічні властивості нерва загалом зачіпаються паралельно.

У даному пристрої, імпульси подаються електричним генератором імпульсів. Сигнал є електричним імпульсом поданий електродами (рисунок 2.4). Інші можливі форми імпульсу для стимулювання периферичного нерва в більш загальному плані, для подачі будь-якого імпульсу на який реагує ендогенна тканина, такими видами є магнітна стимуляція, оптична стимуляція, інші форми електромагнітної стимуляції енергії, сенсорної стимуляції (наприклад, вібрація, температура або тиск), застосування органічної або неорганічної хімічної речовини (наприклад, натрій, анестетик) або застосування біологічної речовини (наприклад, білок, нуклеїнові кислоти – РНК).

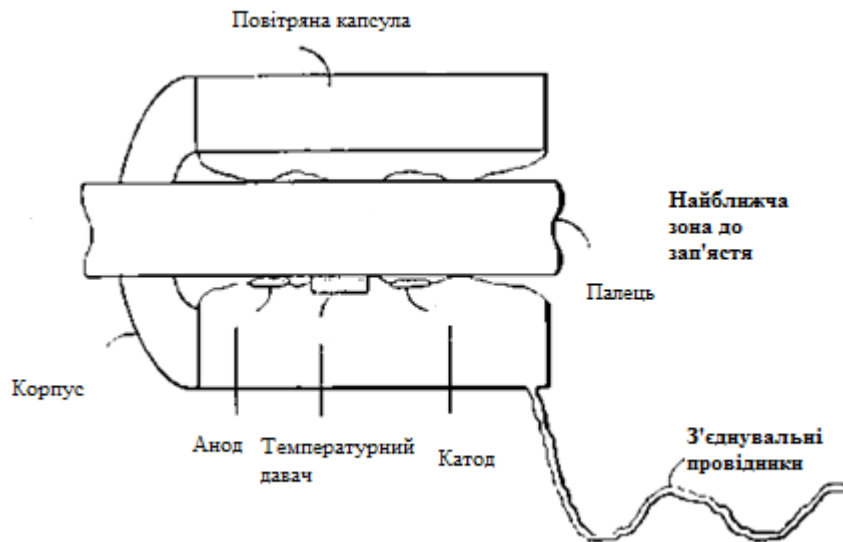


Рис. 2.4. Генерування імпульсів

У цьому пристрої генератор імпульсів містить щонайменше два стимулюючих електроди (рис. 2.4), які знаходяться у фізичному контакті з поверхнею шкіри і генератор струму. Електричний струм проходить між щонайменше двох відносно близько розташованих електродів. Електричний імпульс може бути імпульсом струму, як у даному пристрої, або імпульсом напруги та керуватися контролером, який визначає тривалість і величину імпульсу відповідно до визначеного процесу, як буде описано нижче.

Хоча більшість струму імпульсу проходить безпосередньо між електродами, не входячи в основний нерв, частина входить та стимулювати складові аксонів волокон. Кількість стимульованих волокон залежить від величини струму, а також деяких геометричних та біофізичних властивостей волокон. Загалом співвідношення між стимулюючим струмом і кількістю активованих аксонів є сигмоподібною функцією.

Детектор виявляє сигнал у відповідь від всіх стимульованих волокон, це називається складний потенціал дії (СПД) і може набувати різних форм. З цією метою, детектор включає один або більше електродів приймачів, як показані на рисунках 2.5, 2.6, які знаходяться у фізичному контакті з поверхнею шкіри. Детектор може бути розташований в місці стимуляції або, альтернативно, на невеликій відстані від місця стимуляції. Наприклад, в тому випадку, коли

генератор імпульсів і приймач ендогенної тканини обидва знаходяться на серединному нерві, генератор імпульсів може бути розташований поряд з першою областю тканини, біля пальця користувача, і детектор може бути розташований поряд з другою ділянкою тканини, на зап'ясті користувача, як показано малюнку 2.5.

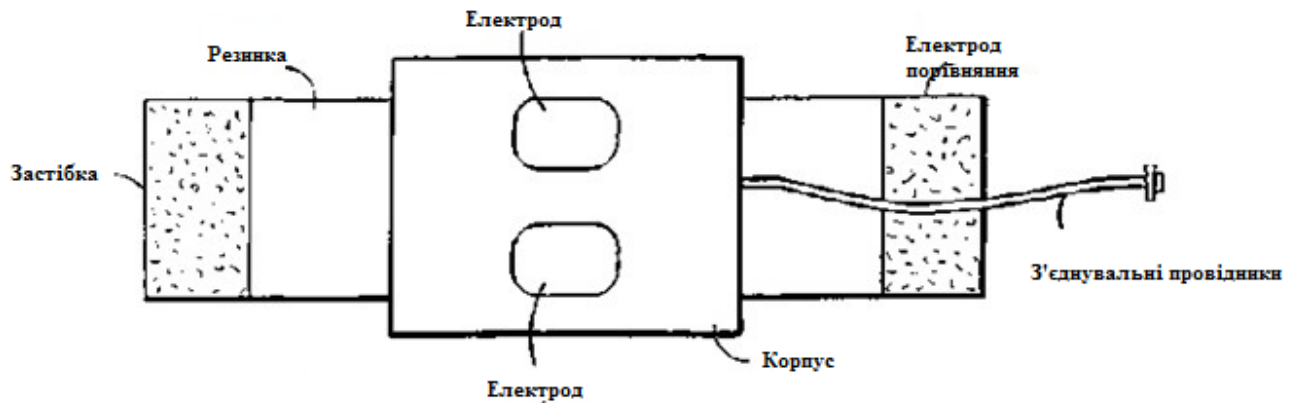


Рис. 2.5. Розташування електродів

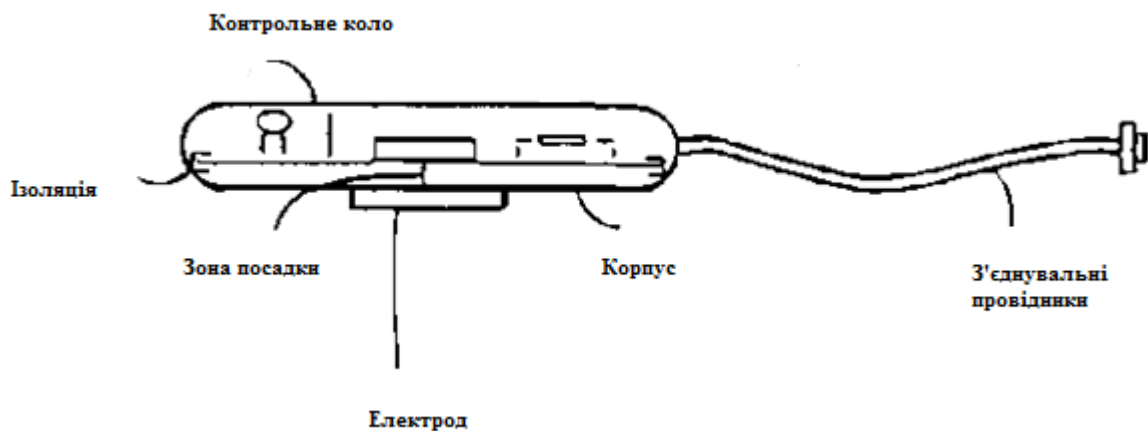


Рис. 2.6. Розміщення детектора

Амплітуда потенціалу дії сполуки є мірою кількості стимульованих аксональних волокон. Як згадувалося, електрофізіологічні властивості аксонів змінюються при зменшенні концентрації АТФ і PFL. Найбільший ефект є збільшення струму, необхідного для стимуляції аксона. Отже, зміни в АТФ та ПФЛ відображені в амплітуді та інших параметрах дії потенціалу з'єднання.

Детектор додатково включає електронні схеми для посилення і обробки відповідного сигналу (рисунок 2.7) і з'єднаний з контролером, який інтерпретує

сигнал відгуку шляхом співвіднесення сигнал відгуку з концентрацією аналізованого речовини. Наприклад, у разі системи моніторингу глюкози, контролер корелює певні особливості виявленого сигналу у відповідь з концентрацією глюкози в крові на основі заданої функції, як описано нижче.

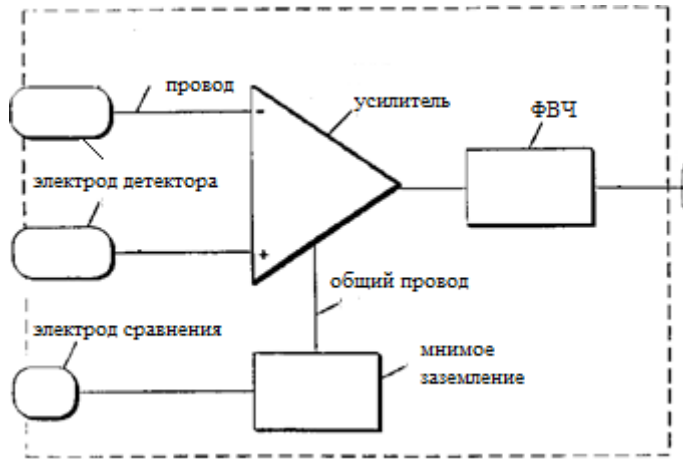


Рис. 2.7. Схема підсилення

Після того, як сигнал відгук був переведений у показ концентрації аналізованої речовини контролером, ця інформація стає доступною для користувача за допомогою пристрою виведення, наприклад, буквено-цифровий дисплей забезпечує візуальну індикацію концентрації аналіту або гучномовець забезпечує звукову індикацію концентрації аналізованої речовини. Крім того, при умови, що один або кілька пристроїв введення, підключено до контролера, для того щоб надати користувачеві спосіб взаємодії з монітором. Пристроєм введення є клавіатура (рисунок 2.2).

На рисунку 2.3 також показаний один з варіантів здійснення системи вимірювання аналіту або монітора з використанням додаткового механізму оклюзії який включає основний блок, манжет і напульсник. Слід взяти до уваги, що генератор імпульсів, механізм оклюзії та детектор можуть бути фізично розташовані по-різному. Істотне обмеження на будь-якому конкретному варіанті здійснення є те, що електроди генератора імпульсів (рисунок 2.4), і детектор (рисунок 2.5) повинні знаходитися у відповідному анатомічному місці (місцях), щоб взаємодіяти з бажаною ендогенною тканиною. Наприклад, як альтернатива, електроди генератора імпульсів і детекторні електроди можуть бути розміщені

всередині твердої рукавички, яка відповідає контуру руки користувача. Таке розташування розміщуватиме ці компоненти в тому ж анатомічному взаємозв'язку.

Ще одне альтернативне розташування для використання в системі моніторингу є розташування електродів генератора імпульсів, джгута та детектора в манжеті, як манжета на рисунку 2.3. У цьому випадку виявлення здійснюється безпосередньо поряд з ділянкою стимуляції. Слід зазначити, що альтернативні варіанти здійснення, такі, як ті, в яких перша ендогенна тканина стимулюється і відповідь на такий імпульс виявляється в другій ділянці ендогенної тканини, дозволяє різні інші механізми для позиціонування електродів генератора імпульсів, джгута і детектора по відношенню до користувача. Основний блок включає в себе користувачі пристрої введення, виведення пристрою (рисунок 2.2) і додаткові функції, які функціонують як вхідні та/або вихідні пристрої, всі з яких, як правило, вказані як пристрої інтерфейсу користувача. Одним з таких пристроїв введення є клавіатура яка включає безліч користувацьких функцій управління, яка дозволяє користувачеві вводити команди і повідомлення на основний блок. Користувальницькі елементи управління включають буквенно-цифрові клавіші і клавіші команд для введення заздалегідь заданих системних команд, таких як натискання кнопки MEASURE викликає калібрування, команда SEND викликає раніше збережені вимірювання для відправки на віддалений комп'ютер через модем і команда HALT клавішу завершення процесу вимірювання аналізованої речовини.

Вихід користувача пристрою (рисунок 2.2) представлений у вигляді рідкокристалічного дисплея, де відображаються дані в алфавітно-цифровій формі. Ще один пристрій виведення є динамік, який забезпечує корисний зворотний зв'язок для осіб з порушеннями зору.

Додаткові пристрої інтерфейсу користувача розширюють функціональні можливості моніторингу концентрації аналізованої речовини. Зокрема, порт USB дозволяє забезпечити зв'язок із персональним комп'ютером. Інтерфейс пам'яті для енергонезалежних картриджів збільшує час зберігання та програмні можливості пристрою. Телефонний роз'єм дозволяє передавати інформацію телефонними

лініями, тим самим забезпечуючи автоматичне архівування вимірювань аналіту на віддалених комп'ютерах і передачі вимірювань аналіта для медичного персоналу у віддалених місцях.

Основний блок розміщується усередині пластикового корпусу. Два гнучких дроти для підключення основного блоку до манжети та браслета, відповідно. Кабель, що з'єднує манжету з основним блоком, складається з гнучкої, повітронепроникної гумової трубки, через яку манжета надується кімнатним повітрям і потім спускається. Кабельний роз'єм також включає чотири ізольованих дроти, прикріплених до трубки. Ці провідники проводять електричний струм для стимуляції електродів (рисунок 2.4), розташовані всередині манжети, і передають температурний сигнал від датчика температури, розташованого всередині манжети. Кабель для підключення детектора з основним блоком складається із пучка ізольованих проводів. Вони забезпечують отримання у відповідь сигналу, виміряного з допомогою детектора та подачу електричної енергії до електронної схеми детектора в браслеті (рис. 2.7).

На рисунку 2.8 наведено схематичне зображення основного блоку. Контролер є єдиним чіпом мікроконтролера, такий як Motorola M68HC16. Альтернативно можуть бути використані інші мікроконтролери. Переважно, мікроконтролер має оперативну пам'ять тільки для читання, пам'яті, множинні аналого-цифрові перетворювачі та множинні лінії введення-виведення.

Мікроконтролер працює відповідно до програми програмного забезпечення, що зберігається в пристрої. Ця програма виконує процес вимірювання концентрації аналізованого речовини, керує пристроями інтерфейсу користувача і виконує діагностичні тести. Функціональність, що підтримується мікроконтролером може бути розширена з допомогою карт пам'яті, які підключаються до роз'єму інтерфейсу картриджа на основному блоці.

Мікроконтролер підключається до інтерфейсу, у тому числі буквено-цифровий дисплей, клавіатура та динамік. Більш конкретно, буквено-цифровий дисплей з'єднаний з дисплеєм і управляється набором цифрових вихідних сигналів мікроконтролера. Вміст дисплея визначається контролером, який регулює стан цифрових вихідних сигналів мікроконтролера. На дисплеї

відображаються повідомлення, що включають концентрацію глюкози в крові та стан вимірювання.

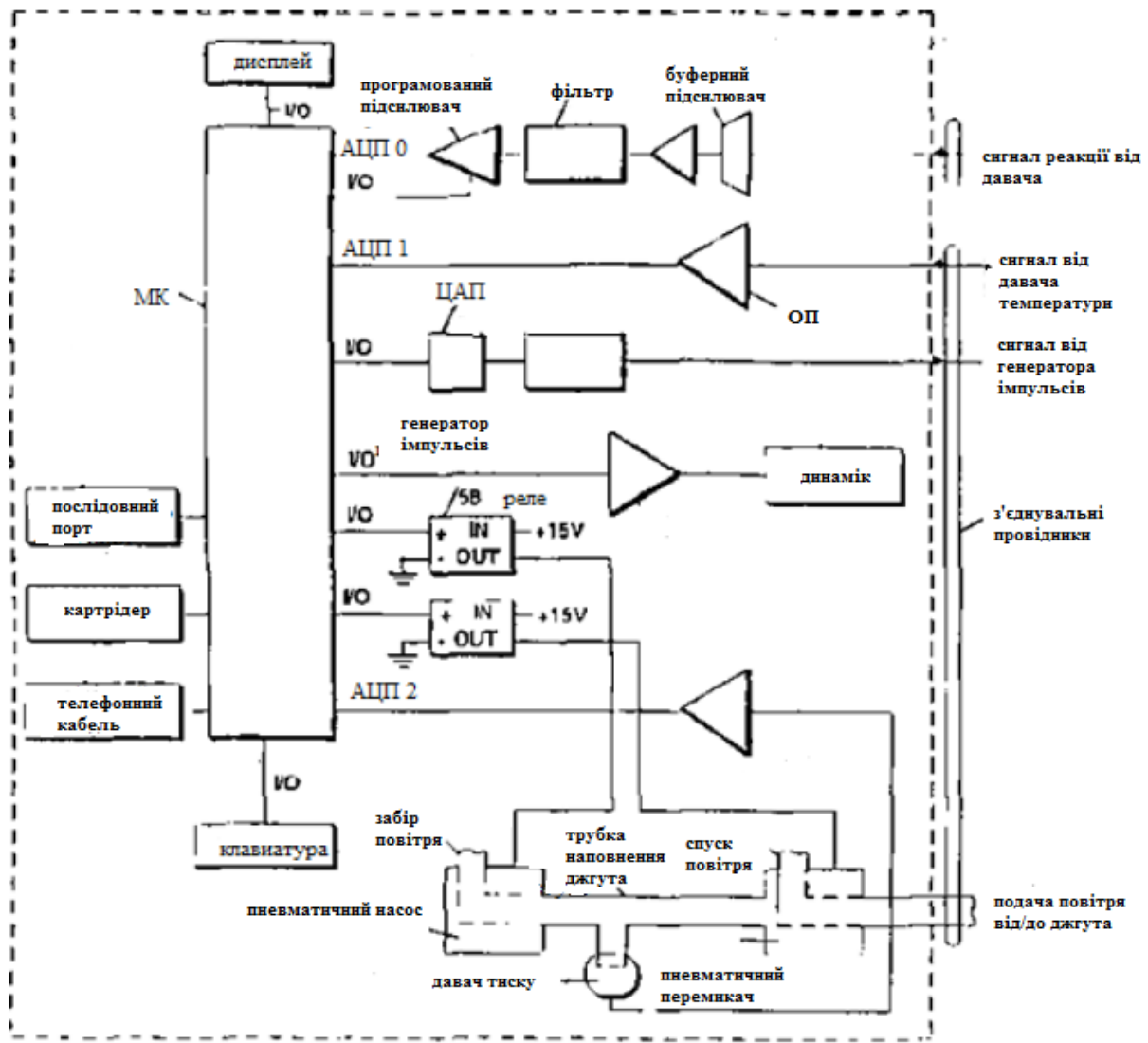


Рис. 2.8. Мікроконтролер

Клавіатура забезпечує набір цифрових сигналів мікроконтролера. Логічні рівні цих сигналів відповідають конкретній клавіші при натисканні правої частини клавіатури. Контролер визначає, які кнопки натиснуті шляхом моніторингу відповідних цифрових вхідних сигналів.

Один вихідний сигнал мікроконтролера служить в якості вхідного сигналу на підсилювач, який рухає динамік.

Основний блок забезпечує засіб регулювання тиску повітря всередині джгута. У даному варіанті здійснення основного блоку, пневматичний насос підвищує тиск усередині трубки, яка з'єднується зі джгутом відкачуванням

повітря з приміщення, що надходить з вхідного отвору. Живлення до пневматичного насоса подається твердотілим реле. Перетворювач тиску одночасно виявляє тиск усередині надувної трубки. Це тиск еквівалентно тиску всередині джгута і, отже, тиск стиснення пальця користувача. Перетворювач генерує аналоговий сигнал, пропорційний цьому тиску. Цей сигнал посилюється підсилювачем постійного струму і перетворюється на цифровий сигнал за допомогою аналого-цифрового перетворювача на мікроконтролері. Отриманий цифровий сигнал аналізується контролером. Пневматичний вимикач керується за допомогою твердотілого реле. Коли пневматичний вимикач відкритий, тиск у сполучній трубці і, отже, джгуті швидко відводиться через перемикач назовні через отвір для випуску повітря. Контролер регулює тиск у джгуті, поки тиск у ньому, виміряний датчиком, не перевищує заздалегідь заданий встановлений тиск. Коли проходить період завершення вимірювання або оператор натискає командну клавішу HALT (рисунок 2.2), контролер активує вихідний сигнал, який вибірково з'єднує або роз'єднує живлення пневматичного вимикача, вивільняючи тим самим тиск у джгуті.

Основний блок обробляє постійний струм аналогового сигналу, що генерується датчиком температури (рисунок 2.4), у манжеті. Температурний сигнал посилюється підсилювачем постійного струму, а потім оцифровується аналого-цифровим перетворювачем на мікроконтролері. Отриманий цифровий сигнал аналізується контролером.

Генератор імпульсів створює точний, який не залежить від навантаження, низький рівень струмового сигналу (рисунок 2.1) для електричної стимуляції ендогенної тканини при проходженні через електроди генераторів імпульсів (рисунок 2.4), розташованих в манжеті. Генератор здатний генерувати імпульси зі швидкістю від 0,1 до 1000 мілісекунд імпульс струму між нулем та десятьма міліамперами. Амплітуда імпульсу струму керується за допомогою аналогового сигналу, що генерується перетворювачем цифро-аналогових сигналів, таких як Максим MX7520, у відповідь на цифрові сигнали від мікроконтролера. Контролер регулює тривалість імпульсу та його амплітуду шляхом встановлення логічного стану цих вихідних сигналів. Генератор імпульсів має вихідний каскад,

ізолюваний від основного джерела живлення блоком посилення ізоляції. Слід взяти до уваги, що генератор імпульсів може бути реалізований у різних способах для досягнення вищезгаданої функціональності. Наприклад, 3-кінцевий регульований регулятор, такі як Texas Instruments TL783C, може бути використаний як регульоване джерело струму, щоб забезпечити імпульс.

Основний блок приймає у відповідь сигнал від детектора через роз'єм. Підсилювач розділення, такий як ISO100, оптично з'єднаний лінійний підсилювач ізоляції від Vug-Brown, забезпечує високу буферизацію напруги між основним блоком і детектором, який знаходиться в фізичному контакті з шкірою користувача. Смуговий фільтр, зі смугою пропускання близько 20 Гц до 20 КГц, відкидає компоненти сигналу відгуку поза діапазоном частот, де сигнали від периферичних нервів, найбільш легко виявити. Програмований підсилювач з коефіцієнтом посилення програмується між значеннями приблизно 10 і 500, забезпечує заключний етап програмного забезпечення контрольованого посилення попереднього набору до оцифрування за допомогою аналого-цифрового перетворювача в мікроконтролер. Коефіцієнт посилення встановлює логічний рівень вихідних сигналів мікроконтролера. Посилення регулюється контролером таким чином, щоб підтримувати амплітуду вимірюваного сигналу відгуку в межах оптимального діапазону (наприклад, ± 5 вольт).

На рисунку 2.4 показаний варіант виконання манжети (рис. 2.3) в домашніх умовах з джгутом та електроди генератора імпульсів. Джгут укладений у тонкий жорсткий пластиковий циліндричний корпус. Він складається з розтяжної та повітронепроникної гуми, здатної витримувати тиск до 400 мм рт. В ілюстративному варіанті виконання генератора імпульсів електроди являють собою тонкі круглі диски з електропровідного некордуючий матеріалу, таких як платина, іридій, або з інших металів чи сплавів. Розмір та форма електродів генератора імпульсів може змінюватись в залежності від розмірів пальця користувача (наприклад - для дорослих чи дитини). Загалом електроди генератора імпульсів мають діаметр близько одного сантиметра. Ці провідники проходять через роз'єм до основного блоку, де закінчуються на генераторі імпульсу. Датчик температури може бути будь-яким пристроєм, який генерує залежний від

температури аналоговий сигнал, наприклад, твердотільний датчик температури AD590 від Analog Devices. Два провідники датчика температури підключені до гнізда, яке додатково з'єднане з основним блоком.

2.3. Результати вимірювань

Для проведення досліджень властивостей водних розчинів, різним вмістом глюкози, була розроблена установка, що дозволяє вимірювати опір на різних частотах.

В установці (рисунок 2.9) був використаний вимірювач імпедансу E7-20, виходи якого за допомогою проводів прикріплювалися до мідних контактів, закріплених герметиком, до поліпропіленової трубки на відстані 5 см один від одного. У середині трубки пропускалися рідини з різним вмістом глюкози.

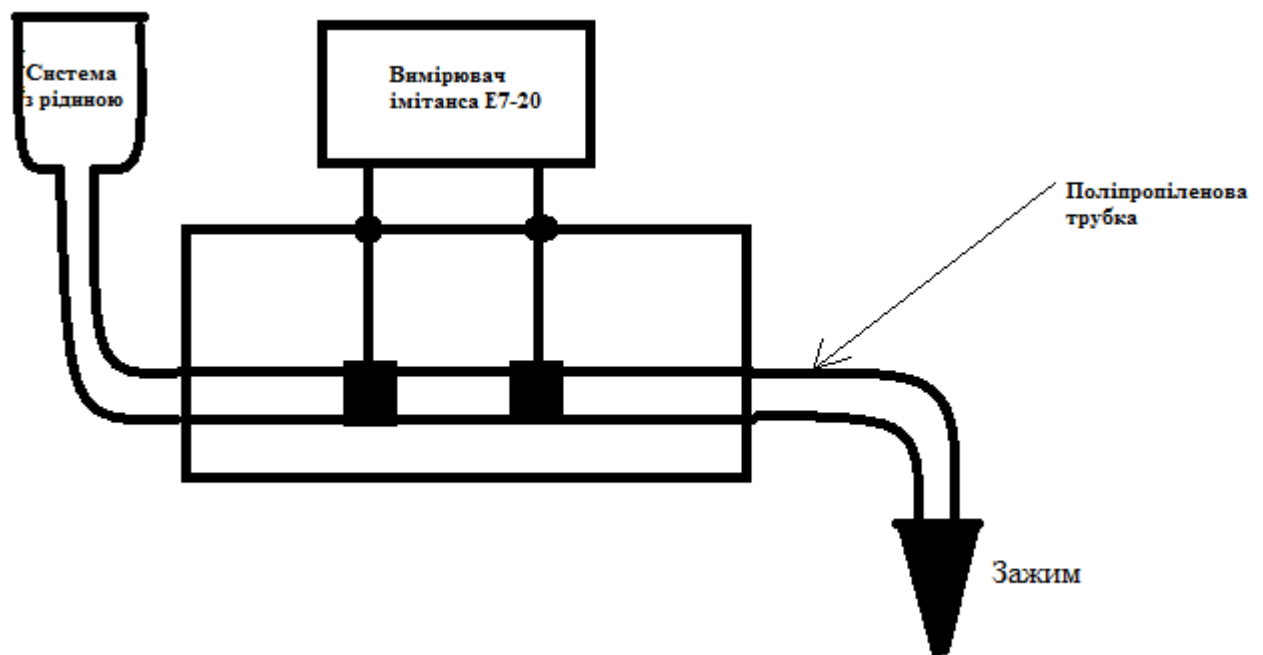


Рис. 2.9.

Вимірювання проводилися на чотирнадцяти частотах в діапазоні від 100 Гц до 1 МГц, в рідинах з різним змістом глюкози і без неї: глюкоза 5, 8, 16 ммоль/л і вода відповідно. Об'єм вибірки - 100 вимірів. Результати проведених вимірювань подано на рисунках 2.10-2.13.

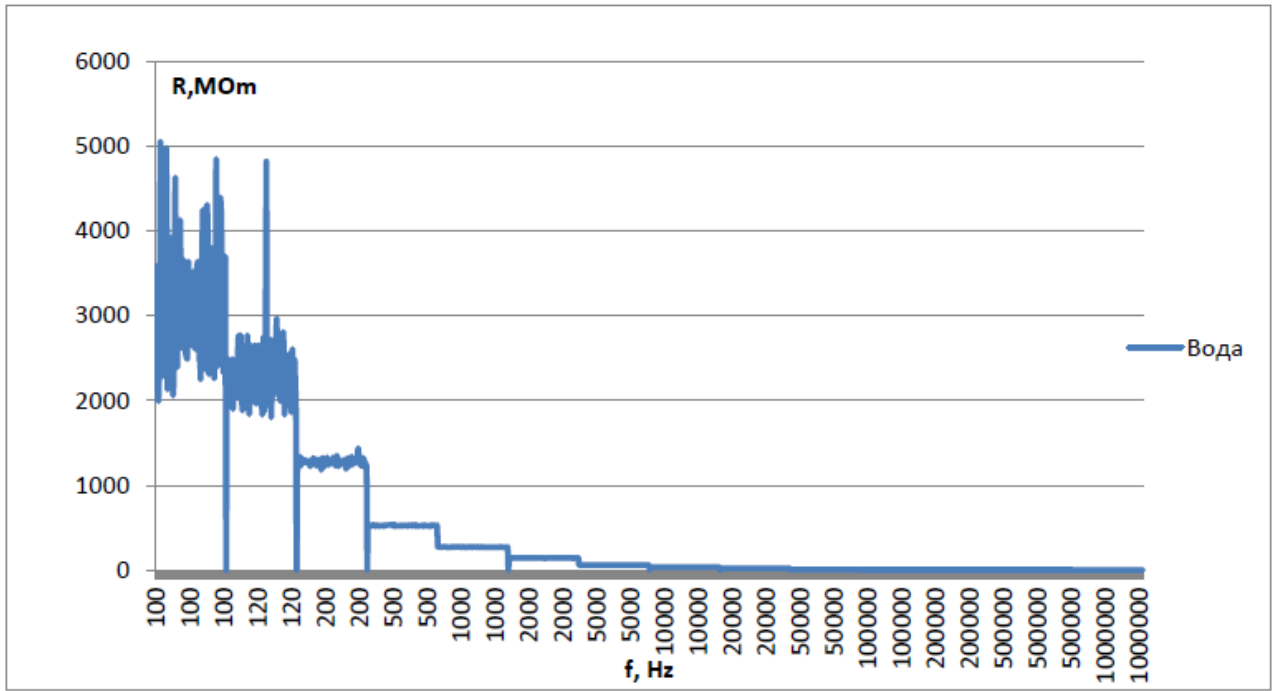


Рис. 2.10

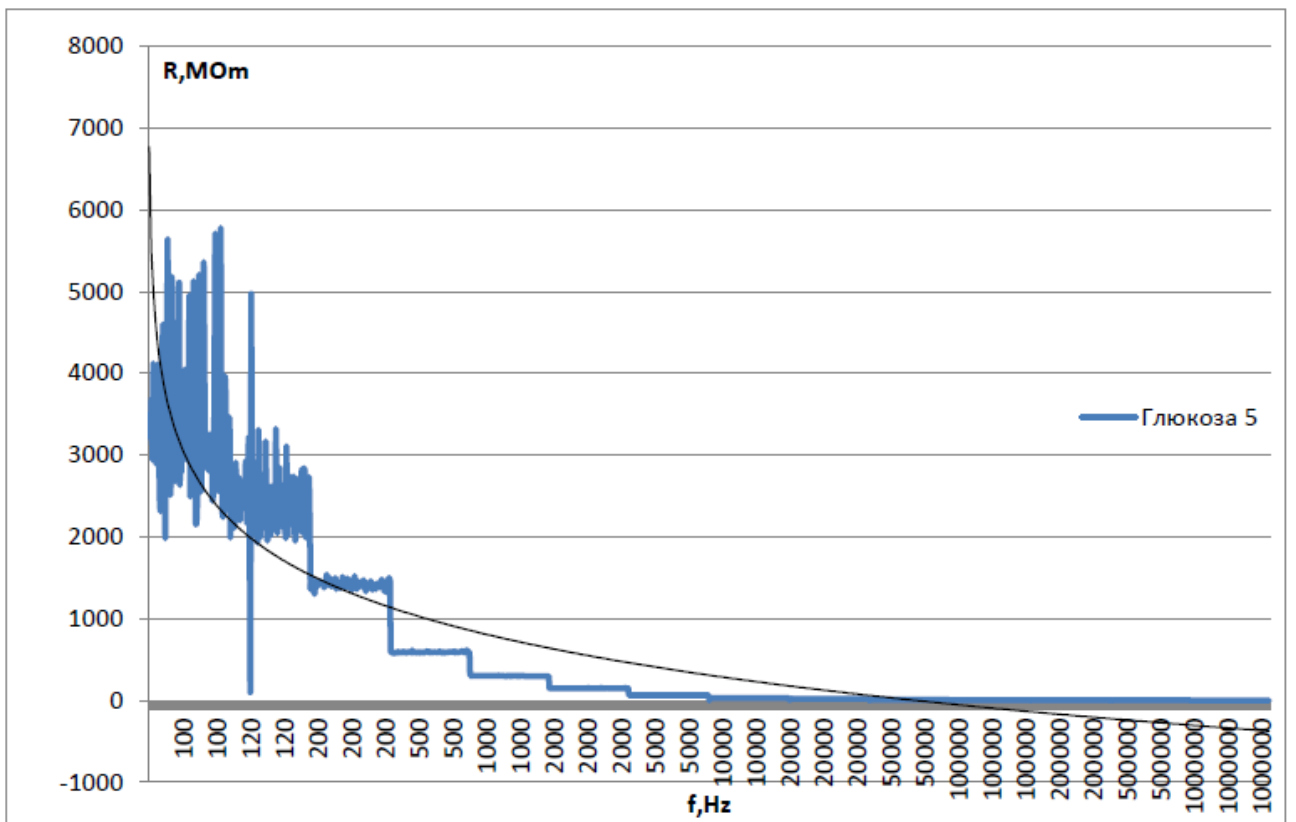


Рис. 2.11.

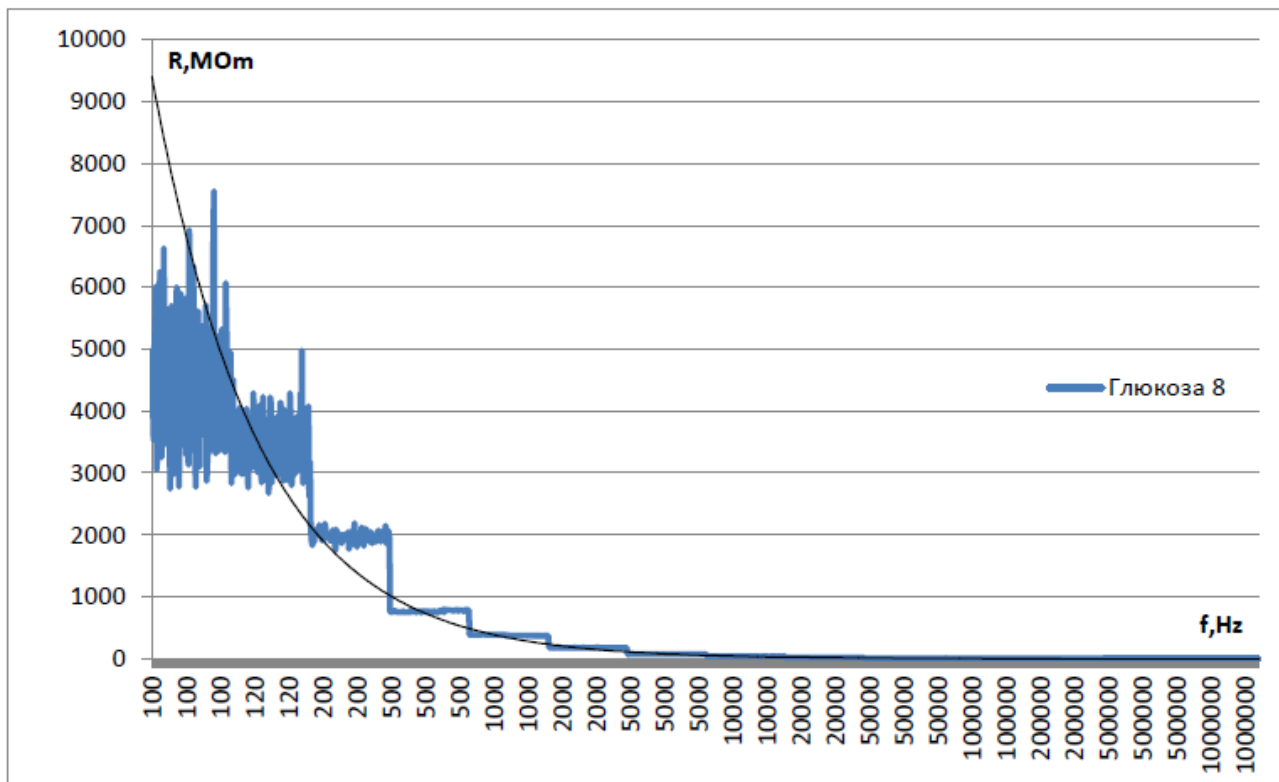


Рис. 2.12

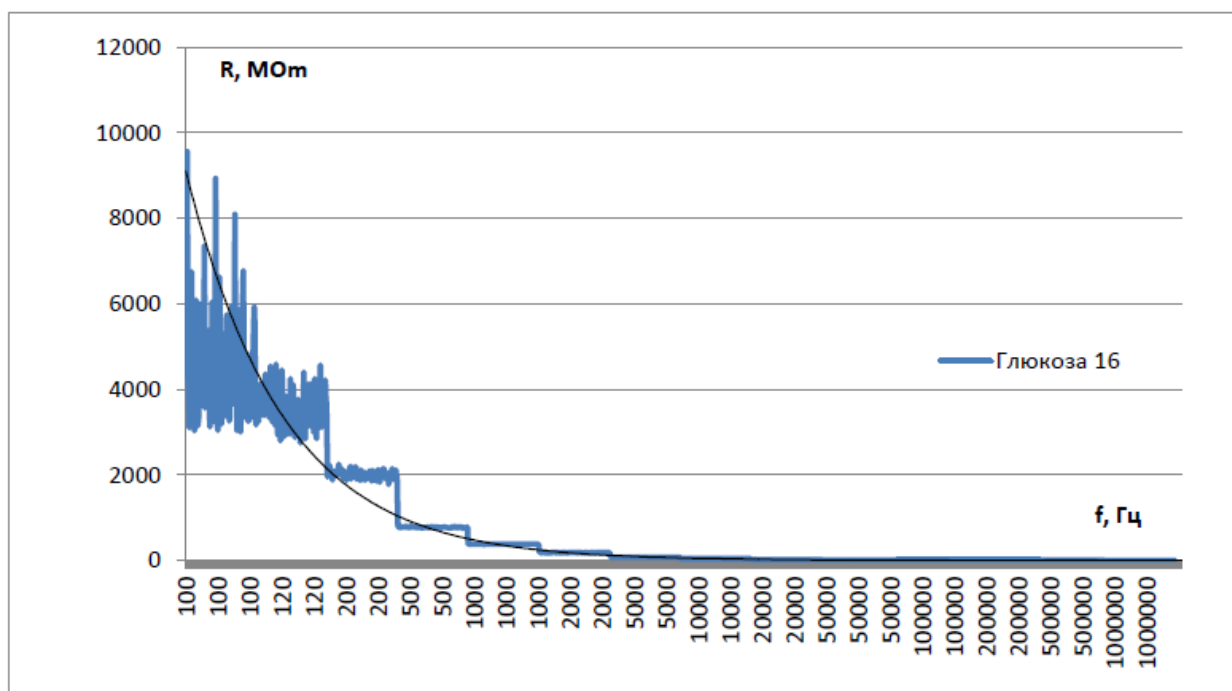


Рис. 2.13

З графіків, представлених на рисунках 2.10-2.13, видно, що діапазоні частот від 100 до 200 Гц спостерігаються великі коливання, тому вимірювання на частотах 100 та 120 Гц проводити не рекомендується. Подальший аналіз

отриманих залежностей показує, що в точках перемикання частот існує можливість появи викидів. Для визначення оптимальної області достовірних вимірювань побудуємо зведений графік залежностей усереднених значень опору рідин з різним вмістом глюкози від частоти. Отриманий результат наведено на рисунку.

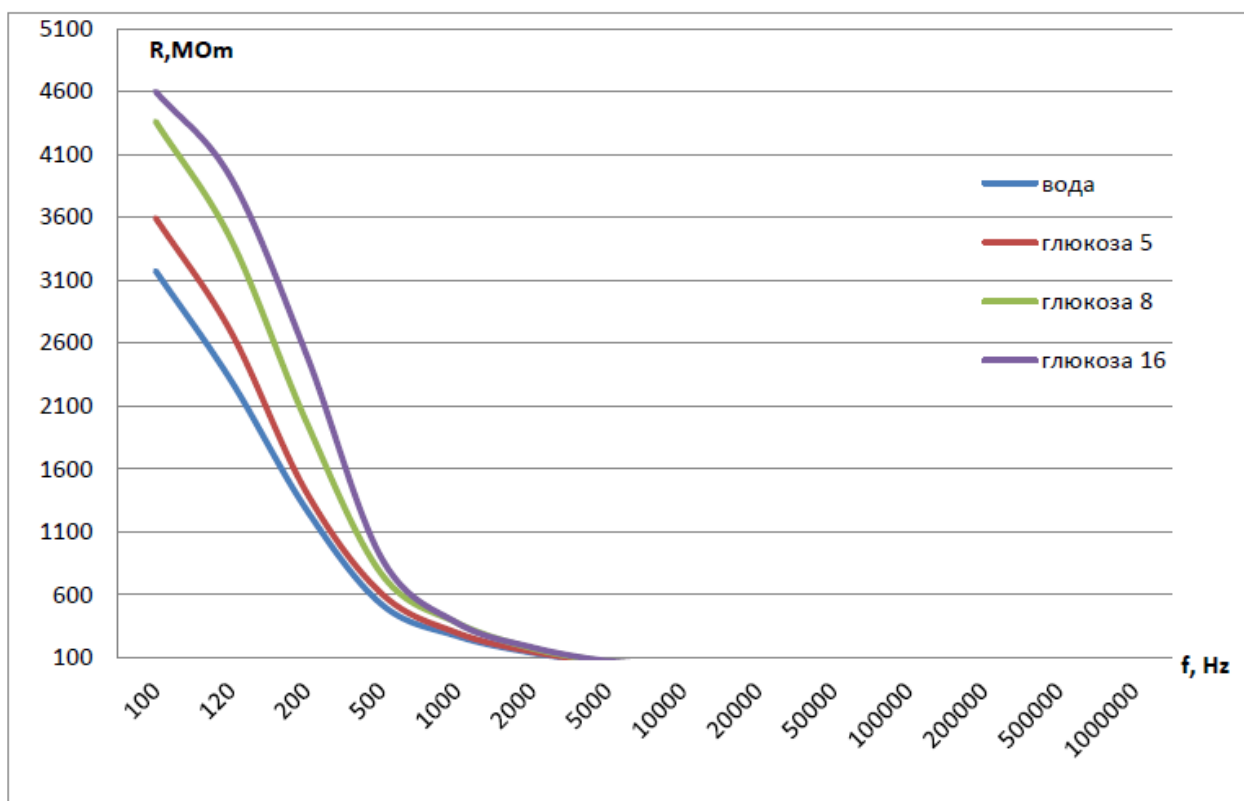


Рис. 2.14

З отриманого графіка видно, що оптимальною областю для вимірювання опору є частоти від 100 до 2000 Гц, т.к. саме цих частотах проглядається розкид опорів, необхідний більш точного визначення вмісту глюкози. Враховуючи вище введені обмеження щодо частоти, проаналізуємо кореляцію в області оптимальних частот від 200 до 2000 Гц. А також побудуємо графік залежності вмісту глюкози (ммоль/л) від опору. Отримані результати наведено на рисунках 2.15 та 2.16 відповідно.

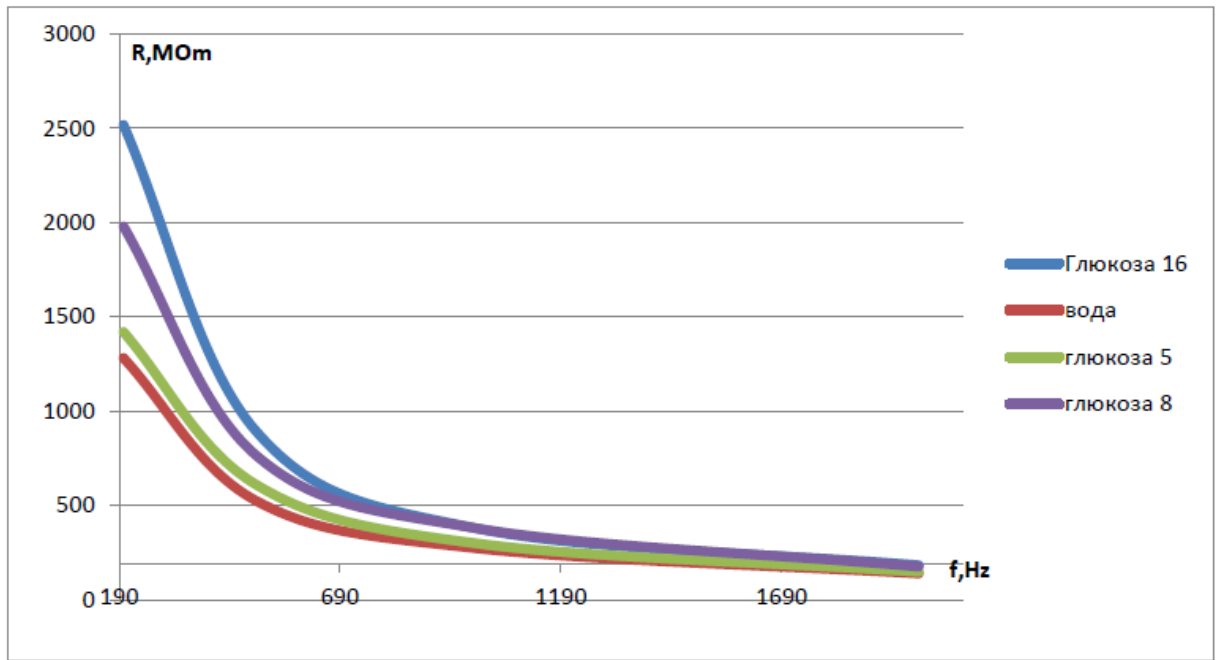


Рис. 2.15.

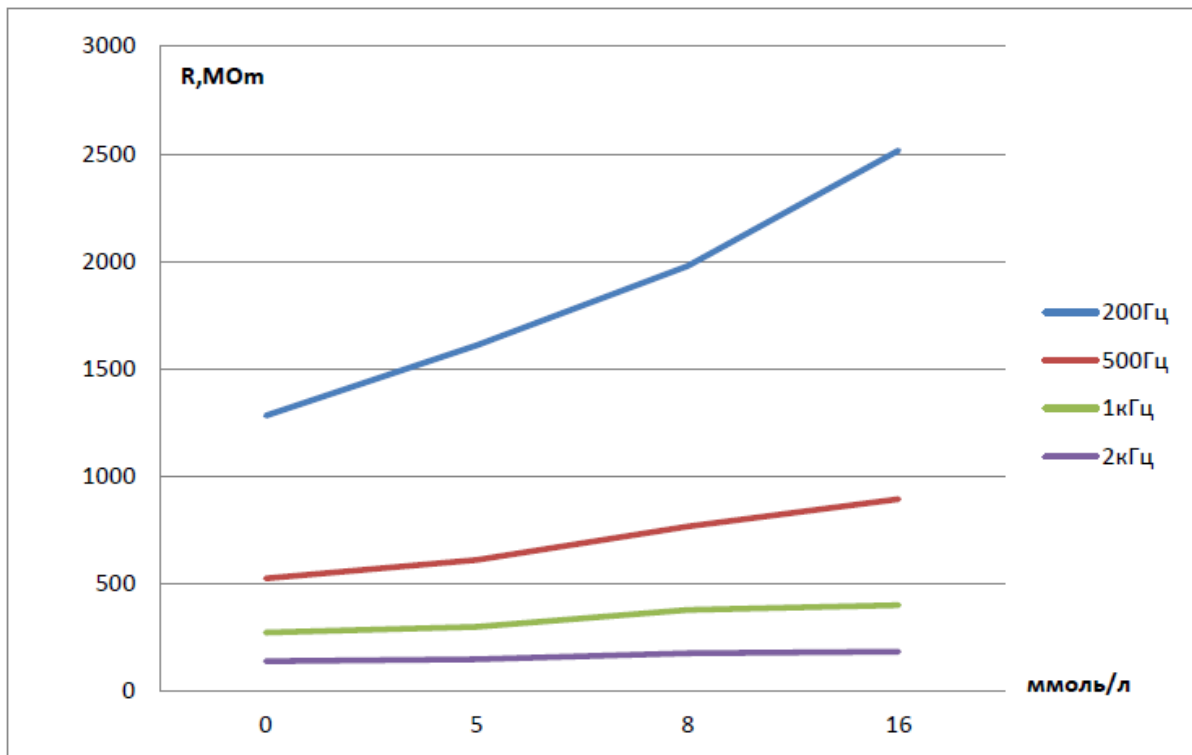


Рис. 2.16.

Аналіз рисунку показує, що найбільша кореляція спостерігається на частотах 200 та 500 Гц, отже, даний діапазон буде робочим для подальших медичних досліджень.

РОЗДІЛ 3

НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА

3.1. Апаратна частина

BeagleBone Black - це відмінний вибір для електронних проектів, де одночасно потрібна і висока продуктивність, і можливість включення до периферії, активна взаємодія з мережею та інтернетом, і інструментарій Linux.

Наприклад, лише за кілька хвилин можна зробити простий веб-сервер, який передаватиме показання безлічі підключених до плати датчиків. При цьому побачити результат ми зможемо звичним способом, через інтернет-браузер, навіть якщо перебуватимете на іншій стороні планети від самого пристрою.

Розмір плати - 87×55 мм, що не більше пластикової картки.

Це дозволяє зробити пристрій досить компактним.

BeagleBone Black побудована на базі процесора Sitara XAM3359AZCZ100 сімейства ARM Cortex A8, що працює на частоті 1 НHz. Також на борту знаходиться 512 МВ оперативної пам'яті DDR3L на шині з частотою 800 МHz і 4 НВ флеш-пам'яті eMMC як «жорсткого диску».

BeagleBone Black (або скорочено BBB) – це представник лінійки Beagleboard, розробленої компанією американської компанії Circuitco.

3.1.1. Периферія

На платі розташовано безліч роз'ємів для підключення зовнішніх пристроїв, мережі та живлення:

- слот для microSD- карти;
- micro-HDMI для підключення зовнішнього монітора або телевізора та відтворення звуку;
- mini-USB для з'єднання з настільним комп'ютером і живлення;
- 2,1 мм гніздо для живлення від джерела живлення на 5 вольт;
- RJ45-роз'єм для підключення до локальною мережі;

- 2 колодки по 46 пінів для підключення електронних модулів та компонент.

3 92 пінів на колодках 65 можуть бути використані для цифрового введення та виведення загального призначення (GPIO). При цьому деякі з них надають додаткові можливості:

- 8 каналів ШИМ на 4 незалежні таймери;
- 7 аналогових входів, підключених до 12-бітного АЦП (4096 градації);
- 4 послідовні інтерфейси UART і 1 додатковий UART тільки з лінією передачі (TX);
- 2 шини TWI/I²C;
- 2 шини SPI;
- 25 портів введення-виведення реального часу.

Порти введення-виводу реального часу (PRU) підключені до вбудованого мікроконтролеру на 200 МГц. Це дозволяє керувати ними на низькому рівні в реальному часі і з високою точністю, щоб не залежати від примх багатозадачної ОС.

3.1.2. Живлення

Beagle Bone Black споживає від 210 до 460 мА при харчуванні від 5 ст. На платі немає стабілізатора напруги, тому забезпечити подачу рівних 5 В – завдання користувача. Імпульсний блок живлення підійде для цього.

Рідною напругою для портів GPIO є рівень 3,3 В. Однак, аналогові входи можуть прийняти не більше 1,8 В*).

*Увага! Подача напруги більше допустимого рівня призведе до вигорання порту. Необхідно використовувати елементарний дільник напруги, щоб вийти за допустимі рамки вхідної напруги.

Максимальний струм, що видається пінами виведення - 4 або 6 мА залежно від піна. Потрібно бути уважним при підключенні навіть таких слабких навантажень, як світлодіоди. Перевищення струму також призведе до пошкодження порту. Потрібно використовувати транзистори для керування навантаженнями.

3.1.3. Операційна система і програмування.

Спочатку на платі встановлено Ångström Linux. В нього є свої переваги:

- стартує всього за 10 секунд після подачі живлення;
- має налаштований демон Avahi, завдяки якому ви можете підключитися до плати за адресою beaglebone.local з будь-якого комп'ютера в мережі;
- надає хмарну середу розробки Cloud9 IDE.

Cloud9 IDE – це найшвидший спосіб розпочати програмування BBBlack. Необхідно просто відкрити її в браузері свого настільного комп'ютера і тут же можна створювати скрипти улюбленою мовою програмування: Python, JavaScript, Coffee Script, Ruby, Shell Script, Go та інших. Перевірити, що вийшло, і запустити програму можна не виходячи з середовища, просто натисканням однієї кнопки Run. Більше того, відразу з коробки доступний відладчик з можливістю покрокового виконання, break point'ами, watch'ами та безліччю інших можливостей.

Для роботи із введенням-виводом із скриптів, існують зручні бібліотеки. Наприклад:

- BoneScript для Node.js / JavaScript;
- BBIO для Python;
- Beaglebone Ruby Library для Рубі.

Також крім оригінальної системи Ångström Linux, з Beaglebone сумісні дистрибутиви: Android, Ubuntu, Fedora, Arch та інші.



Рис. 3.1. Вигляд плати

У Beaglebone Black є 7 аналогових портів (Див. таблицю 1 та малюнок 22)

максимальне напруга, яке можна, можливо на них подати- 1,8 Ст.

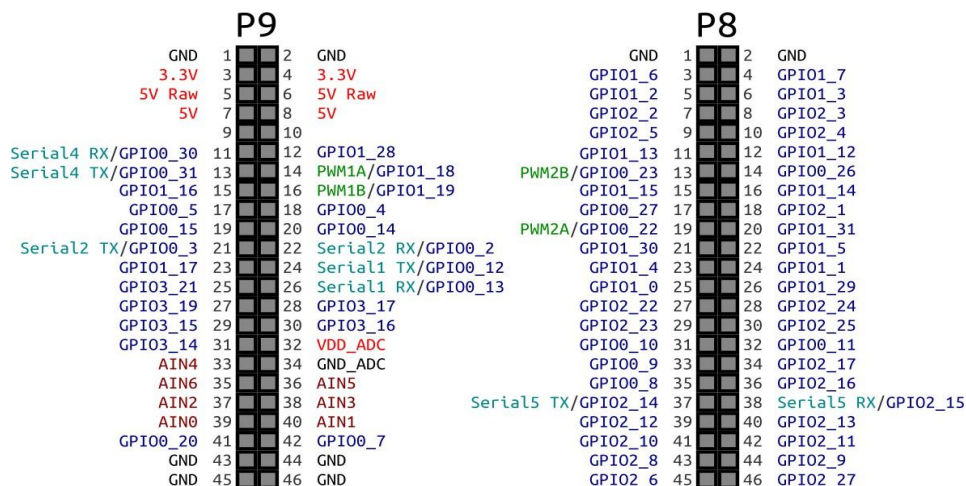


Рис. 3.2 Beaglebone Black

Name	Pin#	Pin#	Name
		32	VDD_ADC
AIN4	33	34	GNDA_ADC
AIN6	35	36	AIN5
AIN2	37	38	AIN3
AIN0	39	40	AIN1

Для вимірювання напруги більше 1.8 У необхідно застосовувати дільник напруги.

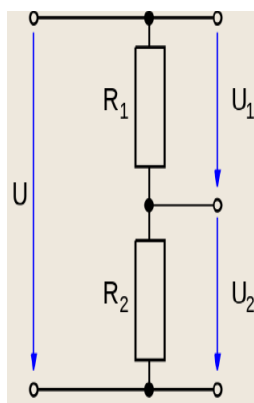


Рис. 3.3. Подільний напруги

Визначення напруги проводим за виразом:

$$U = \frac{U_1}{R_1}(R_1 + R_2),$$

де U - вимірювана напруга; $R_1 = 0.98 \text{ k}\Omega$, $R_2 = 9.6 \text{ k}\Omega$ (опори R_1, R_2 - це резистори, які є у нас в наявності. Можна вибрати інші резистори головна умова розрахувати U_1 щоб вона не перевищувала 1.8 В).

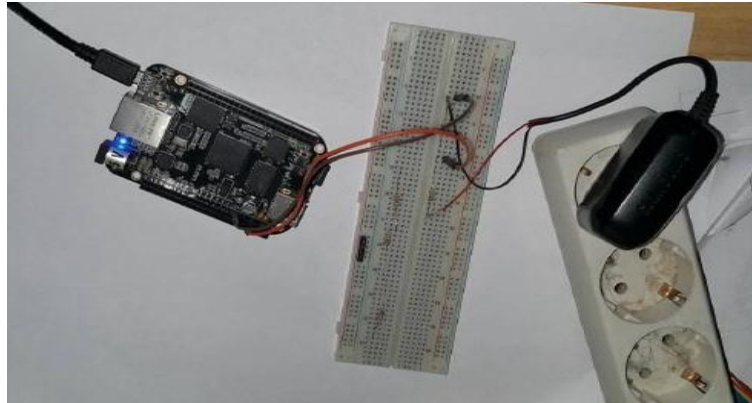


Рис. 3.4. Вимірювач напруги

Для роботи з Beaglebone Black необхідно:

1) встановити Debian. (Інструкція знаходиться за посиланням: <http://beagleboard.org/getting-started>);

2) використати Putty для роботи з комп'ютера (<http://www.putty.org>)

3) встановити бібліотеку AdafruitBeagleBoneIOPython;

4) копіювати наступні команди: (при підключенні до інтернету):

```
«sudo apt-get update sudo apt-get install build-essential python-dev python-setuptools python-pip python-smbus -y
sudo pip install Adafruit_BBIO»
```

5) написати python-програму для BeagleBone:

Створити нову папку:

```
mkdir newfolder
```

Увійти в неї:

```
cd newfolder
```

Створити новий Python-файл з ім'ям `measure_voltage.py` за командою:

nano measure_voltage.py

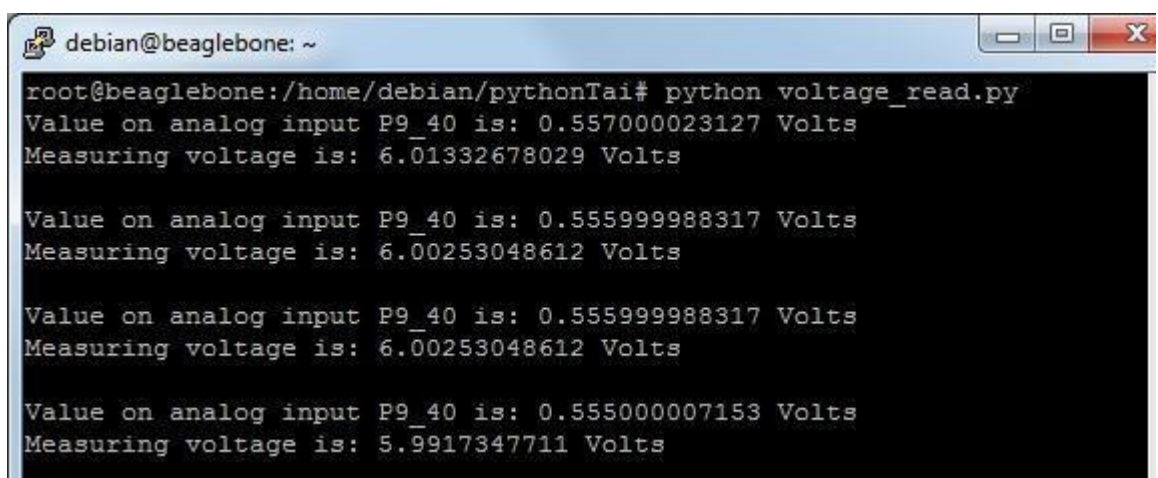
Копіювати код і вставити у створений файл :

```
import Adafruit_BBIO.ADC as ADC #import library import
time
sensor = "P9_40" #set pin on BB to reading sensor
ADC.setup()
while True:
    reading = ADC.read(sensor) # read the analog values on
P9_40 voltage = reading * 1.8 #1.8V ~ 1800mV
    measure_voltage = voltage*(9.6+0.98)/0.98
    print("Value on analog input P9_40 is: " + str(voltage)
+ " Volts"); print("Measuring voltage is: " +
str(measure_voltage)+"Volts"); print(" ")
    time.sleep(3) #loop every 3 seconds.
```

Запустити програму:

Python measure_voltage.py

Отриманий результат представлений на рисунках:



```
debian@beaglebone: ~
root@beaglebone:/home/debian/pythonTai# python voltage_read.py
Value on analog input P9_40 is: 0.557000023127 Volts
Measuring voltage is: 6.01332678029 Volts

Value on analog input P9_40 is: 0.555999988317 Volts
Measuring voltage is: 6.00253048612 Volts

Value on analog input P9_40 is: 0.555999988317 Volts
Measuring voltage is: 6.00253048612 Volts

Value on analog input P9_40 is: 0.555000007153 Volts
Measuring voltage is: 5.9917347711 Volts
```

Рис. 3.5. Результат роботи програми

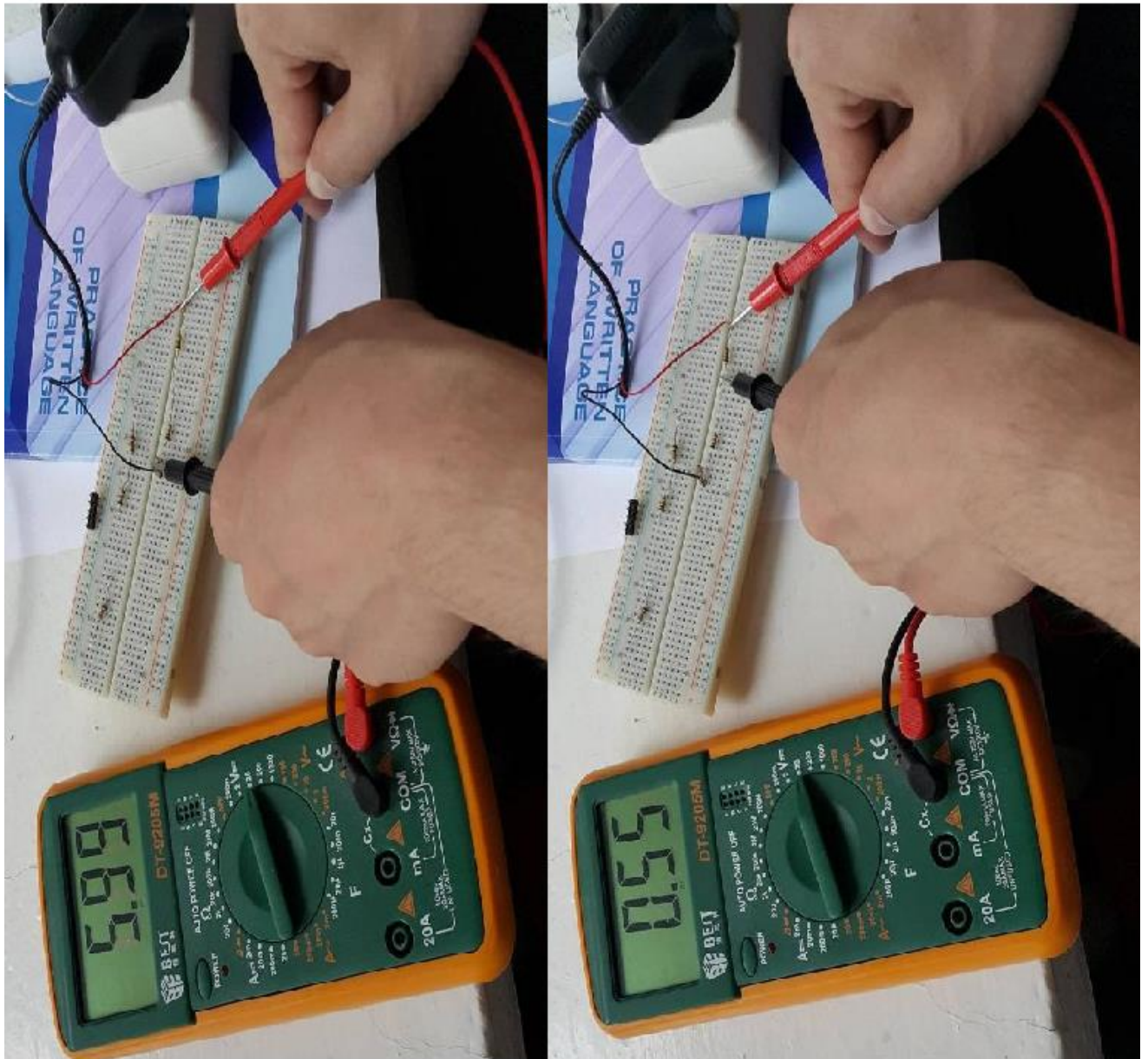


Рис. 3.6. Процес вимірювання

Можливості подальшої роботи:

- Показати результат вимірювання на екрані LCD
- Створити веб-сервер для віддаленої роботи системи
- Надіслати дані через email

РОЗДІЛ 4

ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

Забезпечення безпечних і здорових умов праці на стадії розробки агентно-орієнтованої системи для поліклінічного відділення в значній мірі залежить від правильної оцінки небезпечних, шкідливих виробничих факторів. Однакові по складності зміни в організмі людини можуть бути викликані різними причинами. Це можуть бути фактори виробничого середовища, надмірне фізичне і розумове навантаження, нервово-емоційна напруга, а також різне сполучення цих причин.

4.1 Охорона праці

Науково-технічний прогрес вніс серйозні зміни в умови виробничої діяльності робітників розумової праці. Їх праця стала більш інтенсивним, напруженим, які вимагають значних витрат розумової, емоційної і фізичної енергії. Це зажадало комплексного рішення проблем ергономіки, гігієни і організації праці, регламентації режимів праці та відпочинку.

В даний час комп'ютерна техніка широко застосовується у всіх областях діяльності людини. При роботі з комп'ютером на стадії розробки конфігуратора сценаріїв для моделювання і тестування режимів за допомогою оперативних та історичних технічних даних програміст піддається дії ряду небезпечних і шкідливих виробничих факторів: електромагнітних полів (діапазон радіочастот: ВЧ, УВЧ і НВЧ), інфрачервоного і іонізуючого випромінювань, шуму і вібрації, статичної електрики і ін.

Робота з комп'ютером характеризується значною розумовою напругою і нервово-емоційним навантаженням операторів, високою напруженістю зорової роботи і достатньо великим навантаженням на м'язи рук при роботі з клавіатурою ЕОМ. Велике значення має раціональна конструкція і розташування елементів

робочого місця, що важливо для підтримки оптимальної робочої пози людини-оператора.

У процесі роботи з комп'ютером необхідно дотримувати правильний режим праці та відпочинку. В іншому випадку у персоналу наголошуються значна напруга зорового апарату з появою скарг на незадоволеність роботою, головні болі, дратівливість, порушення сну, втому і хворобливі відчуття в очах, у попереку, в області шиї і руках.

Параметри мікроклімату можуть мінятися в широких межах, у той час як необхідною умовою життєдіяльності людини є підтримка постійності температури тіла завдяки терморегуляції, тобто здатності організму регулювати віддачу тепла в навколишнє середовище. Принцип нормування мікроклімату - створення оптимальних умов для теплообміну тіла людини з навколишнім середовищем.

Обчислювальна техніка є джерелом істотних тепловиділень, що може привести до підвищення температури і зниження відносної вологості в приміщенні. У приміщеннях, де встановлені комп'ютери, повинні дотримуватися певні параметри мікроклімату. У санітарних нормах СН-245-71 встановлені величини параметрів мікроклімату, що створюють комфортні умови. Ці норми встановлюються в залежності від пори року, характеру трудового процесу і характеру виробничого приміщення (див. табл. 4.1) [].

Об'єм приміщень, в яких розміщені працівники обчислювальних центрів, не повинен бути меншим $19,5 \text{ м}^3$ / людини з урахуванням максимального числа одночасно працюючих в змiну.

Для забезпечення комфортних умов використовуються як організаційні методи (раціональна організація проведення робіт залежно від пори року і доби, чергування праці і відпочинку), так і технічні засоби (вентиляція, кондиціонування повітря, опалювальна система).

Таким чином, встановлено необхідність забезпечення вимог охорони праці та техніки безпеки на робочому місці при розробці агентно-орієнтованої системи.

4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях

На робочому місці працівника поліклінічного відділення повинні бути передбачені заходи захисту від можливого впливу небезпечних і шкідливих факторів. Рівні цих чинників не повинні перевищувати граничних значень, обумовлених правовими, технічними та санітарно-технічними нормами. Ці нормативні документи зобов'язують до створення на робочому місці умов праці, при яких вплив небезпечних і шкідливих чинників на працюючих або усунуто зовсім, або знаходиться в допустимих межах.

4.2.1 Електробезпека

Персональні комп'ютери, периферійні пристрої, інше устаткування (апарати управління, контрольно-вимірювальні прилади, світильники), електропроводи та кабелі за виконанням і ступенем захисту мають відповідати класу зони, мати апаратуру захисту від струму короткого замикання та інших аварійних режимів. Під час монтажу та експлуатації ліній електромережі необхідно повністю унеможливити виникнення електричного джерела загоряння внаслідок короткого замикання та перевантаження проводів, обмежувати застосування проводів з легкозаймистою ізоляцією і, за можливості, застосовувати негорючу ізоляцію. Лінія електромережі для живлення персональних комп'ютерів і периферійних пристроїв виконується як окрема групова трипровідна мережа шляхом прокладання фазового, нульового робочого та нульового захисного провідників. Нульовий захисний провідник використовується для заземлення (занулення) електроприймачів. Не допускається використовувати нульовий робочий провідник як нульовий захисний провідник. Нульовий захисний провідник прокладається від стійки групового розподільного щита, розподільного пункту до розеток електроживлення. Не допускається підключати на щиті до одного контактного затискача нульовий робочий та нульовий захисний провідники. Площа перерізу нульового робочого та нульового захисного провідника в груповій трипровідній мережі має бути не менше площі перерізу фазового провідника. Усі провідники мають відповідати номінальним параметрам мережі

та навантаження, умовам навколишнього середовища, умовам розподілу провідників, температурному режиму та типам апаратури захисту.

У приміщенні, де одночасно експлуатуються понад п'ять персональних комп'ютерів і периферійних пристроїв, на помітному та доступному місці встановлюється аварійний резервний вимикач, який може повністю вимкнути електричне живлення приміщення, крім освітлення.

Персональні комп'ютери і периферійні пристрої повинні підключатися до електромережі тільки за допомогою справних штепсельних з'єднань і електророзеток заводського виготовлення. У штепсельних з'єднаннях та електророзетках, крім контактів фазового та нульового робочого провідників, мають бути спеціальні контакти для підключення нульового захисного провідника. Їхня конструкція має бути такою, щоб приєднання нульового захисного провідника відбувалося раніше, ніж приєднання фазового та нульового робочого провідників. Порядок роз'єднання при відключенні має бути зворотним. Не допускається підключати персональні комп'ютери та периферійні пристрої до звичайної двопровідної електромережі, в тому числі з використанням перехідних пристроїв.

Електромережі штепсельних з'єднань та електророзеток для живлення персональних комп'ютерів та периферійних пристроїв потрібно виконувати за магістральною схемою, по 3-6 з'єднань або електророзеток в одному колі. Штепсельні з'єднання та електророзетки для напруги 12В та 42В за своєю конструкцією мають відрізнятися від штепсельних з'єднань для напруги 127В та 220В. Штепсельні з'єднання та електророзетки, розраховані на напругу 12В та 42В, мають візуально (за кольором) відрізнятися від кольору штепсельних з'єднань, розрахованих на напругу 127В та 220В. Індивідуальні та групові штепсельні з'єднання та електророзетки необхідно монтувати на негорючих або важкогорючих пластинах. Електромережу штепсельних розеток для живлення персональних комп'ютерів і периферійних пристроїв при розташуванні їх уздовж стін приміщення прокладають по підлозі поруч зі стінами приміщення, як правило, в металевих трубах і гнучких металевих рукавах, а також у пластикових коробах і пластмасових рукавах з відводами відповідно до затвердженого плану

розміщення обладнання та технічних характеристик обладнання. При розміщенні в приміщенні до п'яти персональних комп'ютерів і периферійних пристроїв допускається прокладання трипровідникового захищеного проводу або кабелю в оболонці з негорючого чи важкогорючого матеріалу по периметру приміщення без металевих труб та гнучких металевих рукавів. Не допускається в одній трубі прокладати кола до 42В та вище 42В.

При організації робочих місць операторів електромережу штепсельних розеток для живлення персональних комп'ютерів, периферійних пристроїв і у центрі приміщення прокладають у каналах або під знімною підлогою в металевих трубах або гнучких металевих рукавах. При цьому не допускається застосовувати провід і кабель в ізоляції з вулканізованої гуми та інші матеріали, які містять сірку.

4.2.2 Запобігання виникненню надзвичайних ситуацій.

Найбільш ефективний спосіб зменшення шкоди та збитків від надзвичайних ситуацій – запобігти їх виникненню, а в разі виникнення виконувати відповідні до даної ситуації заходи.

Запобігання виникненню надзвичайних ситуацій – це підготовка та реалізація комплексу заходів, спрямованих на регулювання безпеки, проведення оцінки рівнів ризику, завчасне реагування на загрозу виникнення надзвичайної ситуації на основі даних моніторингу (спостережень), експертизи, досліджень та прогнозів щодо можливого перебігу подій з метою недопущення їх переростання у надзвичайну ситуацію або пом'якшення її можливих наслідків.

Зазначені функції запобігання надзвичайним ситуаціям техногенного і природного характеру в нашій країні покликана виконувати Єдина державна система цивільного захисту (ЄДСЦЗ), затверджена Постановою Кабінету Міністрів України від 9 січня 2014 р. №11. ЄДСЦЗ включає в себе центральні та місцеві органи виконавчої влади, виконавчі органи рад, державні підприємства, установи та організації з відповідними силами і засобами, які здійснюють нагляд за забезпеченням техногенної та природної безпеки, організують проведення роботи із запобігання надзвичайним ситуаціям і реагування у разі їх виникнення з

метою захисту населення і довкілля, зменшення матеріальних втрат. ЄДСЦЗ складається з постійно діючих функціональних та територіальних підсистем і має чотири рівні: загальнодержавний, регіональний, місцевий та об'єктовий. Кожен рівень ЄДСЦЗ має координуючі та постійні органи управління. Координуючими органами ЄДСЦЗ є:

на загально державному рівні:

- Державна комісія з питань техногенно-екологічної безпеки та надзвичайних ситуацій;

- Національна рада з питань безпечної життєдіяльності населення;

на регіональному рівні – комісії обласних державних адміністрацій з питань техногенно-екологічної безпеки та надзвичайних ситуацій;

на місцевому рівні – комісія районних державних адміністрацій і виконавчих органів рад з питань техногенно-екологічної безпеки та надзвичайних ситуацій;

на об'єктовому рівні – комісії з питань надзвичайних ситуацій об'єктів.

До систем повсякденного управління ЄДСЗР входять оснащені необхідними засобами зв'язку, оповіщення, збирання, аналізу і передачі інформації: центри управління в надзвичайних ситуаціях, оперативно-чергові служби уповноважених органів з питань надзвичайних ситуацій та цивільного захисту населення усіх рівнів; диспетчерські служби центральних та місцевих органів виконавчої влади, державних підприємств, установ та організацій.

До складу сил і засобів ЄДСЦЗ входять військові і спеціальні цивільні аварійно-рятувальні (пошуково-рятувальні) формування, які укомплектовуються з урахуванням необхідності проведення роботи в автономному режимі не менше трьох діб і перебувають у стані постійної готовності, а також недержавні (добровільні) рятувальні формування. Залежно від масштабів і особливостей надзвичайної ситуації, що прогнозується або виникла, може існувати один із таких режимів функціонування ЄДСЦЗ: повсякденної діяльності, підвищеної готовності, діяльності у надзвичайній ситуації, діяльності у надзвичайному стані. З метою ліквідації наслідків надзвичайної ситуації у мирний час може поводитися цільова мобілізація.

4.3. Висновок до розділу 4

Створення сприятливих умов праці і правильне естетичне оформлення робочих місць має велике значення як для полегшення праці, так і для підвищення привабливості, позитивно впливаючою на продуктивність праці.

З точки зору безпеки у надзвичайних ситуаціях, то ефективність функціонування систем захисту населення і територій досягається через завчасну підготовку, оперативне реагування та ефективне управління під час надзвичайних ситуацій, своєчасне відновлення життєдіяльності населення в їх зоні.

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

Цукровий діабет є поширеним захворюванням, у світі вже налічується понад 175 мільйонів хворих, їхня кількість постійно збільшується. Він пов'язаний з високим ступенем виникнення ускладнень, включаючи захворювання серця, нирок, сітківки та неврологічних захворювань.

Створення неінвазивного глюкометра в сучасній медицині є важливим та актуальним завданням.

У даній роботі проаналізовано існуючі методи неінвазивного контролю за глікемією. Виявлено залежність опору рідини від вмісту у ній глюкози. Визначено робочий діапазон частот, у яких оптимально проводити медичні дослідження (200-500Гц). Встановлено, що резистивний метод на даний момент є досить погано вивченим, тому в даній сфері є великий потенціал для вивчення і подальших досліджень.

Розроблено макет та проведено дослідження залежності опору від концентрації глюкози.

Заплановано дослідження ще кількох методів контролю глюкози і інтеграція їх в один прилад для отримання найбільш точних результатів при вимірюванні вмісту глюкози у крові.

Передбачено підключення до системи комунікації, для подальшої передачі даних через GSM - модуль на телефон та ПЗ для дистанційного консультування з лікарем.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Chaffey D. Mobile Marketing Statistics compilation. – URL: <http://www.smartinsights.com/> .
2. Govette J. 30 Amazing Mobile Health Technology Statistics for Today's Physician. – URL: <https://getreferralmd.com/>..
3. Elea C., Kristeen C. Healthline. – URL: <http://www.healthline.com/>.
4. Cushman W.C. Effects of intensive blood-pressure control in type 2 diabetes mellitus. / Cushman W.C., Evans G.W., Byington R.P., Goff D.C., Grimm R.H. // N Engl J Med, КВІТЕНЬ 2010 – С. 1575-1585.
5. Funnell M.M. Standards of care for diabetes: what's new? / Funnell M.M., Brown T.L., Childs B.P. // Nursing. – 2010 – С. 54-56.
6. Chomutare T. Features of Mobile Diabetes Applications: Review of the Literature and Analysis of Current Applications Compared Against Evidence-Based Guidelines / Chomutare T., Fernandez-Luque L., Årsand E., Hartvigsen G. // J Med Internet Res. – 2013 – С. 65.
7. DIABETESNET.COM. Diabetes Software. – URL: <http://www.diabetesnet.com>.
8. Wicklund E. ResearchKit - The Perfect Platform for Population Health? – URL: <http://mhealthintelligence.com/>.
9. Wikipedia.GoogleContactLens.–Режим доступа: <https://en.wikipedia.org/> –.
10. Quick D. Laser device detects blood glucose levels without the finger-prick.– URL: <http://www.gizmag.com/> –.
11. Quick D. Non-invasive way to monitor blood glucose levels using light. – URL: <http://www.gizmag.com/>.
12. Wood C. Final piece of the diabetes puzzle opens the door to better screening. – URL: <http://www.gizmag.com/>.
13. Holloway J. Microsoft developing electronic contact lens to monitor blood sugar. – URL: <http://www.gizmag.com/>.
14. Coxworth B. Temporary tattoo could let diabetics monitor glucose levels without jabbing themselves. – URL: <http://www.gizmag.com/>

15. Bandothkar A.J. Biocompatible Enzymatic Roller Pens for Direct Writing of Biocatalytic Materials: “Do-it-Yourself” Electrochemical Biosensors / Bandothkar A.J., Jia W., Ramírez J., Wang J. // *Advanced Healthcare Materials*. – 2015 – С. 1215-1224.
16. Wikipedia. Поверхневий плазмон.– URL: <https://uk.wikipedia.org>.
17. Wikipedia. Apache Cordova. – URL: <https://en.wikipedia.org/> –
18. Duffey C., Erbs K. 10 Ways Mobile Is Transforming Health Care. – URL: <http://www.businessinsider.com/>.
19. The State of the Art of mHealth App Publishing. mHealth App Developer Economics 2014. – Режим доступа: <http://mhealththeconomics.com/>.
20. Wikipedia. mHealth. – Режим доступа: URL: <https://en.wikipedia.org/> –
21. Bandothkar A.J. mHealth Economics Research Program / Bandothkar A.J. // *Research 2 Guidance*. – 2015. – С. 4-12.
22. mHealth Solutions Market worth 59.15 Billion USD by 2020. – URL: <http://www.marketsandmarkets.com/> –
23. Sandhu J.S. Opportunities in Mobile Health. – URL: <http://ssir.org>.
24. Noviosense – URL: <http://noviosense.com/>
25. Щербина Д.А. Блок-схема удосконаленої системи тривалого моніторингу рівня глюкози в крові людини / Д.А. Щербина, Є.Б. Яворська // *Вісник НТУУ «КПІ». Серія Радіотехніка. Радіоапаратобудування*. – 2015. – № 61. – с. 122-130.
26. Щербина Д. Алгоритм обрахунку необхідно\ кількості інсуліну / Д. Щербина, Є.Яворська // *Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки і приладобудування: мат.ІІ Всеукраїнської науково-технічної конференції (9-10 червня 2015 р.) Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя – Тернопіль: ТНТУ, 2015. – С. 114-117.*
27. Стручок В.С. Безпека в надзвичайних ситуаціях. Методичний посібник для здобувачів освітнього ступеня «магістр» всіх спеціальностей денної бо та заочної (дистанційної) форм навчання / В.С.Стручок. — Тернопіль: ФОП Паляниця В. А., 2022. — 156 с.

28. Хвостівський М.О., Яворська Є.Б. Методичні рекомендації з оформлення кваліфікаційних робіт магістра за спеціальністю 163 Біомедична інженерія. Тернопіль: ТНТУ імені Івана Пулюя, 2020. 23 с.
29. Хвостівський М.О., Яворська Є.Б. Методичні рекомендації з оформлення кваліфікаційних робіт магістра за спеціальністю 163 Біомедична інженерія. Тернопіль: ТНТУ імені Івана Пулюя, 2023. 57 с.

ЗАСТОСУВАННЯ ФІЛЬТРОВОГО МЕТОДУ ДЛЯ ОЦІНЮВАННЯ СТАТИСТИК БІОСИГНАЛІВ

V.Vertsuch, O. Matchak, D. Oliynyk

APPLICATION OF FILTER METHOD FOR EVALUATION OF BIOSIGNAL STATISTICS

У сучасній фізіології значна увага приділяється діагностиці функціонального стану певних систем, за якими можна було б оцінити стан цілого організму та здатність його до адаптації. До характерних особливостей слід віднести інтенсивне дослідження і використання фізичних явищ і процесів людського організму, закономірності зміни яких мають випадковий характер. При дослідженні і вимірюванні характеристик випадкових процесів широке поширення, в силу добре розвинутого методичного й апаратного забезпечення, наочності та зручності практичного застосування, знаходять спектральні методи аналізу випадкових процесів, які забезпечують вимірювання оцінок спектральної густини потужності (СПП) стаціонарних ергодічних біосигналів (СЕБС), які носять випадковий характер.

Перспективні напрямки удосконалення апаратного спектрального аналізу пов'язані як з розвитком і впровадженням алгоритмів швидкого перетворення Фур'є (ШПФ), так і інших методів, зокрема фільтрових. Це пояснюється тим, що фільтрові аналізатори спектра виявляються найбільш простими і дешевими, але, головне, вони можуть забезпечити менший час і більш високу точність спектрального аналізу, ніж аналізатори на основі ШПФ, у яких потенційна точність обмежена методичною похибкою.

Для спрощення та автоматизації аналізу нестационарного біосигналу з прогнозованою вірогідністю її результатів застосовано періодично-корельований випадковий процес (ПКВП) з дискретним часом.

Фільтровий метод полягає в перемноженні реалізації процесу на періодичну функцію з періодом, рівним періоду корельованості ПКВП, з подальшим усередненням.

Таким чином, методи апаратного спектрального аналізу потребують подальшого дослідження, а тому розроблення методу опрацювання біосигналів на базі математичної моделі у вигляді ПКВП з дискретним часом для комп'ютерних систем діагностики фізіологічного стану організму людини, який дасть можливість отримати оперативні відомості про присутність різного роду змін на ранніх стадіях, необхідних лікареві для встановлення діагнозу, є актуальною науковою задачею.

Література

1. Яворська Є.Б. Математичні моделі та методи опрацювання ритмокардіосигналів для визначення характеристик серцевої ритміки з прогнозованою вірогідністю : дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 01.05.02 / Євгенія Богданівна Яворська. — Тернопіль : ТНТУ, 2009. — 154 с.
2. Р.А. Ткачук, Г.Б. Цуприк, і Б.І. Яворський, "Підвищення інформативності та швидкодії біотехнічних систем", Опт-ел. інф-енерг. техн., вип. 24, вип. 2, с. 81–85, Жов 2013.

