

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

Радіотехнічний факультет
(повна назва інституту/факультету)

Кафедра радіоконструювання та виробництва радіоапаратури
(повна назва кафедри)

«На правах рукопису»
УДК 604.42

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри
В.А. Мельник
(підпис) (ініціали, прізвище)

«14» 12 2018 р.

Магістерська дисертація

за спеціальністю 172 Телекомунікації та радіотехніка
за спеціалізацією Інтелектуальні технології мікросистемної радіоелектронної техніки
(код і назва спеціальності)

на тему: Система безперервного моніторингу рівня глюкози у крові людини

Виконав (-ла): студент (-ка) 6 курсу, групи PI-71un
(шифр групи)

Кивевський Євген Григорович
(прізвище, ім'я, по батькові)

[підпис]
(підпис)

Науковий керівник доц. д.т.н. Зіньковський Ю.Ф.
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

[підпис]
(підпис)

Консультант з охорони праці к.т.н., доцент Каштанов С.Ф.
(назва розділу) (науковий ступінь, вчене звання, прізвище, ініціали)

[підпис]
(підпис)

Рецензент асистент PhD Сушко О.Ю.
(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

[підпис]
(підпис)

Засвідчую, що у цій магістерській дисертації немає запозичень з праць інших авторів без відповідних посилань.

Студент [підпис]
(підпис)

Київ – 2018 року

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

Факультет радіотехнічний

Кафедра радіоконструювання та виробництва радіоапаратури

Рівень вищої освіти – другий (магістерський)

Спеціальність 172 – телекомунікації та радіотехніка

Спеціалізація інтелектуальні технології мікросистемної радіоелектронної
техніки

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

С.А. Нелін
(ініціали, прізвище)

«30» вересня 2017р.

ЗАВДАННЯ

на магістерську дисертацію студенту

Київському Євгену Григоровичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема дисертації Система бездротового моніторингу
рівня глюкози у крові людини

науковий керівник дисертації Зиньковської Ю.Ф. д.т.н. проф

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

затверджені наказом по університету від «6» листопада 2018р. № 4093С

2. Термін подання студентом дисертації 30 листопада 2018 року

3. Об'єкт дослідження кішкарковий монітор з програмною обробкою
своєї вихідної дані

4. Предмет дослідження методи обробки і представлення дані
змісту і швидкості

5. Перелік завдань, які потрібно розробити

1) Розробити методи обробки і представлення дані змісту і швидкості
змісту швидкодіє

2) Розробити програмне забезпечення для вивчення модальної
примірної і швидкодіє

3) За допомогою програмного забезпечення дослідити параметри
і характеристики методів обробки дані

4) Розробити стартовий проект системи

5) Інтегрувати алгоритм програмування рівня цукру в крові.

6. Орієнтовний перелік ілюстративного матеріалу _____

Мирь Миколайс. Предьяари

7. Орієнтовний перелік публікацій _____

1) Квітський Є.Г. Спосіб детермінації майонизи, риб'ячої фарши, Шуквотажение (пашка без гранісі - місяць 2012. с 44-46

2) Квітський Є.Г. Спосіб детермінації майонизи, риб'ячої фарши, Шуквотажение (пашка без гранісі - місяць 2012. с 44-46

8. Консультанти розділів дисертації

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
<i>Оформлення</i>	<i>Каштанов С.Ф. к.т.н доцент</i>	<i>[Signature]</i>	<i>[Signature]</i>

9. Дата видачі завдання 30 вересня 2017 року

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Термін виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1	<i>Вибір теми - тематика дисертації</i>	<i>10-11.2017</i>	<i>Розділ 1</i>
2	<i>Постановка задачі для вирішення</i>	<i>12.2017</i>	<i>Розділ 2</i>
3	<i>Вибір бази даних</i>	<i>01-03.2018</i>	<i>Розділ 2</i>
4	<i>Вибір бази даних</i>	<i>03-06.2018</i>	<i>Розділ 2</i>
5	<i>Вибір бази даних</i>	<i>06-09.2018</i>	<i>Розділ 3</i>
6	<i>Оформлення ПЗ</i>	<i>09-12.2018</i>	<i>Вступна</i>

Студент

[Signature]
(підпис)

Квітський Є.Г.
(ініціали, прізвище)

Науковий керівник дисертації

[Signature]
(підпис)

(ініціали, прізвище)

РЕФЕРАТ

Магістерська дисертація на тему «Система безперервного моніторингу рівня глюкози у крові людини» складається з 98 сторінки, 20 ілюстрацій, 25 таблиць, 2 додатки, 29 джерел посилання.

Ключові слова: моніторинг рівня глюкози, глюкометр, методи обробки даних, прогнозування.

Актуальність обумовлена потребою зручного, дистанційного, і стабільного моніторингу рівня цукру у крові людини.

Наукова новизна. Запропоновано метод прогнозування рівня глюкози і часу наступу екстремальних значень рівня (гіперклікімія та гіпоклікомія) методи обробки даних з глюкометра для безперервного моніторингу рівня глюкози у крові людини.

Метою роботи є прискорення та зручність контролю рівня глюкози за допомогою неінвазивного глюкометра і мобільного додатку.

Завданням роботи є прогнозування рівня глюкози і вибір оптимального, серед представлених, методу обробки великих об'ємів даних отриманих з глюкометра.

Об'єктом дослідження неінвазивний глюкометр з програмною обробкою його вихідних даних.

Предмет дослідження — прогнозування і методи обробки, представлення даних знятих з глюкометра.

Прогнозування рівня глюкози дозволить швидко і зручно контролювати рівень глюкози у крові людини за допомогою неінвазивного глюкометра.

ABSTRACT

The master's dissertation on the topic "Continuous glucose monitoring system" consists of 98 pages, 20 illustrations, 25 tables, 2 annexes, 29 sources of reference.

Key words: continuous glucose monitoring, glucometer, methods of data processing, prediction.

The urgency is conditioned by the need for convenient, wireless and stable person's blood continuous glucose monitoring.

Scientific novelty. Suggest glucose level prediction method and data processing model for continuous glucose monitoring.

The purpose of the work is to make more quicker and convenient the process of glucose monitoring via non-invasive glucometer and mobile application.

The task of the work is to predict the glucose level and choose the optimal method of data processing.

The object of the study is non-invasive glucometer with program input data processing.

Subject of research — prediction and data processing.

The prediction of glucose level will allow user to control the level of glucose in his blood in quicker and convenient way.

ПОЯСНЮВАЛЬНА ЗАПИСКА

до магістерської дисертації

на тему: Система безперервного моніторингу рівня глюкози у крові
людини

Київ — 2018 року

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ.....	4
ВСТУП.....	6
1 АКТУАЛЬНІСТЬ РОЗРОБКИ СИСТЕМИ МОНІТОРИНГУ.....	8
1.1. Аналіз технічного завдання.....	8
1.2. Огляд та аналіз існуючих рішень.....	9
1.2.1 Неінвазивний глюкометр-тонометр Омелон В-2.....	9
1.2.2 Патент на корисну модель №887479. Неінвазивний мобільний глюкометр.....	10
1.2.3 Патент на корисну модель №77075. Неінвазивний монітор.....	16
2 РОЗРОБКА ТА ПРИНЦИП РОБОТИ СИСТЕМИ БЕЗПЕРЕРВНОГО МОНІТОРИНГУ РІВНЯ ГЛЮКОЗИ У КРОВІ ЛЮДИНИ.....	20
2.1 Розробка та опис системи.....	20
2.2 Налаштування з'єднання.....	21
2.3 Принцип дії глюкометра.....	24
2.4 Розробка програмного забезпечення для мобільного пристрою.....	27
3 МОДЕЛЮВАННЯ МЕТОДІВ ОБРОБКИ ДАНИХ ТА ВИБІР ОПТИМАЛЬНОГО МЕТОДУ.....	33
3.1 Методи обробки даних.....	33
3.2 Визначення критеріїв ефективності методів для обробки отриманої інформації.....	34
3.3 Тестування методів.....	34
3.3.1 Монопоточний метод.....	35

3.3.2	Метод виділення логічних модулів.....	36
3.3.3	Ітеративний метод.....	38
3.4	Вибір методу для обробки даних.....	39
4.	ПРОГНОЗУВАННЯ ПОКАЗНИКІВ РІВНЯ ЦУКРУ У КРОВІ ЛЮДИНИ.....	42
4.1	Алгоритм прогнозування показників.....	42
4.2	Дослідження і прогнозування даних, знятих з глюкометра.....	44
5.	ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ.....	49
5.1	Визначення й оцінка основних потенційних шкідливих та небезпечних факторів під час виконання науково-дослідних робіт.....	49
5.2	Технічні рішення та організаційні заходи з безпеки й гігієни праці та виробничої санітарії.....	50
5.2.1	Організація робочих місць користувачів візуально дисплейними терміналами персональних електронно-обчислювальних машин.....	50
5.2.2	Освітлення робочих місць користувачів візуально дисплейними терміналами персональних електронно-обчислювальних машин.....	52
5.2.3	Виробничий шум.....	54
5.2.4	Мікроклімат робочої зони.....	55
5.2.5	Електробезпека.....	56
5.2.6	Розрахунок захисного відключення електромережі при аварійному режимі роботи електрообладнання.....	59
5.3	Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	60
5.3.1	Вимоги до системи оповіщення виробничого персоналу у разі виникнення надзвичайної ситуації.....	60

5.3.2 Пожежна безпека.....	63
6 РОЗРОБЛЕННЯ СТАРТАП-ПРОЕКТУ.....	66
6.1 Опис ідеї проекту.....	66
6.2 Технологічний аудит ідеї проекту.....	68
6.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту.....	68
6.4 Розроблення ринкової стратегії проекту.....	74
6.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту.....	75
ВИСНОВКИ.....	79
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ.....	80
ДОДАТОК А. Технічне завдання.....	855
ДОДАТОК Б. Публікації по темі дисертації.....	89

КІЇВСЬКИЙ, Є. Г. РІЗ-1МП, 2018

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ

НС — надзвичайна ситуація.

ПЗ — програмне забезпечення.

ПП — програмний продукт.

ЦП — центральний процесор.

API — прикладний програмний інтерфейс (*Application programming interface*).

BLE — блютуз з низьким використанням енергії (*Bluetooth low energy*).

FPS — кадрів за секунду (*frames per second*).

КІЇВСЬКИЙ, Є. Г. РІЗУМ, 2018

ВСТУП

Контроль цукру є важливим компонентом кожної людини хворої на діабет, тому дуже важливо, щоб цей процес був максимально безболісний, швидкий і точний. У зв'язку з цим питання пошуку нових рішень у моніторингу рівня глюкозу в крові є дуже важливим питанням.

Актуальність обумовлена потребою зручного, дистанційного і стабільного моніторингу рівня цукру у крові людини.

Наукова новизна. Запропоновано метод прогнозування рівня глюкози і часу наступу екстремальних значень рівня (гіперклікімія та гіпоклікомія) методи обробки даних з глюкометра для безперервного моніторингу рівня глюкози у крові людини.

Завданням роботи є прогнозування рівня глюкози і вибір оптимального, серед представлених, методу обробки великих об'ємів даних отриманих з глюкометра .

Об'єктом дослідження неінвазивний глюкометр з програмною обробкою його вихідних даних.

Предмет дослідження — прогнозування і методи обробки, представлення даних знятих з глюкометра.

Для досягнення мети магістерської дисертації поставлено такі завдання: огляд сучасних неінвазивних глюкометрів та; аналітичний огляд парадигм по розробці ПЗ; розробка програмного забезпечення (ПЗ) мобільного пристрою; дослідження методів по обробці даних; прогнозування рівня глюкози у крові людини.

Пояснювальна записка дисертаційної роботи складається з таких розділів:

– Огляд та аналіз існуючих рішень: сучасні прилади для контролю за рівнем цукру, огляд патентів.

– Розробка та принципи роботи системи, складається з: опису роботи системи, налаштування бездротового з'єднання, принципу дії неінвазивного глюкометра і безпосередня розробка ПЗ.

– Моделювання методів обробки даних — з розгляданням трьох різних методів.

– Прогнозування показників рівня глюкози у крові люди за допомогою методу регресії.

– Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях — з розглядання основних шкідливих факторів й заходів з їх усунення під час праці в науково-дослідницькій лабораторії; заходів для забезпечення безпеки персоналу під час надзвичайних ситуацій.

– Розроблення стартап проекту — з аналізу ідеї, ринкових можливостей та способів комерсціалізації ПЗ для системи постійного моніторингу рівня глюкози.

Апробація результатів дисертації опубліковано в таких наукових виданнях:

1) *Wykształcenie I nauka bez granici* – 2018. – С. 44–46.

2) Міжнародна наукова інтернет-конференція "Інформаційне суспільство – 2018. – С. 127–128.

1 АКТУАЛЬНІСТЬ РОЗРОБКИ СИСТЕМИ МОНІТОРИНГУ

Збір та репрезентація показників глюкози у крові відіграє дуже велику роль для правильного лікування і контролю цукрового діабету. Для того щоб людина могла мати повноцінне життя, не маючи залежності від пристрою, а саме інвазивного глюкометра, було розроблено спеціальну систему. Вона дозволяє знімати показники глюкози у крові постійно і, найголовніше, що неінвазивно, тобто без безпосереднього контакту з кров'ю людини.

Через те що, такий вид глюкометрів менш точний, необхідно постійно (кожні 5, 10 або 30 хвилин) знімати необхідний показник, що дозволить мати довготривалу картину зміни глюкози.

1.1. Аналіз технічного завдання

Згідно з технічним завданням необхідно розробити систему безперервного контролю рівня глюкози у крові людини, за допомогою якої можна було б мати статистику показника та його зміни за певний проміжок часу, а також мати можливість прогнозувати показники рівня глюкози у крові людини.

Розробка системи безперервного моніторингу рівня цукру у крові людини полягає в створенні “Додатку” для мобільного пристрою, в операційній системі *iOS*, налагодженні зв'язку, обробки і проведення аналізу даних знятих з глюкометра, а також прогнозуванні показника рівня глюкози у крові людини.

З'єднання між мобільним пристроєм і глюкометром має бути організовано за допомогою технології BLE.

1. 2. Огляд та аналіз існуючих рішень

На даний момент існує не так багато пристроїв для безперервного контролю за рівнем глюкози у крові людини, але всі вони мають ряд недоліків. Розглянемо декілька варіантів.

Неінвазивний прилад дозволяє проводити забір без проколювання шкіри пальця, тим самим моніторити зміни рівня, що часто неможливо зробити навіть звичайними методами діагностики. Наприклад, при наявності мозолі на пальці, порушення кровообігу, не дозволяє отримати точні аналізи. Інсулінозалежним діабетикам проводити процедуру необхідно до 7 разів на день.

Робота приладів полягає у вимірі та аналізі стану судин. Деякі багатофункціональні моделі дозволяють розрахувати рівень глюкози в крові тим, що визначають рівень цукру за станом шкіри, тобто досить прикласти прилад до ділянки тіла.

Серед функціональних моделей, що пропонуються виробниками, виберемо декілька, найбільш популярних.

1.2.1 Неінвазивний глюкометр-тонометр Омелон В-2

Зовнішній вид прилада Омелон В-2 від “Електросигнал” показаний на рис 1.1. Він є пристроєм для контролю рівня артеріального тиску та глюкози у крові. Глюкометр неінвазивний і автоматичний тонометр Омелон В-2 призначений для вимірів глюкози в крові здорових людей та інсуліно-незалежних хворих цукровим діабетом неінвазивним методом, тобто без безпосереднього забору крові [1].



Рисунок 1.1 — Неінвазивний глюкометр тонометр Омелон В-2

Глюкоза - це енергетичний матеріал, який використовується клітинами м'язової тканини організму, в тому числі і судин. Залежно від кількості глюкози і гормону інсуліну тонус судин може істотно змінюватися. «Омелон В-2», аналізує судинний тонус, пульсову хвилю, артеріальний тиск, виміряний послідовно на лівій і правій руці, розраховує кількість глюкози в крові.

1.2.2 Патент на корисну модель №887479. Неінвазивний мобільний глюкометр.

Неінвазивний мобільний глюкометр, в корпусі якого виконано отвір з заглибленням, де розміщені інфрачервоний лазерний або світлодіод та фотоприймач, що приєднані до системи реєстрації, який відрізняється тим, що всередині отвору встановлено нерухому планку, в якій розміщено фотоприймач, та рухому підпружинену планку, в якій закріплено лазер, причому фотоприймач виготовлено із напівпровідниковою структурою з хоча б одним р-п-переходом, а система реєстрації приєднана до системи передачі та прийому виміряного сигналу через ефір або на комп'ютер лікаря (чи допоміжного персоналу).

Пристрій наведено на рис. 1.2.:

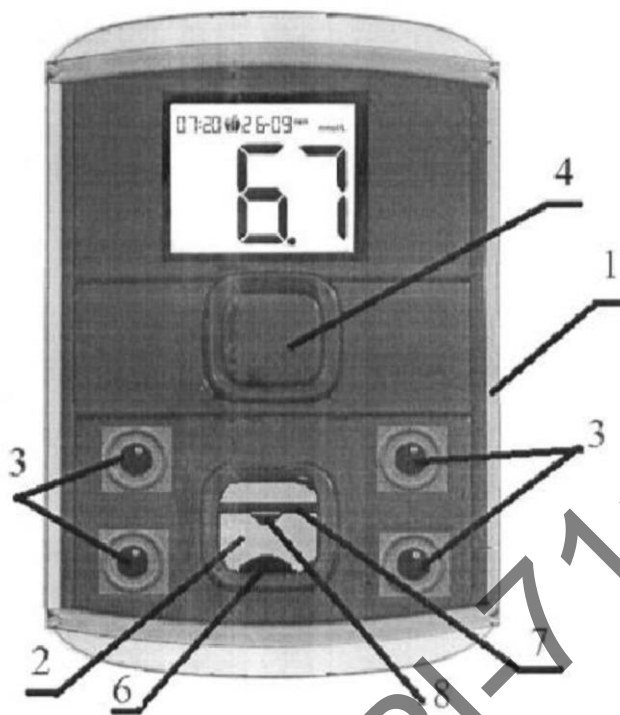


Рисунок 1.2 — Неінвазивний мобільний глюкометр

Корисна модель належить до медицини, а більш конкретно до оптичних неінвазивних методів визначення концентрації глюкози в крові і може бути застосована для визначення ступеню захворювання діабетом. Відомий неінвазивний глюкометр, на передній панелі якого розміщено панель та кнопки керування, а на задній частині - інфрачервоні лазерні діоди та фотоприймач, що приєднані до системи реєстрації, причому світло від джерел випромінювання (світлодіодів) передається через оптичні волокна на об'єкт дослідження. Інфрачервоні діоди та фотоприймач розміщені в одній площині (планарне розміщення), при цьому світло від діодів надходить на шкіру пацієнта, звідки воно відбивається і реєструється фотоприймачем. Внаслідок цього тільки частина світла проходить через шкіру пацієнта на кровоносні судини, в яких міститься глюкоза, про концентрацію якого можна судити про ступінь захворювання діабетом. Недоліком такого відомого неінвазивного глюкометра є те, що планарне (в одній площині) розміщення

лазерних або світлодіодів веде до зниження точності вимірювання концентрації глюкози, бо та частина світла, що містить інформацію про глюкозу крові в кровоносних судинах, також поглинається шкірою. Це приводить до недостовірного визначення концентрації глюкози в крові. Відомий вимірювач пульсу крові як неінвазивний глюкометр, корпус якого містить дисплей та кнопки керування ним, отвір з поглибленням для встановлення пальця, в якому розміщені інфрачервоний світлодіод та фотоприймач, що приєднані до системи реєстрації. Принцип його роботи оснований на пропусканні через палець інфрачервоного світла та реєстрації фотоприймачем тиску крові пацієнта з наступним обчисленням значення тиску в значення концентрації глюкози крові.

Недолік відомого вимірювача тиску крові як неінвазивний глюкометр виражений в тому, що точність вимірювання концентрації глюкози низька, оскільки подвійне обчислення пульсу та наступний перерахунок на значення концентрації глюкози приводить до зниження точності вимірювання. Внаслідок цього знижується об'єктивна оцінка вимірювання концентрації глюкози в крові людини хворого на діабет. Задача корисної моделі - підвищення точності та спрощення вимірювання концентрації глюкози в крові людини. Вирішення задачі здійснюється тим, що в неінвазивному мобільному глюкометрі, корпус якого містить дисплей та кнопки керування ним, отвір з поглибленням для встановлення пальця, в якому розміщені інфрачервоний світлодіод та фотоприймач, що приєднані до системи реєстрації, всередині отвору встановлено нерухому планку, в якій розміщено фотоприймач, та рухому підпружинену планку, в якій закріплено лазерний або світлодіод, причому фотоприймач виготовлено із напівпровідниковою структурою з хоча б одним р-n-переходом, а система реєстрації приєднана до

системи передачі та прийому вимірюного сигналу через ефір або на комп'ютер лікаря (чи допоміжного персоналу).

В якості фотоприймача використано напівпровідникову структуру хоча б з одним *p-n*-переходом. Переважно застосовується напівпровідникова структура з трьома *p-n*-переходами. Суть роботи корисної моделі заснована на тому, що при вставленні пальця в отвір із заглибленням відстань між лазером та фотоприймачем встановлюється по товщині пальця, при цьому виключається повітряний проміжок, який міг би вносити похибку у вимірювання концентрації глюкози в крові хворого на діабет. Окрім того, при циклічних вимірюваннях ця відстань є постійною. Для вимірювання концентрації глюкози в крові застосовуються лазерні або світлодіоди, які мають значення випромінювання світла з максимумом в спектрі поглинання крові на довжинах хвиль $\lambda=650; 880; 940$ та 1300 нм. Згідно з законом Ламберта-Бера:

$$\frac{I}{I_0} = e^{-k \cdot C \cdot d} \quad (1)$$

де I_0 та I - значення інтенсивності в спектрі поглинання світла до і після встановлення пальця в отвір із заглибленням в корпусі глюкометра відповідно, k - молекулярний коефіцієнт поглинання глюкози крові (залежить від довжини хвилі світла), C - концентрація глюкози крові, d - товщина пальця. Товщина d пальця завжди фіксована, бо відстань між лазерним або світлодіодом та фотоприймачем є постійною, причому занурення пальця в отвір встановлюється глибиною заглиблення і є також фіксованою.

На рис. 1.2 показано загальний вид неінвазивного мобільного глюкометра. В корпусі 1 монітора виконано отвір 2 із заглибиною та кнопки 3 для встановлення параметрів при калібруванні глюкометра з метою керування процесом вимірювання концентрації глюкози крові і кнопку 4 для

пуску вимірювання. Під кришкою корпусу в отворі 2 встановлено нерухому планку 5, на якій закріплено фотоприймач 6. На рухомій планці 7 закріплено лазерний або світлодіод 8. Рухома планка 7 підпружинена пружиною 9 розтягу. Спосіб виконання підпружинення планки 7 може бути виконано і іншим методом. В глибині отвору можливо встановити вмикач для включення глюкометра в дію. Палець встановлюється в отвір між фотоприймачем 6 та лазерним або світлодіодом 8. Планка 7 при цьому розтягується, фіксуючи світлодіод 8 на самому пальці. На рухомій планці 7 можуть бути встановлені декілька джерел світла 8, в яких інтенсивність поглинання світла крові пацієнта припадає на певну довжину хвиль. На рис. 1.3 – блок-схема неінвазивного мобільного глюкометра, до якої входять системи збору, обробки, запам'ятовування, представлення інформації в глюкометрі, передача інформації через ефір на комп'ютер лікаря пацієнта.

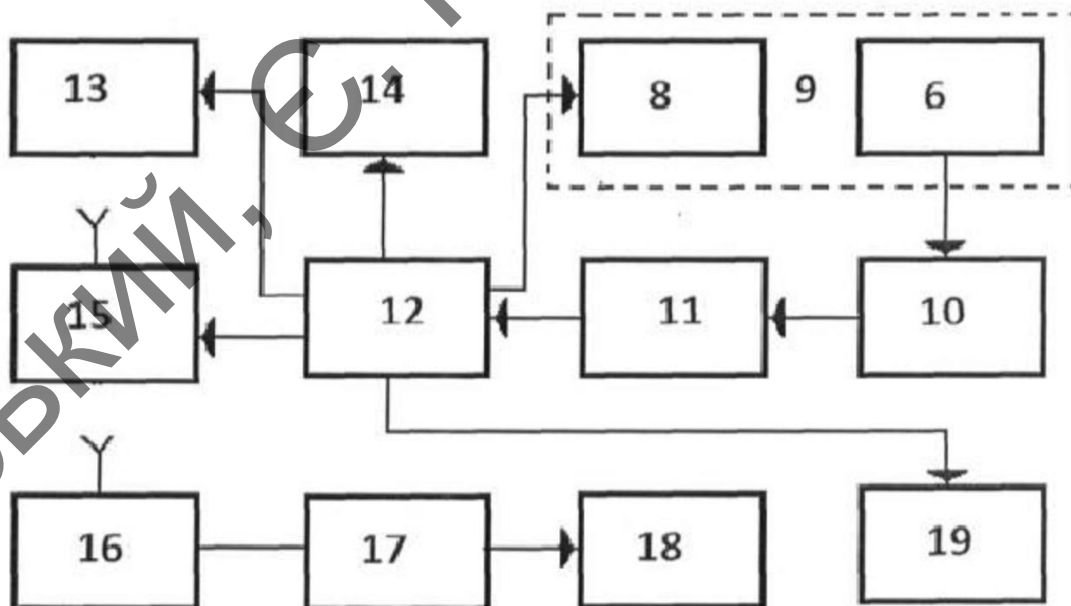


Рисунок 1.3 — Блок-схема мобільного глюкометра

На блок-схемі рис. 1.3 показано оптоелектронний давач 9, що містить лазерний або світлодіод 8 та фотоприймач 6, вихід якого приєднаний до підсилювача 10 сигналу, який подається на аналогоцифровий перетворювач 11, після чого цифровий сигнал подається на мікроконтролер (мікропроцесор) 12. Виходи мікроконтролера 12 зв'язані з входом дисплея 13, блоком 14 аварійного (тривожного) сигналу, з світлодіодом 8. Мікропроцесор 12 обраховує дані, які були зареєстровані фотоприймачем 6 та перетворені в цифрове значення аналого-цифровим перетворювачем 11, порівнює з калібрувальною кривою, яка записана в постійній пам'яті мікропроцесора 12 та видає дані на дисплей 13. На табло дисплея 13 висвічуються графічні та/або алфавітно-нумераційні дані результатів вимірювання. У випадку передачі даних досліджень до лікаря вихід мікроконтролера 12 з'єднано з радіопередавачем 15. Сигнал з радіопередавача 15 через ефір приймається радіоприймачем 16 і через модем 17 дані приходять на комп'ютер 18 лікаря. Можливий варіант, коли сигнал від передавача 15 приходить на приймач 16, що розміщений у сім'ї хворого пацієнта. Інший варіант, коли дані передаються на інсуліновий насос. Передача даних може здійснюватися і через *USB* (або інфрачервоний) порт 19. Керування неінвазивним мобільним глюкометром проводиться за допомогою кнопок 4 запуску програми. Кнопки 3 та 4 можуть бути розміщені і на торцях монітора. Зв'язок глюкометра з комп'ютером лікаря може бути здійснений через порт 19 *USB*. Програма на мобільному пристрою може бути складена так, що керування роботою при вимірюванні концентрації глюкози крові людини може здійснюватися натискуванням однієї кнопки декілька разів. В цьому випадку кнопки 3 та 4 замінюються однією кнопкою. Система обробки знаходиться в корпусі 1 неінвазивного мобільного глюкометра. За допомогою кнопок 3 проводиться керування глюкометром, наприклад, корекція показів та встановлення

параметрів вимірювання. Дисплей неінвазивного глюкометра може містити наступну інформацію: 1) представлене значення концентрації глюкози крові. 2) дата та години, які представляються від мікроконтролера системи реєстрації. 3) сигнал тривоги, що відображає мінімальне і максимальне значення концентрації глюкози крові (не показано). Мікроконтролер 12 також можна запрограмувати для визначення значення калорій споживаного харчу пацієнтом та іншу інформацію, необхідну для пацієнта. Неінвазійний мобільний глюкометр працює таким чином. Інфрачервоне світло від джерела (лазерного або світлодіода) 8 попадає на фотоприймач 6, який реєструє значення фотоелектрорушійної сили (фотоерс) без об'єкта дослідження. Величина фотоерс має позитивне значення, яке служить, наприклад, для індикації працездатності батарей живлення основних вузлів електроніки (при відсутності біологічного об'єкта між парою лазерний або світлодіод 8 - фотоелемент 6 видає на виході фотоелектрорушійну силу (фотоерс) із значенням більше 180 мВ). Якщо це значення знижується, то електронна система видає повідомлення, що необхідно заряджати батарею. На дисплеї в корпусі 1 глюкометра розряд батареї відображається відповідним значком. Неінвазивний мобільний глюкометр можна застосувати як систему неперервного вимірювання рівня глюкози в крові пацієнта [2].

1.2.3 Патент на корисну модель №77075. Неінвазивний монітор.

Неінвазивний монітор для визначення концентрації глюкози крові, що містить оптично зв'язані інфрачервоне джерело світла та фотоприймач і електронну систему реєстрації, який відрізняється тим, що як фотоприймач використано напівпровідниковий бікристал із структурою $n-p-n$ типу, що містить зернисту межу в p -області, а електронна система реєстрації містить систему обробки результатів вимірювання, при цьому вхід системи

приєднаний до фотоприймача, а вихід - до блока збереження інформації, виходи якого електрично зв'язані з блоком мінімального та максимального значень рівнів концентрації глюкози, і блок відображення інформації, що з'єднаний з блоком установки значень рівнів концентрації глюкози крові.

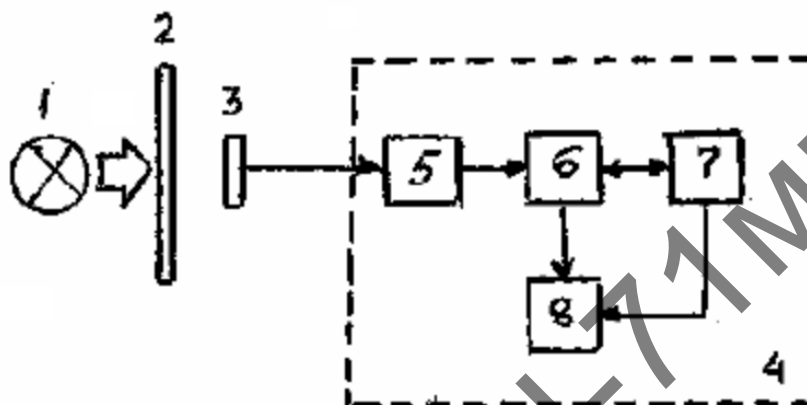


Рисунок 1.4 — Неінвазивний монітор

Суть винаходу основана на тому, що напівпровідниковий бікристал із зернистою межею в області в структурі $n-p-n$ -типу при попаданні на нього світла із енергією фотонів меншою за ширину забороненої зони напівпровідника реєструє інтенсивність світла із зміною додатного значення електрорушійної сили від n -області через нульове значення в p -області до від'ємного значення в іншій n -області. На рис. 1.4 представлена блок-схема неінвазивного монітору для визначення концентрації глюкози в крові. Неінвазивний монітор для визначення концентрації глюкози в крові містить інфрачервоне джерело 1 світла, об'єкт 2 дослідження, фотоприймач 3 із структурою $n-p-n$ -типу та електронна система 4, яка складається із системи 5 обробки результатів вимірювання концентрації глюкози, блока 6 збереження інформації, блока 7 установки мінімального та максимального значень рівнів концентрації та блока 8 відображення інформації. Неінвазивний монітор для визначення концентрації глюкози в крові працює таким чином. Інфрачервоне

світло від світлодіода 1 попадає на фотоприймач 3, який реєструє значення електрорушійної сили крізь об'єкт дослідження 2. Електронна система 4 обробляє це значення. Для цього зареєстровані значення концентрації глюкози опосереднюються в блоці 5 системи 4, зберігаються в пам'яті блоку 6 та відображаються в блоці 8. В блоці 7 встановлюються мінімальне та/або максимальне значення концентрації глюкози пацієнта. Після встановлення об'єкту 2 дослідження, наприклад, мочку вуха, між джерелом світла та фотоприймачем система записує значення електрорушійної сили за певний проміжок часу з вибраною частотою слідування імпульсів, усереднює ці значення і після цього середнє значення показується на дисплеї концентрацію глюкози в об'єкті дослідження. Бікристал представляє собою прилад, який дискримінує прямий та зворотній напрямок, з крайньою високою просторовою фоточутливістю. Поскільки обидва p - n -переходи розділені один від одного тільки дуже вузьким дислокаційним рядом, інжектвані носії понижують бар'єр на одному боці і підвищують його на іншому. Оскільки переважну роль в розділенні носіїв грає більш високий бар'єр, в структурах з зернистою структурою струм інжекції дає більший квантовий вихід в порівнянні із звичайними структурами n - p - n та p - p - p . При наявності зовнішньої напруги повний потенціал зліва від бар'єру рівний сумі цієї напруги та власного потенціалу бар'єру. У випадку світлової інжекції, коли енергія фотонів менша від ширини забороненої зони, наприклад, германію, але більша 0,42 eV, електрони можуть підніматися на цей рівень із валентної зони, створюючи при цьому дірки. Таким чином властивістю такої структури є сильно локалізована фоточутливість. Бар'єр зерен діє як стік дірок, струм змінює свій напрямок, коли світловий потік змінює своє положення відносно бар'єру. Технічна ефективність неінвазивного монітору для визначення концентрації глюкози крові визначається високочутливим

фотоприймачем із $n-p-n$ структурою, в якого p -область виконана у вигляді зернистого бар'єру [3].

КИЇВСЬКИЙ, Є. Г. РІ-71МП, 2018

2 РОЗРОБКА ТА ПРИНЦИП РОБОТИ СИСТЕМИ БЕЗПЕРЕРВНОГО МОНІТОРИНГУ РІВНЯ ГЛЮКОЗИ У КРОВІ ЛЮДИНИ

В даному розділі проведено розробку та дослідження системи моніторингу цукру в крові людини, описано основні принципи роботи та розроблено програму для забезпечення роботи всієї системи.

2.1 Розробка та опис системи

Авторами розроблено систему для безперервного моніторингу рівня глюкози у крові людини, яка надає можливість постійно та безконтактно визначати рівень цукру у крові людини. Головною перевагою є те, що з'єднання організоване за допомогою технології *BLE*, що дає змогу зручно знімати показники.

Функціональна схема дослідження наведена на рис. 2.1 і включає в себе безпосередньо глюкометр, який кріпиться на тіло людини та мобільний пристрій на операційній системі *iOS*. Обробка результатів вимірювання проводиться мобільним пристроєм або на персональному комп'ютері, передавши дані через мережу інтернет.

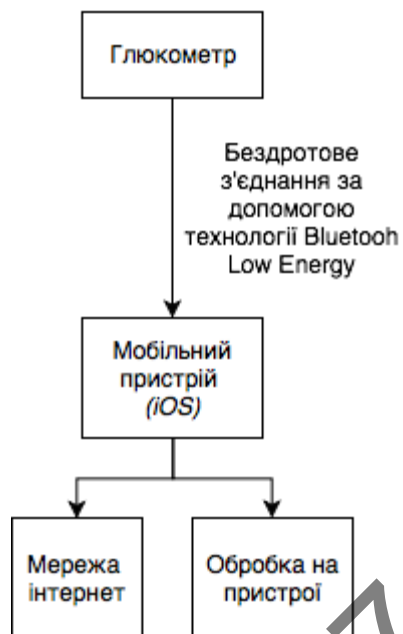


Рисунок 2.1 — Схема роботи системи безперервного моніторингу

Схема пристрою функціонує наступним чином. Глюкометр, що закріплений на тілі людини, неінвазивно знімає показник значення рівня глюкози у крові людини (у ммол/л або мг/дл). Значення цукру передає по протоколу *BLE* на мобільний пристрій у восьмирічній системі, де із цього числа отримуємо значення рівня глюкози. Всі показники зберігаються у локальній базі даних на пристрої і можуть бути оброблені безпосередньо на пристрої і представлені у виді графіків, діаграм, залежностей тощо, також дані можуть бути завантажені у мережу інтернет, де будуть оброблені іншими прикладними програмами.

2.2 Налаштування з'єднання

Технологія BLE дозволяє пристроям на операційній системі iOS спілкуватися з пристроями, які також використовують цю технологію. Наприклад, за допомогою додатків можна знаходити, досліджувати та взаємодіяти з периферійними пристроями з низьким рівнем енергії, такими

як пристрій для моніторингу серцебиття, цифрові термостати та насамперед з неінвазивним глюкометром що використовується.

Є два основних ”гравці”, які беруть участь в усіх Bluetooth-комунікаціях з низькою енергією: центральний і периферійний. На основі традиційних архітектур клієнт-сервер, периферія зазвичай має дані, які потрібні іншим пристроям. Центральний використовує інформацію, що надсилається периферійними пристроями, для виконання певного завдання. Як показано на рис. 2.2, монітор серцевого ритму може мати корисну інформацію, яка може знадобитися iOS-приладу для відображення частоти серцебиття користувача зручним способом.

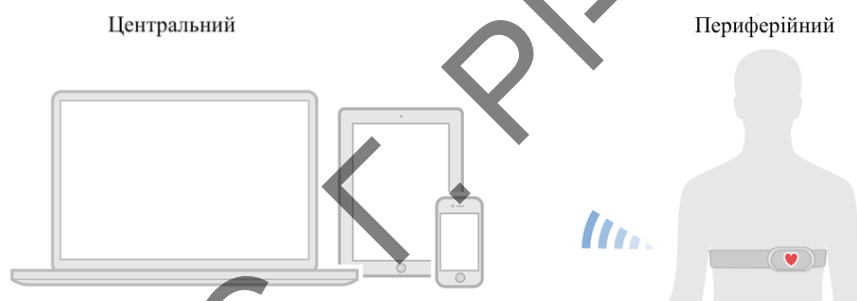


Рисунок 2.2 — Центральний і периферійний пристрій

Метою підключення до периферії, в основному, є взаємодії з даними, які вона може запропонувати. Перш ніж підключитись і взаємодіяти, необхідно зрозуміти структуру даних периферійних пристроїв.

Периферійні пристрої можуть містити одне або декілька сервісів або надавати корисну інформацію про потужність їхнього сигналу. Сервіс - це сукупність даних та пов'язаних із ними режимів поведінки для виконання функції або інформація про функції пристрою (або частин пристрою).

Наприклад, одним із сервісів контролю серцевого ритму може бути виявлення даних серцевого ритму з давача серцевого ритму.

Самі сервіси складаються з елементів “характеристик” або включених сервісів (тобто посилань на інші сервіси). Характеристика надає додаткові подробиці про обслуговування периферійних пристроїв. Наприклад, сервіс серцевого ритму, який був описаний вище, може містити одну характеристику про те, де саме має розміщуватись давач, а іншу про, безпосередньо, значення ритму серця. На рис. 2.3 показано одну з можливих структур сервісів і характеристик монітору ритму серця. Тобто, периферійний пристрій, в цілому, надає сервіс який, згідно документації Bluetooth, називається сервіс ритму серця і має в собі “характеристики” з назвами “показник ритму серця” та “розміщення давача”.

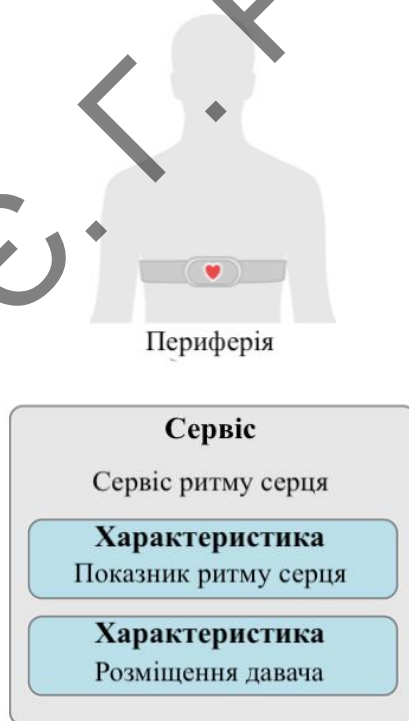


Рисунок 2.3 — Характеристики та сервіси периферії

Після того, як центральний пристрій успішно встановив зв'язок із периферійним пристроєм, він може виявити весь спектр сервісів і характеристик, які периферійна система може запропонувати (дані можуть містити лише частину доступних сервісів).

Центральний пристрій може також взаємодіяти з сервісами периферійних пристроїв, читаючи або пишучи значення характеристики цього сервісу. Наприклад, за допомогою додатку можна запитати про значення температури у кімнаті з термометра, або задати цю саму температуру за допомогою ПП [4].

2.3 Принцип дії глюкометра

Шкіра складається з декількох різних шарів, як показано на рис. 2.4. Верхній шар шкіри - роговий шар епідермісу, що складається з мертвих кератинуваних клітин, а потім живий епідерміс і сполучна тканина дерми. Підшкірна тканина складається з основного жирового шару та м'язів. Дерму можна поділити на три різних шари: верхні судинні сплетення, ретикулярна дерма та глибоке судинне сплетіння. Епідерміс не має власної судинної системи. Об'ємна частка, зайнята кровоносними судинами в дермі, знаходиться в діапазоні від 1 до 20% і зосереджена у верхньому та глибокому судинному сплетіннях

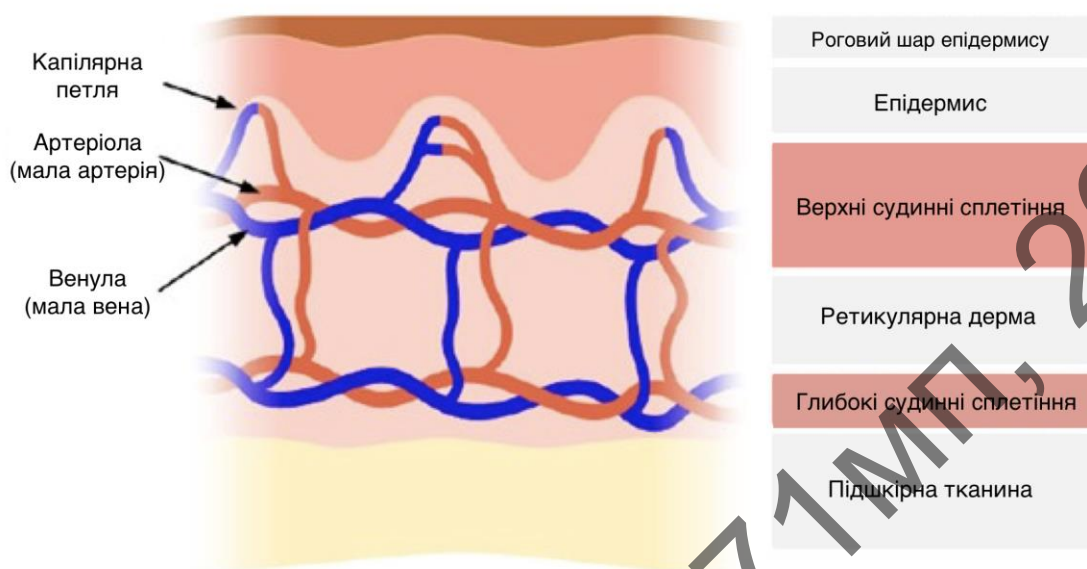


Рисунок 2.4 — Будова шкіри людини

Розроблюваний неінвазивний глюкометр є оптичним перетворювачем, який використовує світло на змінних частотах для відстеження глюкози. Він використовує різні властивості світла для взаємодії з молекулами глюкози, повертаючи деяку оптичну властивість, пропорційну концентрації глюкози. Цей оптичний датчик контролює зміни глюкози в шкірній крові; отже, світло повинне проникати принаймні через епідерміс, щоб досягти васкуляризованих відсіків дерми.

Пучок світла взаємодіє по-різному, коли проходить через багат шарову тканину, подібну до шкіри. Частина променя відбивається роговим прошарком, інша частина поглинається тканиною, а решта розсіюється (тобто вона відхиляється від прямої траєкторії) і дифундується в декілька різних напрямків. На рис. 2.5 показана загальна схема, яка узагальнює різні види взаємодії світла зі шкірою.

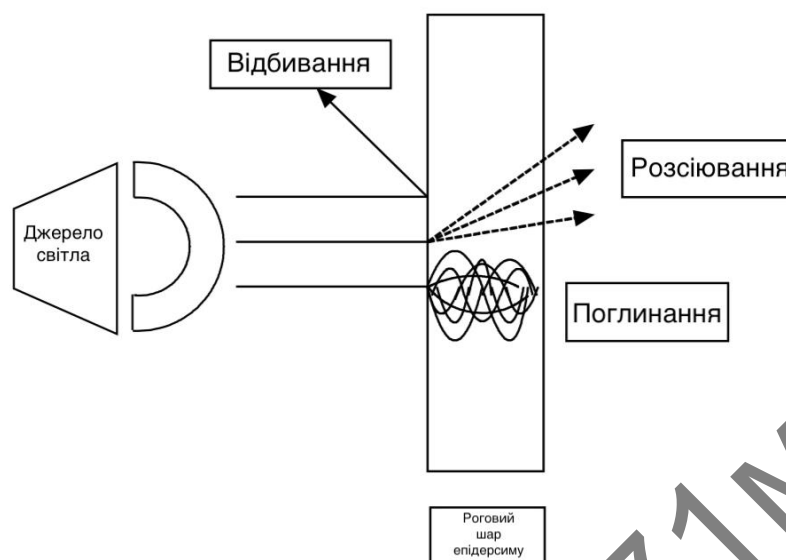


Рисунок 2.5 — Оптичні процеси в шкірі при впливі світла

Спектроскопія аналізує оптичні властивості світла по відношенню до довжини хвилі випромінювання. Спектроскопія також забезпечує точний аналітичний метод виявлення компонентів (та їх концентрації) у матеріалах, що мають невідомий хімічний склад, оскільки кожна речовина має характерні спектри, які можна інтерпретувати як "відбиток" цієї речовини. В основі глюкометру лежить метод, що називається інфрачервона абсорбційна спектроскопія, який базується на явищах поглинання. Зміни концентрації глюкози можуть впливати на коефіцієнт поглинання тканин [5]. Цей принцип спектроскопії використовує світло в ближньому інфрачервоному діапазоні (800-2000) нм. Специфічні спектри обираються з метою мінімізації фонового поглинання, зокрема води. Світло на цих довжинах хвилі проходить через роговий шар і епідерміс в підшкірний простір, що дозволяє вимірювати в глибоких тканинах (в межах від 1 до 10 мм глибини). Факторами, які можуть заважати вимірюванню глюкози, є всі змінні, які впливають на коефіцієнт поглинання, наприклад артеріальний тиск, температура тіла та

гідратацію шкіри. Помилки також можуть виникнути через зміни навколишнього середовища, такі як зміна температури, вологості, двоокису вуглецю та атмосферного тиску. Коефіцієнт поглинання глюкози в даному діапазоні є низьким і набагато меншим, ніж у води, зважаючи на велику різницю в їхній концентрації. Таким чином, при цій вимірах слабкі спектральні зони глюкози не тільки перекриваються з більш сильними смугами води, але і з такими молекулами, як гемоглобін, білків та жирів [6]. Зміни в глюкозі можуть впливати на процес вимірювання також іншими непрямими способами: наприклад, гіперглікемія викликає підвищену перфузію (пропускання крові), яка впливає на спектр і може розглядатися як фактор, що заважає. Таким чином, світло, відбите від шкіри діабетичного пацієнта, може відрізнитися від світла у здорового суб'єкта при однаковому рівні глюкози [7].

2.4 Розробка програмного забезпечення для мобільного пристрою

Для розробки програмного забезпечення (Додатку) необхідно обґрунтувати і вибрати мову програмування, інструменти для розробки. Також необхідно визначити основні методи обробки, зберігання та відображення інформації отриманої з глюкометра.

Вихідний код ПЗ повинен бути простим для перевикористання і масштабування. Код має бути добре закоментований і має слідувати всім останнім парадигмам проектування ПЗ.

Середою розробки автором було обрано *Xcode*, який включає в себе більшу частину документації розробника від компанії *Apple* і *Interface Builder* - компонент, що використовується для створення графічних інтерфейсів [8].

Для створення ПЗ такого типу використовується об'єктно-орієнтовані мови програмування націлені на обробку інформації на мобільному пристрої.

Такий підхід накладає певні обмеження, такі як:

- вся логіка обробки інформації відбувається на пристрої;
- складні розрахунки необхідно оптимізувати;
- виконання коду має бути оптимізоване, тобто складність алгоритмів має бути найменшою, наскільки це можливо;
- необхідно економити ресурс батареї живлення.

Такий підхід дає можливість максимально мінімізувати використання складних операцій на ПК, а всі складні розрахунки виконувати на сервері,

В таблиці 2.1 приведені мови програмування, якими володіє автор дисертації, та подані мови, на яких може розроблюватися ПЗ. Майже усі параметри в табл. 2.1 градуюються від 1 до 5, де 1 — найгірший випадок, а 5 — найкращий (найлегший) випадок з точки зору автору.

Таблиця 2.1 — Вибір мови програмування для створення ПЗ

Мова програмування	Швидкість роботи	Складність створення	Рівень знання автором
<i>Swift</i>	5	4	5
<i>Objective-C</i>	3	4	4
<i>Xamarin</i>	1	2	2

Для створення ПЗ було обрано Swift, багатопарадигмову компільована мова програмування.

Основні переваги які надаються під час написання ПЗ на Swift:

- Просте створення, використання, та звільнення динамічної пам'яті (автоматичний підрахунок посилань на об'єкти);

- Нова мова, яка реалізує останні методи програмування (замикання, лямбда-вирази, кортежі, словникові типи, швидкі операції над колекціями, елементи функціонального програмування);
- Доступ до всіх вбудованих бібліотек для iOS;

Для роботи з базою даних було обрано стандартну бібліотеку Core Data, яка працює з базою даних SQLite. Ця бібліотека дозволяє зручно працювати з базою даних, робити міграцію, серіалізувати і десеріалізувати дані, що будуть приходити з глюкометра у виді шістнадцяткових чисел.

Основною проблемою, яку необхідно вирішити є виконання обробки, обчислення і зберігання інформації одночасно, що може помітно уповільнити швидкість роботи додатку. Для вирішення цієї проблеми загалом необхідно виділити всі важкі підрахунки і обробку з головного потоку. Головний потік має найбільш відповідну роль – він займається демонстрацією кінцевого результату для користувача, а саме, відображає кінцевий екран на мобільному пристрої. Саме тому, кожна зайва операція може створити певні проблеми, а саме гальмування інтерфейсу.

Для реалізації обробки даних необхідно використати потужні інструменти, які надає мова програмування *Swift* і середовище *iOS* загалом.

Одним із ключових інструментів *Swift* є багатопоточність. Як відомо, у будь якого обчислювального пристрої, є центральний процесор. Технічно процесор може виконувати лише одну операцію за один раз - один раз на такт процесора. Багатопоточний процесор дозволяє процесору створювати одночасні потоки, між якими процесор “переключається”, тож одночасно можуть виконуватися декілька завдань рис. 2.6. Створюється враження, що обидва потоки виконуються одночасно, тому що процесор швидко перемикається між їх виконанням. Користувач смартфона або персонального комп'ютера не помічає цих перемикань, оскільки вони відбуваються дуже швидко.

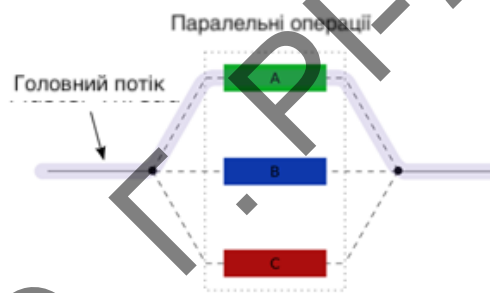


Рисунок 2.6 — Принцип роботи багатопоточності

На операційній системі *iOS* інтерфейс користувача завжди має свій потік. Коли завантажується файл з Інтернету або виконується складне завдання, користувальницький інтерфейс залишається рівним. Це відбувається тому, що iPhone перемикається між рендерингом та швидким завантаженням файлів, доки обидва завдання не будуть завершені. Цілком достатньо сумісної потужності центрального процесора, яка дозволяє рендерити екран та завантажувати файл, роблячи це не послідовно послідовно [9].

Для управління потоками використовують черги з операцій. Черги можуть бути:

Послідовними, коли системи очікує завершення операції, яка була перша в черзі рис 2.7. Послідовні черги (також відомі як приватні черги доставки) виконують одну операцію одночасно в тому порядку, в якому вони додаються до черги. Наразі, кожна операція виконується на окремій “гілці”, яка керується чергою відправлення. Послідовні черги часто використовуються для синхронізації доступу до певного ресурсу.

У *iOS* є можливість створити стільки серійних черг, скільки потрібно, і кожна черга може виконуватись одночасно з іншими чергами. Іншими словами, якщо ви створюєте чотири черги, кожна черга виконує лише одне завдання одночасно, але до чотирьох завдань може виконуватись одночасно, по одному на кожній з черг.

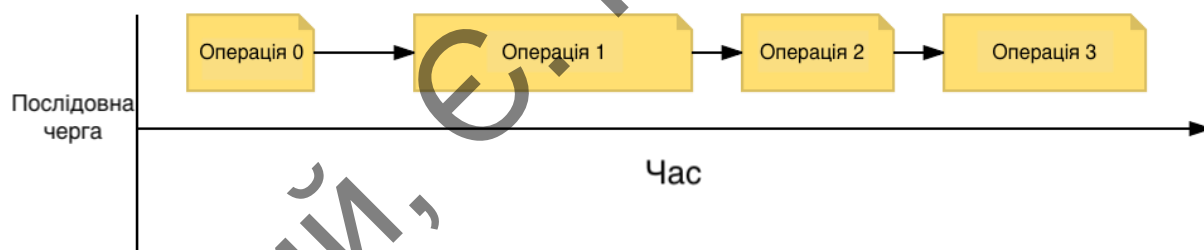


Рисунок 2.7 — Послідовна черга

Паралельні черги можуть виконувати одну чи більше операцій одночасно, але операції в будь-якому випадку будуть починатись в тому порядку, в якому вони були додані до черги. Операції, що виконуються в даний момент, виконуються на окремих потоках, керованих чергою відправлення. Точне число операцій, що виконуються в будь-якій точці, є змінними і залежить від системних умов (рис. 2.8).

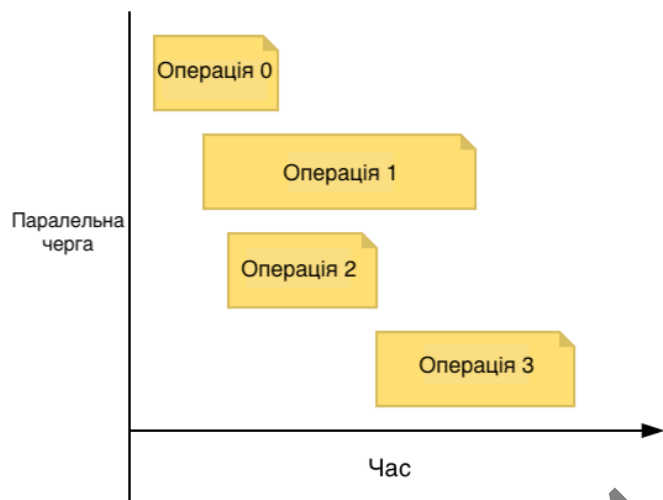


Рисунок 2.8 — Паралельна черга

А також існує основна черга - загальнодоступна серійна черга, яка виконує завдання в основному потоці програми. Ця черга працює з циклом виконання програми. Оскільки ця черга працює на основній гілці програми, ця черга часто використовується як ключова точка синхронізації для програми.

3 МОДЕЛЮВАННЯ МЕТОДІВ ОБРОБКИ ДАНИХ ТА ВИБІР ОПТИМАЛЬНОГО МЕТОДУ

3.1 Методи обробки даних

Для вибору методу обробки інформації, отриманої з глюкометра, першочергово необхідно визначити проблеми, які виникають, і метрики, за якими буде оцінено ці методи. Кінцевим результатом роботи системи має бути представлення результатів збору даних, що демонструють рівень глюкози у крові людини, для цього необхідно зробити такі кроки:

- встановити з'єднання мобільного пристрою з глюкометром;
- отримати рівень глюкози у форматі шістнадцятоквих чисел;
- перевести шістнадцяткові числа у необхідні типи (наприклад Int, String і т.п.);
- з необхідних типів зібрати користувацькі структури даних (*Record, Timestamp*);
- закодувати користувацькі структури і зберегти їх у базі даних телефону;
- відобразити дані користувачу у вигляді таблиць, графіків або діаграм.

Визначимо методи отримання і обробки інформації:

- монопоточний метод - виконання всіх операцій по обробці і представленню в одному потоці, тобто кожна операція буде виконуватись послідно одна за одною [10];
- метод виділення логічних модулів - компонування операцій по типу і виділення потоку для кожного типу [11];

- ітеративний метод – запропонований автором метод за допомогою якого отримання і обробка інформації розподіляється на певні ітерації, а саме, весь масив даних ділиться на одиниці даних і всі операції виконуються одночасно над цією одиницею.

Для вирішення цієї задачі буде використане ПЗ, що було реалізоване автором виконане за останніми стандартами проектування ПЗ.

3.2 Визначення критеріїв ефективності методів для обробки отриманої інформації

Для визначення критеріїв необхідно зрозуміти основні вимоги для досягнення кінцевого результату, тобто представлення обробленої інформації користувачеві:

- час, який користувач буде очікувати від моменту відправки інформації з глюкометру до відображення на мобільному пристрої;
- швидкість рендерингу інтерфейсу (еталон - 60 FPS);
- залежність від об'єму даних.

3.3 Тестування методів

Для досліджень використано мобільний телефон - *iPhone 7*. Кожне дослідження проводиться за такою послідовністю:

1. Встановлення з'єднання (дуже швидка операція, тому не беремо у розрахунки);
2. Відправка масиву даних з 100 значень;
3. Отримання і обробка;
4. Зберігання в базу даних;
5. Відображення на дисплеї.

3.3.1 Монопоточний метод

Це найпростіший метод реалізації для розробника. Це пов'язано з тим, що головний потік послідовний і не потрібно займатися синхронізацією серед потоків, завжди вся інформація актуальна.



Рисунок 3.4 — Монопоточний метод

Натомість, ми отримуємо дуже низьку продуктивність, через те що користувачу необхідно очікувати поки всі операції по обробці будуть виконані, а також отримуємо низьку швидкість рендеренгу рис. 3.5.

На переведення шістнадцятьоквих чисел у користувацькі структури було затрачено 12.3 секунди, на доступ і збереження у базу даних - 6.4 секунд, при цьому весь цей час, який становить 18.7 секунд, користувацький інтерфейс був повністю заблокований, через те що головний потік (а тобто потік на якому працює інтерфейс) був зайнятим операціями по обробці.



Рисунок 3.5 — Швидкість рендерингу

Тому, роблячи висновок по цьому методу, відмітимо, що цей метод являється найпростішим для використання, всі операції виконуються одна за одною. Але ми блокуємо інтерфейс на час обробки, що є неправильним. Якщо користувач не синхронізував дані з глюкометра з мобільним пристроєм протягом тижня, то при синхронізації необхідно обробити близько 700 значень, що призведе до очікування близько 2.5 хвилин.

3.3.2 Метод виділення логічних модулів

Цей метод (рис 3.6) найскладніший для реалізації, через те, що необхідно задіяти декілька потоків. Наявність декількох потоків у додатку веде до потенційних проблем щодо безпечного доступу до ресурсів з декількох потоків. Два потоки, що модифікують один і той самий ресурс, можуть взаємно завадити одне одному ненавмисно. Наприклад, один потік може перезаписати чужі зміни або привести програму до невідомого та потенційно недійсного стану. Також, пошкоджений ресурс може спричинити очевидні проблеми з продуктивністю або збої, які відносно легко відстежувати та виправляти. Однак, часто бувають випадки коли пошкоджені дані спричиняють не явні помилки, які змушують витратити багато часу на їх пошук. Для того, щоб синхронізувати потоки мова програмування Swift має декілька методів:

- атомарні операції, ті операції які робляться за один такт процесора;
- блокування, тобто є можливість заблокувати якусь змінну для одного потоку, поки він не виконає необхідні операції над цією змінною;
- бар'єри пам'яті, які вишиковують операції у правильному порядку;

В даному методі, було використано блокування, яке є одним з найвживаніших механізмів синхронізації в інформатиці, що забезпечує ексклюзивний доступ до спільного серед потоків ресурсу. У мові програмування *Swift* є доступ до класу *NSLock*, яке підтримується стандартним *API* від *Apple*.

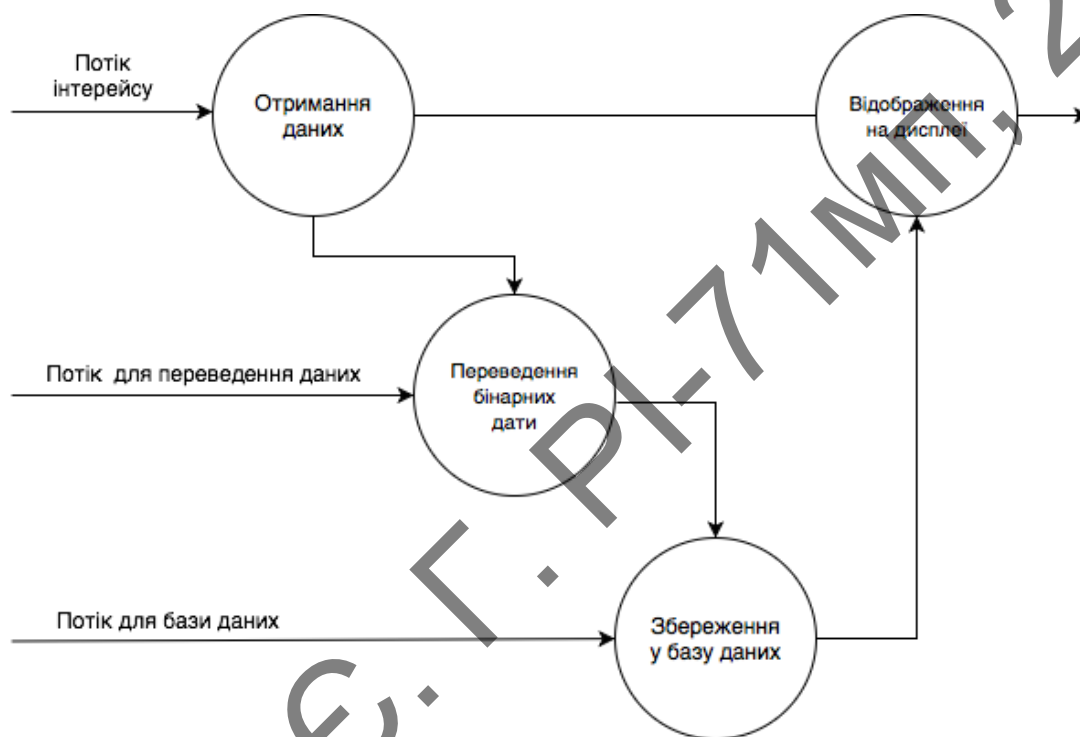


Рисунок 3.6 — Метод виділення логічних модулів

Основною ідеєю цього методу є винесення операцій у різні потоки, а саме спочатку, в одному потоці буде переведено шістнадцятькові числа у користувацькі, потім буде виділено потік під доступ і збереження у базу даних. Винесення всіх операцій по обробці і обрахунках у побочні потоки дає змогу розгрузити головний потік, який відповідає за рендеринг інтерфейсу.

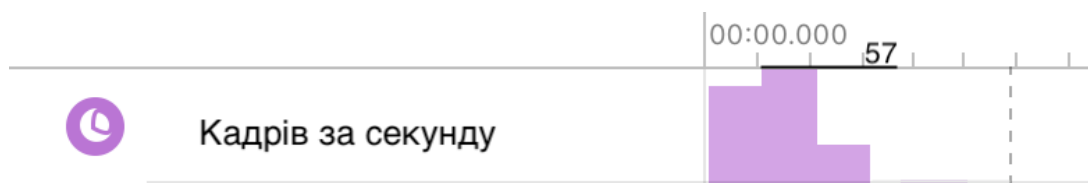


Рисунок 3.7 — Швидкість рендерингу

За рахунок цього ми добились того, що інтерфейс не буду блокуватись під час обробки і ПП буде доступний. Натомість, швидкість отримання даних на екрані після їх обробки залишиться така сама, але *FPS* зростає до 55-57 (рис. 3.7).

3.3.3 Ітеративний метод

Суть цього методу (рис 3.8) полягає у тому, щоб визначити “порцію” даних і ітеративно виконувати всі операції по обробці та відображенню над кожною “порцією”. В цьому методі також присутня проблема синхронізації даних, яка також вирішена за допомогою блокувань. Під порцією будемо розуміти одиницю даних з глюкометра. Тобто, отримавши всі дані з глюкометра, буде необхідно спочатку перевести з шістнадцятькових чисел, а потім зберегти і одразу відобразити одне значення і потім повторити цей цикл стільки разів скільки елементів у масиві даних.

Спочатку, встановлюється зв'язок з глюкометром та надсилається масив з 100 значень. При прийомі даних, на одне значення з масиву виділяється один потік, який одразу переводить с шістнадцятькової системи у необхідні типи даних та зберігає у базу даних, це займає долі секунди. Після всіх операцій по збереженню і обробці дані відображаються на екрані мобільного пристрою.

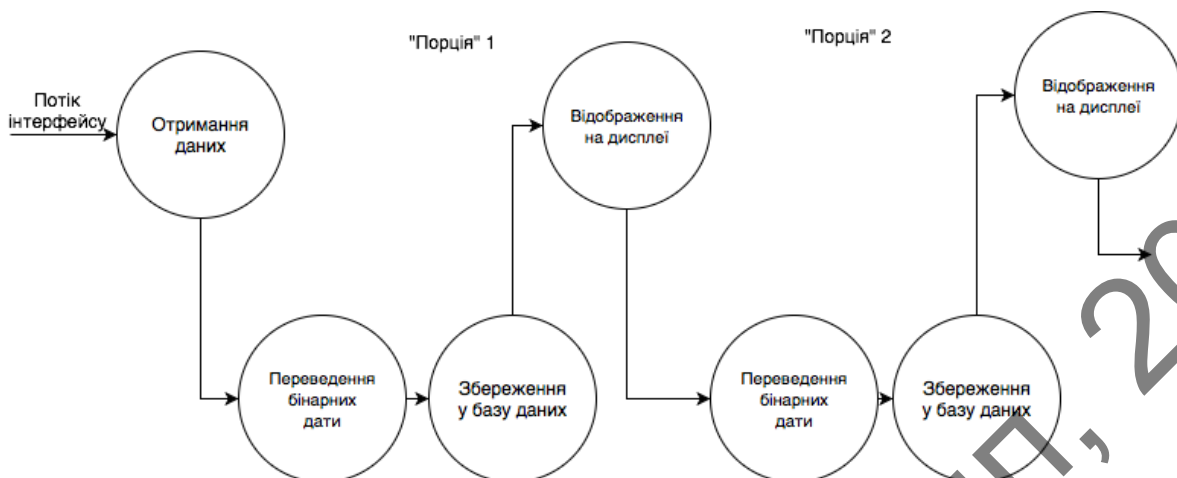


Рисунок 3.8 — Ітеративний метод

За допомогою цього методу було досягнуто майже моментальне відображення даних при їх отриманні, що значно покращує відгук інтерфейсу користувача і самої програми загалом.

3.4 Вибір методу для обробки даних

Отже, за допомогою інструментів мови програмування *Swift*, було виконано операції по обробці даних різними методами. Результати дослідження представлено у таблиці 3.1.

Таблиця 3.1 — Результати дослідження методів обробки.

Назва методу	<i>FPS</i>	Швидкість до відображення даних	Складність реалізації	Навантаження ЦП, %
Монопоточний	34	18,7	найнижча	75

Виділення логічних модулів	~55-57	16,9	найвища	62
Ітеративний	~55-57	Долі секунди	середня	43

Було визначено, що “Монопоточний метод” найпростіший для реалізації, але має ряд недоліків таких як:

- перевантажений головний потік, через що повільно відбувається рендеринг інтерфейсу;
- всі операції виконуються послідовно;
- не використовується можливий ресурс пристрою і можливості мови програмування.

Наступним методом для дослідження було обрано “Метод виділення логічних модулів”, який набагато продуктивніший за монопоточний, але також містить деякі недоліки, а саме:

- операції, також, виконуються послідовно, але на іншому потоці, що розвантажує головний;
- постає велика проблема з синхронізацією даних.

Зробивши висновки по недоліках, які були визначені у перших двох методах, було запропоновано і реалізовано “Ітеративний метод” який інтегровано у раніше реалізоване програмне забезпечення. Цей метод значно прискорив обробку (долі секунди) і відображення даних (~55-57 FPS), через те що була задіяна більша кількість потоків, а саме під кожен ітерацію – свій потік. Також цей метод значно зменшив навантаження (до ~43%) на

центральний процесор мобільного пристрою, що в свою чергу зменшило використання батареї.

КІЇВСЬКИЙ, Є. Г. РІ-71МП, 2018

4. ПРОГНОЗУВАННЯ ПОКАЗНИКІВ РІВНЯ ЦУКРУ У КРОВІ ЛЮДИНИ

4.1 Алгоритм прогнозування показників

Для прогнозування отриманих даних з неінвазивного глюкометра було обрано регресійну модель методом найменших квадратів [12]. Коефіцієнт кореляції (показник залежності між двома змінними) непараметричний і лише вказує на те, що дві змінні асоціюються один з одним. Така регресійна модель дає змогу досліджувати двовимірне та багатовимірне співвідношення між змінними. Також регресійний аналіз дозволяє знайти середні відношення, які можуть бути не очевидними.

Для оцінки регресійних функцій можуть використовуватися інші методи, у тому числі генералізований метод моментів та оцінка максимальної правдоподібності, але вони вимагають більшої математичної складності та більшої обчислювальної потужності. Через те, що обчислення будуть відбуватися на мобільному пристрої, що накладає обмеження у обчислювальній потужності, було обрано модель методом найменших квадратів. Важливо, що, використовуючи квадратні залишки, можливо уникнути позитивних та негативних залишків, які компенсують один одного, і знайти лінію регресії, яка максимально наближається до спостережених точок.

Розглянемо особливості даної моделі, де значеннями Y виступають значення рівня глюкози зняті з неінвазивного глюкометра, а X це значення часу в який було знято рівень глюкози. Лінія регресії включає в себе об'єкти вибірки Y та X :

$$Y = \beta_0 + \beta_1 X, \quad (4.1)$$

де β_0 і β_1 - параметри лінії регресії.

Середнє значення передбачених параметрів Y' дорівнює середньому значенню фактичних параметрів Y :

$$Y'_{\text{сер.}} = Y_{\text{сер.}} \quad (4.2)$$

Приймемо, що різниця ε_i між спостережуваним значенням та оцінкою значення досліджуваної величини не корелюються з передбаченим Y :

$$\sum_{i=1}^n (Y_i - Y')\varepsilon_i = 0, \quad (4.3)$$

де n – кількість спостережень.

Різниці ε_i можуть не корелюватись з спостереженими значеннями незалежної змінної, тобто

$$\sum_{i=1}^n \varepsilon_i X_i = 0. \quad (4.4)$$

Для реалізації представленого алгоритму необхідно обґрунтувати і обрати інструменти його реалізації. Вихідний код реалізації алгоритму має бути простим для користування і вдосконалення, тому середою розробки автором було обрано *Jupyter*.

Для створення ПЗ такого типу використовується об'єктно-орієнтована мова програмування, що націлені на аналіз даних та обробку файлів з даними.

В таблиці 4.1 приведені мови програмування, якими володіє автор дисертації, на яких може розроблюватися ПЗ. Оцінка “якості” мов була проведена автором за такими критеріями: рівень можливостей (автора), швидкість обробки, складність створення програми. Всі критерії градуюються від 1 до 5, де 1 — найгірший випадок, а 5 — найкращий (найлегший) випадок з точки зору автора.

Таблиця 4.1 — Вибір мови програмування для створення ПЗ

Мова програмування	Швидкість обробки	Складність створення	Рівень можливостей
<i>R</i>	3	3	1
<i>Python</i>	4	5	5
<i>C++</i>	5	2	3
<i>Java</i>	3	3	3

Для створення ПЗ було обрано мову *Python*. Основні переваги, що надаються під час написання програми на *Python*:

- просте створення, використання та звільнення динамічної пам'яті;
- велика кількість вбудованих бібліотек і функцій для роботи з зображеннями та великими масивами даних (таких як *numpy* і *pandas*, і тому подібні)[13, 14];
- можливість роботи у програмному середовищі *Jupyter*, що дає змогу швидко і зручно візуалізувати результати[15];
- одна з лідуєчих позицій даної мови в області аналізу даних [16];
- можливість розділення ПЗ на клієнт-серверну систему за допомогою одного з найпопулярніших інструментів *Flask*[17].

4.2 Дослідження і прогнозування даних, знятих з глюкометра

Для прогнозування було обрано регресійну модель методом найменших квадратів, а також тестовий набір даних, що був взятий з публічного ресурсу [18]. Прогнозування рівня глюкози у крові людини (норма 59-99 мг/дл), дасть змогу передчасно попереджувати хворого про

гіпоглікемічний стан. Дані були зняті з глюкометра в режимі реального часу за допомогою давача CGM (безперервний моніторинг глюкози).

Реалізувавши алгоритм регресії та обробивши дані, які цей алгоритм може використовувати, застосуємо його на найменшому серед розглянутих відрізка часу у 200 хвилин і побудуємо графік прогнозованих і реальних результатів рівня глюкози у крові людини за визначений час (див. рис. 4.1):

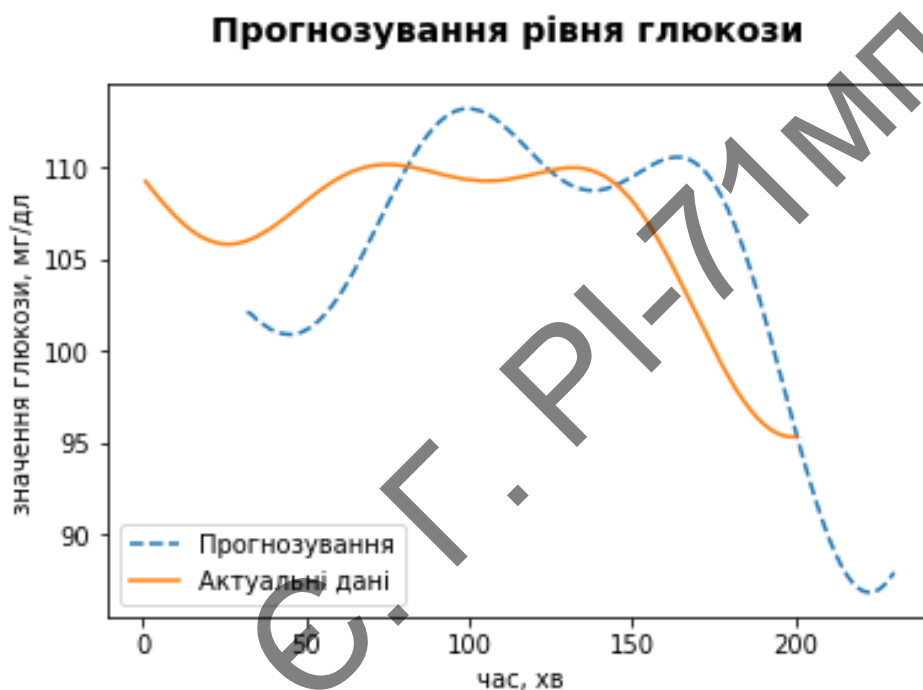


Рисунок 4.1 — Прогнозування на відрізку часу в 200 хвилин

Як видно на графіку, модель передбачила два різкі стрибки рівня глюкози на 100ій і 165ій хвилині, але в реальності ці стрибки були незначними. Максимальна відносна похибка становить 29%. Різницю між прогнозованими і експериментальними даними можна пояснити недостатністю вхідних реальних даних. Це може призвести до непотрібних застережень хворого. Тому, розглянемо можливості моделі на більш довгому відрізку часу. За досліджуваній інтервал було обрано відрізок у 1000 хвилин, результати прогнозування представлено на рис 4.2:

Прогнозування рівня глюкози

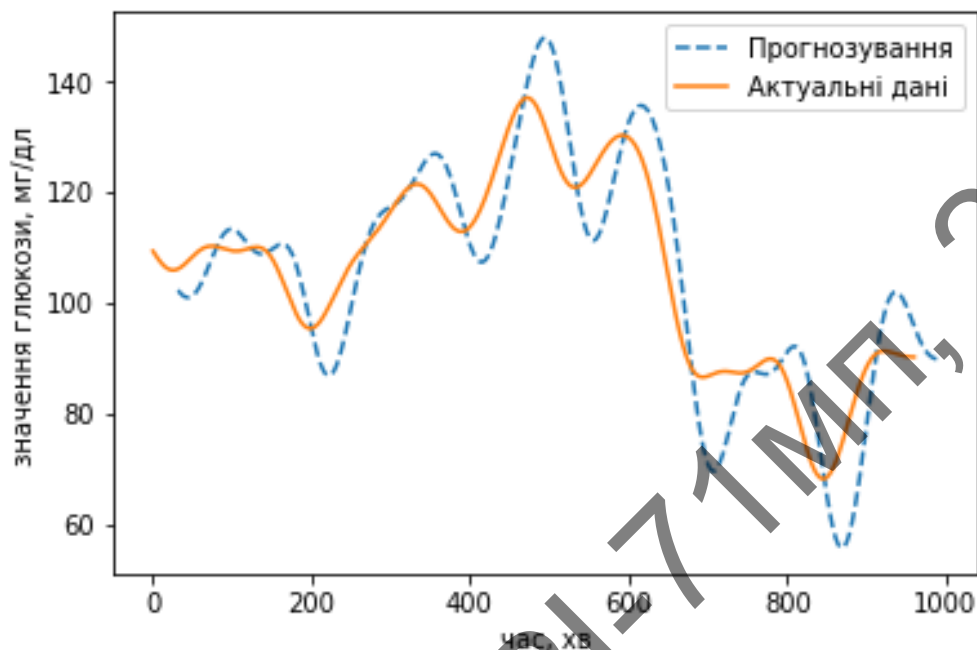


Рисунок 4.2 — Прогнозування на відрізок у 1000 хвилин

На цьому графіку видно, що більшій кількості спрогнозованих даних відповідає більша точність прогнозування. А саме, було спрогнозовано стрибки вверх глюкози на 370, 510 і 610 хвилинах але з невеликим запізненням. Також, було спрогнозовано різке падіння, при прийомі інсуліну, але спрогнозоване падіння у межах норми. І на 840й хвилині видно передбачений стрибок вниз, що допоможе для відновлення рівня цукру.

В першому випадку похибка прогнозування була 29%, а при збільшенні періоду часу в 5 разів (до 1000 хв) похибка зменшилась 21%.

Через те, що при збільшенні вхідних даних результат прогнозування покращується було взято набір даних зі значеннями рівня глюкози у крові людини для відрізка у 2000 хвилин і проведено експеримент, результати якого представлено на рис. 4.3:

Прогнозування рівня глюкози

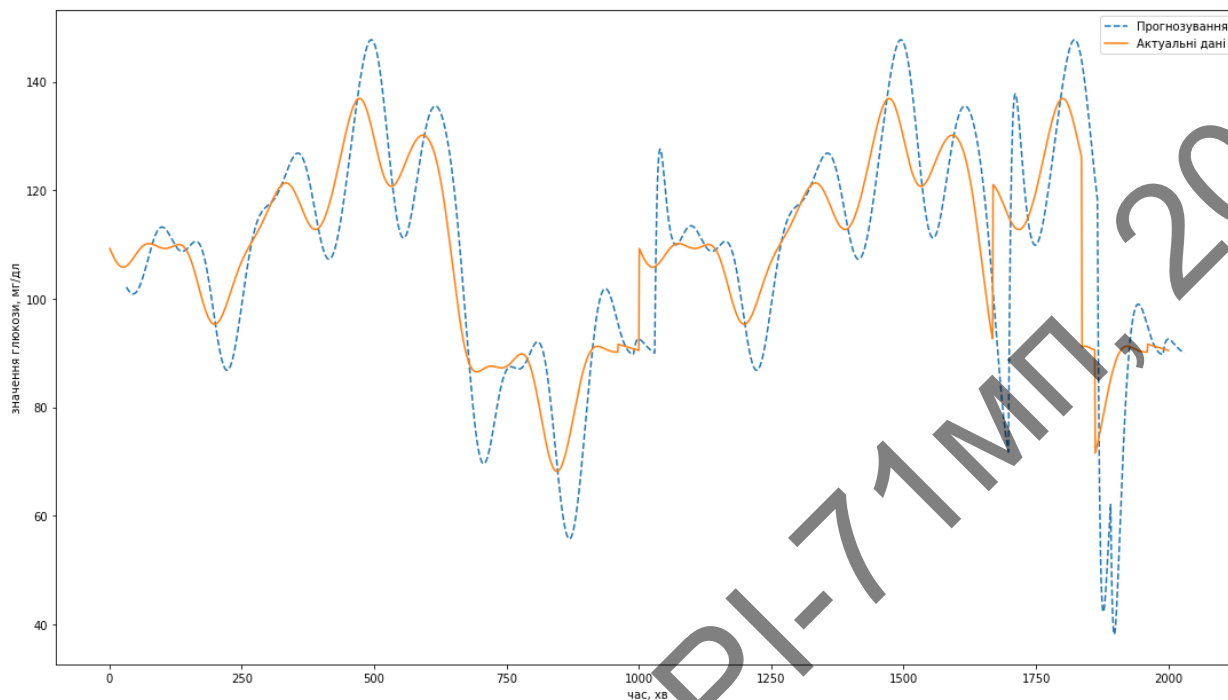


Рисунок 4.3 — Прогнозування на відрізку у 2000 хвилин

Збільшивши кількість значень для прогнозування було отримано такі схожі результати, як і на відрізку у 1000 хвилин, відносна похибка зменшилась незначно до 19%. Алгоритму вдалося передбачити більшість значних стрибків рівня глюкози у крові людини.

До плюсів використаного методу слід віднести:

- Невелика кількість розрахунків, що дає змогу проводити їх на мобільному пристрої;
- Прогнозування з достатньо не великою похибкою у період у 20-30 хвилин, що дає змогу хворому заздалегідь планувати прийому інсуліну або їжі.

Результати прогнозування на різних відрізках часу наведено у таблиці 4.2.

Таблиця 4.2 — Вибір мови програмування для створення ПЗ

Відрізок часу, хв	Відносна Похибка, %	Похибка у часі, хв
200	29	32
1000	21	27
2000	19	26

Метод прогнозування рівня глюкози у крові людини, заснований на використанні регресійного аналізу, дає змогу лікарю (або хворому) передбачити достатньо достовірно час і дозу для коригування рівня глюкози.

КІЇВСЬКИЙ, Є. Г. РІЗНИЦЬКИЙ, 2018

5. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

Основна увага в цьому розділі приділена питанням визначення й оцінки дії шкідливих і небезпечних факторів під час виконання даної науково-дослідницької роботи. Також у даному розділі запропоновані технічні рішення та організаційні заходи з безпеки й гігієни праці та виробничих приміщень.

Оскільки дана робота має суто теоретичний характер, то насамперед, передбачається, з урахуванням вимог ДСанПіН 3.3.2.007 та ДНАОП 0.00-1.31- 99, визначити потенційно небезпечні і шкідливі чинники, що виникають під час експлуатації ВДТ ПЕОМ, вплив цих факторів на користувачів ВДТ, розглянути принципи їх нормування, а також передбачити можливі комплексні заходи щодо запобігання шкідливого впливу цих факторів на людину. Також цьому розділі необхідно розробити технічні рішення та організаційні заходи з безпеки в надзвичайних ситуаціях (НС).

5.1 Визначення й оцінка основних потенційних шкідливих та небезпечних факторів під час виконання науково-дослідних робіт.

Розробка та симуляції проводяться за допомогою персонального комп'ютера (ПК). Під час роботи на ПК людина піддається впливу іонізуючого, інфрачервоного й ультрафіолетового випромінювань екрана монітора, рівні яких повинні відповідати вимогам ДСанПіН 3.3.2.007-98 «Державні санітарні правила й норми роботи з ВДТ ПЕОМ».

Під час проведенні повного циклу робіт із проектування потенційно-небезпечними та шкідливими факторами можуть бути:

- можливість ураження електричним струмом;
- електромагнітне та рентгенівське випромінювання ВДТ, ПЕОМ;
- електростатичне поле;
- механічні шуми, які пов'язані з роботою принтера і вентиляційної системи комп'ютера;
- значна напруга зорових органів і пов'язане з цим перевтомлення користувача ПЕОМ;
- значне навантаження на пальці і кисті рук, що під час відсутності профілактики й медичного контролю, може викликати професійні захворювання;
- електромагнітне випромінювання радіочастотного діапазону;
- тривале перебування в одному й тому ж самому положенні сидючи, що викликає застійні явища в організмі людини;
- наявність іонізуючого рентгенівське випромінювання (НРВ);
- випромінювання оптичного діапазону (ультрафіолетове, інфрачервоне і випромінювання видимого діапазону);
- відблиски на екрані монітора;

Розглянемо вплив цих факторів детальніше.

5.2 Технічні рішення та організаційні заходи з безпеки й гігієни праці та виробничої санітарії.

5.2.1 Організація робочих місць користувачів візуально дисплейними терміналами персональних електронно-обчислювальних машин

ДСанПіН 3.3.2.007-98 "Державні санітарні норми і правила роботи з візуальними дисплейними терміналами (ВДТ) електронно-

обчислювальних машин" встановлює норми щодо забезпечення охорони праці користувачів ПК. Дотримання вимог цих правил може значно знизити наслідки несприятливої дії на працівників шкідливих та небезпечних факторів, які супроводжують роботу з відеодисплейними матеріалами, зокрема можливість зорових, нервово-емоційних переживань, серцево-судинних захворювань.

Для того щоб забезпечити точне та швидке зчитування інформації в зоні найкращого бачення, площина екрана монітора виставлена перпендикулярно нормальній лінії зору. При цьому передбачена можливість переміщення монітора навколо вертикальної осі в межах $\pm 30^\circ$ (справа наліво) та нахилу вперед до 85° і назад до 105° з фіксацією в цьому положенні. Клавіатура розміщена на поверхні столу на відстані 100...300 мм від краю. Кут нахилу клавіатури до столу обрано в межах від 5° до 15° так, що зап'ясток на долонях рук розташовуються горизонтально до площини столу. Таке положення клавіатури зручне для праці обома руками. Робочі місця з ПК розташовано відносно від стіни з вікнами на відстані не менше 1,5 м, від інших стін — на відстані 1 м, відстань між собою — не менше ніж 1,5 м. Причому так, щоб природне світло падало збоку, переважно зліва. Для захисту від прямих сонячних променів, які створюють прямі та відбиті відблиски з поверхні екранів ПК передбачені сонцезахисні жалюзі.

Штучне освітлення робочого місця, обладнаного ПК, здійснюється системою загального рівномірного освітлення. Як джерело штучного освітлення мають застосовуватись люмінесцентні лампи ЛБ.

Вимоги до освітлення приміщень та робочих місць під час роботи з ПК:

– освітленість на робочому місці повинна відповідати характеру зорової роботи, який визначається трьома параметрами: об'єктом

розрізнення — най- меншим розміром об'єкта, що розглядається на моніторі ПК;

– фоном, який характеризується коефіцієнтом відбиття; контрастом об'єкта і фону;

– необхідно забезпечити достатньо рівномірне розподілення яскравості на робочій поверхні монітора, а також в межах навколишнього простору;

– на робочій поверхні повинні бути відсутні різкі тіні;

– в полі зору не повинно бути відблисків (підвищеної яскравості поверхонь, які світяться та викликають осліплення);

– величина освітленості повинна бути постійною під час роботи;

– Тривалість регламентованих перерв під час роботи з ЕОМ становить 10 хвилин через кожну годину роботи;

Для зниження нервово-емоційного напруження, втомленості зорового аналізатора, для поліпшення мозкового кровообігу й запобігання втомі доцільно деякі перерви використовувати для виконання комплексу вправ, які передбачені ДСанПіН 3.3.2.007-98.

5.2.2 Освітлення робочих місць користувачів візуально дисплейними терміналами персональних електронно-обчислювальних машин

Штучне освітлення, а саме відсутність у спектрі ламп денного світла й ламп накаливання біологічно активної ультрафіолетової складової під час тривалому впливі може призвести до ультрафіолетової недостатності, під час якого знижуються бактерицидні властивості шкіри та імунітет.

Істотне значення для збереження тривалої працездатності, підвищення продуктивності праці має забезпечення норм освітленості на робочому місці. Величина освітленості регламентується нормами ДБН

В.2.5-28-2006. Робоче приміщення належить до I групи приміщення, у яких розрізнення об'єктів зорової роботи здійснюється при фіксованому напрямку лінії зору працюючих на робочу поверхню.

Нормування штучного освітлення також здійснюється згідно ДБН В.2.5-28-2006. Для загального освітлення використовують головним чином люмінесцентні лампи, що обумовлено їхніми перевагами. Для розрахунку штучного освітлення застосовують метод коефіцієнта використання потоку:

$$\Phi = \frac{\square\square\square\square}{\square\square'}, \quad (5.1)$$

де \square — світловий потік; \square — нормована мінімальна освітленість; K — коефіцієнт запасу; S — освітлювана площа; Z — коефіцієнт нерівномірності освітлення; C — коефіцієнт використання випромінюваного світильниками світлового потоку на розрахунковій площі; N — число світильників.

Згідно ДБН В.2.5-28-2006 визначаємо норму освітленості:

$$\square = 300 \text{ лк}; \square = 1,5; \square = 5 \cdot 4 = 20 \text{ м}^2; \square = 1,2.$$

Необхідна кількість люмінесцентних ламп визначається по формулі:

$$\square = \frac{\square\square\square\square}{\Phi\square'}, \quad (5.2)$$

Найбільш прийнятними для приміщення є люмінесцентні лампи ЛД (денного світла) потужністю 40 Вт. Нормальний світловий потік лампи ЛД-40 дорівнює $\square = 2340$ лм. Величиною i , індексом приміщення можна встановити залежність від площі приміщення й висоти підвісу:

$$i = \frac{AB}{h(A+B)}, \quad (5.3)$$

де $a = 5\text{ м}$ — довжина приміщення; $b = 4\text{ м}$ — ширина приміщення; h — висота підвісу;

$$h = H - h_p - h_c, \quad (5.4)$$

де $H = 3,5\text{ м}$ — висота приміщення; $h_p = 0,8\text{ м}$ — висота робочої поверхні;

$h_c = 0,4\text{ м}$ — висота від стелі до нижньої частини лампи;

$$h = 3,5 - 0,8 - 0,4 = 2,3\text{ м};$$

$$i = \frac{4 * 5}{2,3 * (4 + 5)} = 0,97.$$

Коефіцієнт використання світлового потоку на розрахунковій площі $\eta = 0,3$. У підсумку число світильників вийде рівним:

$$N = \frac{300 * 1,5 * 20 * 1,2}{2340 * 0,3} = 1,5.$$

Для штучного освітлення в робочому приміщенні достатньо використати 2 люмінесцентні лампи денного світла ЛД-40, зі світловим потоком $\Phi = 2340$ лм кожна.

5.2.3 Виробничий шум

Допустимі шумові характеристики на робочих місцях регламентуються ДСН 3.3.6.037-99.

Зовнішні джерела шуму відсутні. Джерелами шуму в приміщенні є персональні комп'ютери, телефон, принтер, кондиціонер, голоси людей і т.д.

Припустимі рівні звукового тиску, рівні звуку й еквівалентні рівні звуку на робочих місцях нормуються відповідно до ДНАОП 0.00-1.31-99 та ДСН 3.3.6.037-99. Загальний рівень звуку в лабораторії не перевищує 50

дБА .

Відповідно до ГОСТ 12.1.003-83 та ДСН 3.3.6.037-99 захист від шуму в приміщенні, створеного на робочих місцях внутрішніми джерелами повинна здійснюватися наступними методами: зменшенням шуму в джерелі, раціональним плануванням і акустичною обробкою робочого приміщення звукоізоляційними матеріалами.

5.2.4 Мікроклімат робочої зони

Мікроклімат у виробничих умовах визначається наступними параметрами: температурою повітря, відносною вологістю повітря, швидкістю руху повітря й інтенсивністю теплового випромінювання на робочому місці, температурою поверхні.

Для забезпечення нормального мікроклімату в робочій зоні «Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень» ДСН 3.3.6.042-99 встановлюють оптимальне й припустиме значення параметрів мікроклімату залежно від періоду року й категорії робіт. У таблиці наведені оптимальні й припустимі значення параметрів мікроклімату для категорій тяжкості робіт «Ia» (роботи, виконувані сидячи й не потребуючі фізичної напруги при витраті енергії не більше 120 ккал/година).

Таблиця 5.1. — Оптимальні й допустимі параметри (для постійного робочого місця) мікроклімату в приміщенні.

Параметри	Холодний період		Теплий період	
	оптимальні	допустимі	оптимальні	допустимі
Температура 0С	22-24	21-25	23-25	22- 28
Відносна вологість, %	40-60	80	40-60	75
Швидкість руху повітря, м/с	0,1	0,1	0,1	0,1-0,2

У приміщенні використовується 6-ти секційна чавунна батарея центрального опалення для підтримки нормальної температури повітря в холодну пору року. Також є кондиціонер для підтримки постійної температури в приміщенні.

Для підтримки необхідних параметрів повітря в приміщенні використовується природна вентиляція. У приміщенні є вікно, яке можна відкривати, якщо буде потреба в теплий період і квартира - відкривається в холодний період. Шкідливі речовини в приміщенні не зберігаються й не використовуються.

Фактичні параметри мікроклімату в робочій зоні відповідають приведеним вище нормам ДСН 3.3.6.042–99.

5.2.5 Електробезпека

Згідно ОНТП24-86 та ПУЕ науково-дослідницька лабораторія відноситься до приміщень без підвищеного ризику ураження персоналу електричним струмом. Електроустаткування належить до приладів до 1000 В. Устаткування, що використовується, відповідно до ГОСТ 12.2.007.0-75 належить до устаткування класів 0I, I та II за електрозахистом.

У процесі експлуатації електронно-обчислювального обладнання людина може доторкнутися до частин електроустаткування, які перебувають під напругою. Оцінка небезпеки дотику до струмоведучих частин відноситься до ви- значення сили струму, що протікає через тіло людини, і порівняння його із допустимим значенням відповідно до ГОСТ 12.1.038-88. У загальному випадку допустима величина струму, що протікає через тіло людини, залежить від схеми підключення електроустаткування до електромережі, роду й величини напруги живлення, схеми включення.

При виконанні розрахунків для магістерської дисертації використовувався персональний комп'ютер — I і II клас за електрозахистом,

що живиться напругою 220 В. Для правильного визначення необхідних засобів та заходів захисту від ураження електричним струмом необхідно знати допустимі значення напруг доторкання та струмів, що проходять через тіло людини.

Напруга доторкання - це напруга між двома точками електричного кола, до яких одночасно доторкається людина. Гранично допустимі значення напруги доторкання та сили струму для нормального (безаварійного) та аварійного режимів електроустановок при проходженні струму через тіло людини по шляху «рука – рука» чи «рука – ноги» регламентуються ГОСТ 12.1.038-88 (табл.5.2 та 5.3).

КІЇВСЬКИЙ, Є. Г. РІЗІМІ, 2018

Таблиця 5.2 — Граничнодопустимі значення напруги доторкання $\square_{\text{доп}}$ та сили струму $\square_{\text{л}}$, що проходить через тіло людини при нормальному режимі електроустановки

Вид струму	$\square_{\text{доп}}$, В(не більше)	$\square_{\text{л}}$, мА (не більше)
Змінний, 50 Гц	2	0,3
Змінний, 400 Гц	3	0,4
Постійний	8	1,0

Гранично допустимі значення сили струму (змінного та постійного), що проходить через тіло людини при тривалості дії більше ніж 1 с нижчі за пороговий невідпускаючий струм, тому при таких значеннях людина, доторкнувшись до струмопровідних частин установки, здатна самостійно звільнитися від дії електричного струму.

Таблиця 5.3 — Гранично допустимі значення напруги доторкання $\square_{\text{доп}}$ та $\square_{\text{л}}$, що проходить через тіло людини при аварійному режимі електроустановки

Вид струму	Нормоване значення	Тривалість дії струму t, с					
		0,1	0,2	0,5	0,7	1,0	>1,0
Змінний, 50 Гц	$\square_{\text{доп}}$, В	500	250	100	70	50	36
	$\square_{\text{л}}$, мА	500	250	100	70	50	6
Постійний	$\square_{\text{доп}}$, В	500	400	250	230	200	40
	$\square_{\text{л}}$, мА	500	400	250	230	200	15

Основними технічними засобами, що забезпечують безпеку робіт (згідно ПУЕ-87, ГОСТ 12.1.009-76) є: надійна ізоляція, захисне заземлення, занулення, захисне відключення, засоби індивідуального захисту. У системі трифазних мереж із глухозаземленою нейтраллю, яка використовується у науково-дослідницькій лабораторії, найкращими засобами захисту є: надійна ізоляція струмоведучих частин електроустановки відповідно до ГОСТ 12.1.009-76 і занулення відповідно до ПУЕ (з'єднання елементів, що

перебувають під напругою, із глухозаземленою нейтраллю). Крім того, для заземлення переносних частин обладнання застосовують спеціальне з'єднання.

5.2.6 Розрахунок захисного відключення електромережі при аварійному режимі роботи електрообладнання

Виконаємо розрахунок ланцюга захисного відключення фазного проводу при короткому замиканні (КЗ). Струм КЗ можна обчислити за формулою:

$$I_{\text{КЗ}} = \frac{U_{\text{ф}}}{R_{\text{Н}} + R_{\text{ф}} + Z_{\text{ТР}}}, \quad (5.5)$$

де $U_{\text{ф}} = 220$ В — напруга фазного проводу; $R_{\text{Н}} = 2,4$ Ом — опір нульового проводу; $R_{\text{ф}} = 3$ Ом — опір фазного проводу; $Z_{\text{ТР}} \cong 0,1$ Ом — еквівалентний опір трансформатора.

$$I_{\text{КЗ}} = \frac{220}{2,4 + 3 + 0,1} = 40 \text{ А.}$$

Струм спрацьовування автоматів захисту з електромагнітним розпилювачем повинен бути в 1,4 рази менше струму короткого замикання при струмі до 100 А.

$$I_{\text{СПР}} = \frac{40}{1,4} = 28,6 \text{ А.}$$

Таким чином, струм спрацьовування автомата повинен бути менше 28,6 А. Розрахуємо напругу дотику до корпусів електрообладнання при короткому замиканні:

$$U_{\text{ДОТ}} = I_{\text{КЗ}} \cdot R_{\text{Н}} = 40 \cdot 2,4 = 96 \text{ В.}$$

Відповідно до ГОСТ 12.1.038-88, щоб ця напруга була безпечна для людини, необхідно використовувати автомати максимального струмового захисту у яких час спрацьовування менше 0,8с.

Автомати максимального струмового захисту, встановлені у науково-дослідницькій лабораторії задовольняють цим умовам ($I_{СПР} < 28,6 \text{ А}$, $T_{СПР} < 0,8 \text{ с.}$). Із проведених розрахунків видно, що у науково-дослідницькій лаборато-

рії основним захистом від поразки електричним струмом є занулення та засто- сування пристроїв максимального струмового захисту.

На підставі проведеного аналізу можна зробити висновок про доцільність застосування повторного заземлення нульового проводу електромережі, що дозволяє зменшити напругу дотику, як при нормальному так і при аварійному режимах роботи електрообладнання.

5.3 Безпека в надзвичайних ситуаціях

БНС регламентується ПЛАС (ДНАОП 0.00 – 4.33 – 99).Однією з основних складових ПЛАС є розробка технічних та організаційних рішень щодо оповіщення, евакуації та дій персоналу лабораторії у надзвичайних ситуаціях, а також визначення основних заходів з БНС щодо організації ефективної роботи.

5.3.1 Вимоги до системи оповіщення виробничого персоналу у разі виникнення надзвичайної ситуації

Для підвищення безпеки в надзвичайних ситуаціях (НС) пропонується встановлення системи оповіщення (СО) виробничого персоналу.

Оповіщення виробничого персоналу у разі виникнення НС, наприклад при пожежі, здійснюється відповідно до вимог НАПБ А.01.003-2009.

Оповіщення про НС та управління евакуацією людей здійснюється одним з наступних способів або їх комбінацією:

- поданням звукових і (або) світлових сигналів в усі виробничі приміщення будівлі з постійним або тимчасовим перебуванням людей;
- трансляцією текстів про необхідність евакуації, шляхи евакуації, напрямки руху й інші дії, спрямовані на забезпечення безпеки людей;
- трансляцією спеціально розроблених текстів, спрямованих на запобігання паніці й іншим явищам, що ускладнюють евакуацію;
- ввімкненням евакуаційних знаків "Вихід";
- ввімкненням евакуаційного освітлення та світлових покажчиків напрямку евакуації;
- дистанційним відкриванням дверей евакуаційних виходів;

Як правило, СО вмикається автоматично від сигналу про пожежу, який формується системою пожежної сигналізації або системою пожежогасіння. Також з приміщення оперативного (чергового) персоналу СО (диспетчера пожежного поста) слід передбачати можливість запуску СО вручну, що забезпечує надійну роботу СО не тільки при пожежі, а і у разі виникнення будь-якої іншої НС.

Згідно з вимогами ДБН В.1.1-7-2002 необхідно забезпечити можливість прямої трансляції мовленнєвого оповіщення та керівних команд через мікрофон для оперативного реагування в разі зміни обставин або порушення нормальних умов евакуації виробничого персоналу.

Оповіщення виробничого персоналу про НС /пожежу/ здійснюється за допомогою світлових та/або звукових оповіщувачів - обладнуються всі виробничі приміщення.

СО повинна розпочати трансляцію сигналу оповіщення про НС (пожежу), не пізніше трьох секунд з моменту отримання сигналу про НС (пожежу).

Пульти управління СО необхідно розміщувати у приміщенні пожежного поста, диспетчерської або іншого спеціального приміщення (в разі його наявності). Ці приміщення повинні відповідати вимогам пунктів 1.6.13, 1.6.14,

1.6.15 ДБН В.2.5-13 "Інженерне обладнання будинків і споруд. Пожежна автоматика будинків і споруд".

Кількість звукових та мовленнєвих оповіщувачів, їх розміщення та потужність повинні забезпечувати необхідний рівень звуку в усіх місцях постійного або тимчасового перебування виробничого персоналу.

Звукові оповіщувачі повинні комбінуватися зі світловими, які працюють у режимі спалахування, у таких випадках:

- у приміщеннях, де люди перебувають у шумозахисному спорядженні;
- у приміщеннях з рівнем шуму понад 95 дБ.

Допускається використовувати евакуаційні світлові покажчики, що автоматично вмикаються при отриманні СО командного імпульсу про початок оповіщення про НС /пожежу/ та (або) аварійному припиненні живлення робочого освітлення.

Вимоги до світлових покажчиків "Вихід" приймаються відповідно до ДБН В.2.5-28-2006 "Інженерне обладнання будинків і споруд. Природне і штучне освітлення".

СО в режимі "Тривога" повинна функціонувати протягом часу, необхідного для евакуації людей з будинку, але не менше 15 хвилин.

Вихід з ладу одного з оповіщувачів не повинен призводити до виведення з ладу ланки оповіщувачів, до якої вони під'єднанні.

Електропостачання СО здійснюється за I категорією надійності згідно з ПУЕ від двох незалежних джерел енергії: основного - від мережі змінного струму, резервного - від акумуляторних батарей тощо.

Перехід з основного джерела електропостачання на резервний та у зворотному напрямку в разі відновлення централізованого електропостачання повинен бути автоматичним.

Тривалість роботи СО від резервного джерела енергії у черговому режимі має бути не менш 24 годин.

Тривалість роботи СО від резервного джерела енергії у режимі "Тривога" має бути не менше 15 хвилин.

Звукові оповіщувачі повинні відповідати вимогам ДСТУ EN 54-3:2003 "Системи пожежної сигналізації. Частина 3. Оповіщувачі пожежні звукові".

Світлові оповіщувачі, які працюють у режимі спалахування, повинні бути червоного кольору, мати частоту мигтіння в межах від 0,5 Гц до 5 Гц та розташовуватись у межах прямої видимості з постійних робочих місць.

5.3.2 Пожежна безпека

У науково-дослідницькій лабораторії знаходиться значна кількість твердих горючих речовин і матеріалів (дерев'яні меблі, пластмасові вироби, гума, папір, що поглинає покриття на стінках). Згідно НАПБ Б.07.005-86 «Визначення категорій приміщень та споруд з вибухопожежної та пожежної безпеки», науково-дослідницька лабораторія відноситься до пожежонебезпечних приміщень категорії В (тверді горючі й важкогорючі речовини й матеріали, речовини й матеріали, які при взаємодії з водою, киснем, повітря або один з одним здатні тільки горіти).

Згідно з класифікацією робочих зон відповідно до ДНАОП 0.00-1.32-01 робочих зон науково-дослідницької лабораторії, які відносяться до зон класу

П-Па - пожежонебезпечне, що містять тверді горючі речовини, нездатні переходити у зважений стан.

Джерелами загоряння можуть бути електричні іскри, коротке замикання, перевантаження електропроводки, несправність апаратури, паління в приміщенні. Тому для запобігання пожежі в приміщенні проводяться пожежно-профілактичні заходи: застосування запобіжників в електричних мережах, використання пилонепроникних сполучних і розподільних коробок, а також проводиться інструктаж з техніки пожежної безпеки.

Відповідно до ДСТУ 3675-98 12.4.009-75 та ISO 3941-77 у науково-дослідницькій лабораторії знаходяться два вогнегасника: вуглекислотний типу «ОУ-5» і порошковий «ОП-2». «ОУ-5» розташований на висоті 1,5 м від підлоги поруч із вихідними дверима.

У коридорі знаходяться коробки, у яких знаходиться пожежний кран і рукав, а також знаходиться вогнегасник типу «ОХП-2». В обох кінцях коридору знаходяться телефонні апарати, над якими знаходяться таблички з номерами телефонів для виклику внутрішньої, а також, якщо потрібно, міської пожежної охорони.

У науково-дослідницькій лабораторії є план евакуації у випадку виникнення пожежі. Дотримано усі вимоги СНиП 2.09.02-85 по вогнестійкості будинку і ширині евакуаційних проходів і виходів із приміщень назовні. Значення основних параметрів шляхів евакуації приведені в таблиці 5.4.

Табл. 5.4. Характеристики і норми евакуаційних виходів

Параметр	Фактичне значення	Норма
Висота дверних прорізів	2,0 м	Не менше 2 м
Ширина дверних прорізів	1,5 м	Не менше 0,8 м

Ширина проходу для евакуації	Більше 1,5 м	Не менше 1 м
Ширина коридору	3 м	Не менше 2 м
Число виходів з коридору	2	Не менше 2
Ширина сходової клітки	1,5 м	Не менше 1 м
Висота поруччя сходів	1 м	Не менше 0,9 м

У робочому приміщенні виконані всі вимоги НАПБ А.01.001-2004 «Правил пожежної безпеки України».

Таким чином, у науково-дослідницькій лабораторії забезпечуються технічні та організаційні рішення з пожежної безпеки.

КІЇВСЬКИЙ, Є. Г. РІ-71 МП, 2018

6 РОЗРОБЛЕННЯ СТАРТАП-ПРОЕКТУ

Даний розділ має на меті проведення маркетингового аналізу стартап проекту задля визначення принципової можливості його ринкового впровадження та можливих напрямків реалізації цього впровадження.

6.1 Опис ідеї проекту

В межах цього підрозділу аналізується зміст ідеї, можливі напрями застосування, основі вигоди які може отримати користувач товару та відмінності від наявних аналогів та заміників.

Таблиця 6.1 — Опис ідеї стартап-проекту

Зміст ідеї	Напрями застосування	Вигоди для користувача
Безперервний моніторинг рівня цукру в крові людини	Виробництво	Спрощення та здешевлення процесу перевірки наявності радіоелементів
	Ремонт	Зменшення часу на пошук основних несправностей
	Навчання	Дослідження методів обробки інформації з неінвазивного глюкометра на прикладі діючого
	Наука	Вдосконалення алгоритмів обробки даних та вдосконалення технології для визначення рівня цукру

Основним конкурентом розроблюваному проекту є шлюкометр-тонометр Омелон-2 (1), який дозволяє неінвазивно знімати показники

рівня цукру. Програмно-апаратний комплекс Омелон-2 дозволяє виконувати ті ж речі, що й розроблюваний пакет, але в ньому немає можливості синхронізувати дані з мобільним пристроєм.

Таблиця 6.2 — Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї проекту

№	Техніко-економічні характеристики і ідеї	Товари конкурентів			W (слабка сторона)	S (сильна сторона)
		ПП	1	2		
1	Простота	2	2	3	Відсутність перевірки на дефекти та на програму	Швидкість обробки залежить лише від програмного зазбезпечення
2	Дешевизна	5	3	1	Потребує постійного обслуговування та доробок при оновленні глюкометра	Не потребує значних ре-сурсів на виготовлення та підтримку
3	Швидкодія	5	5	3		З дослідженими методом висока швидкодія
4	Якість	3	4	5		Для покращення якості можливий підбір кращих алгоритмів

6.2 Технологічний аудит ідеї проекту

У межах даного підрозділу проводиться аудит технології, завдяки якій можна реалізувати ідею проекту.

Для реалізації цього проекту потрібно обрати мову програмування для створення програмного продукту. Оглянуто дві мови:

Swift — остання мова яка випущена компанією Apple, набагато швидша за попередника.

Objective C — мова програмування, яка за допомогою objc runtime дає змогу програмувати об'єктно орієнтовано на C.

Xamarin(C#) — бібліотека для створення крос-платформних програм за допомогою мови програмування C#.

Таблиця 6.3 — Технологічна здійсненність проекту

№ п/п	Ідея проекту	Технології її реалізації	Наявність технології	Доступність технології
1	Обробка і відображення даних отриманих з глюкометра	Swift	Так	Так
2		Objective C	Так	Так
3		Xamarin	Так	Ні
Обрана технологія: Swift				

Даний проект можливо реалізувати, і в якості технологічного шляху обрано Swift через наявність у автора проекту знань у цій мові програмування.

6.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

У межах даного підрозділу проводиться визначення ринкових можливостей, які можна використати під час ринкового впровадження

проекту, та ринкових загроз, які можуть перешкодити реалізації проекту. Визначення ринкових можливостей дозволяє спланувати напрямок розвитку проекту з урахуванням стану ринкового середовища, потреб потенційних клієнтів та пропозицій проектів-конкурентів.

Таблиця 6.4 — Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

№	Показники стану ринку	Характеристика
1	Кількість головних гравців, од	4
2	Загальний обсяг продаж, ум. од.	Невідомий
3	Динаміка ринку	Зростає
4	Наявність обмежень для входу	Немає
5	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	Наявна
6	Середня норма рентабельності в галузі, %	Невідома

За результатами аналізу важно зробити висновок щодо привабливості для входження за попереднім оцінюванням. Визначимо потенційні групи клієнтів.

Таблиця 6.5 — Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

№	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія	Відмінності в поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимогспоживачі в до товару

1	Швидка діагностика та постійний контроль	Хворі на цукровий діабет	Невідомі	Точність, швидка діагностика, адекватність, та інформаційність
2	Постійна діагностика під час госпіталізації	Госпіталі і лікарні	Невідомі	Можливість постійного контролю за пацієнтом

Проведемо аналіз ринкового середовища: складемо таблиці факторів, що сприяють ринковому впровадженню проекту, та чинників, що йому перешкоджають.

Таблиця 6.6 — Фактори загроз

№	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1	Новий функціонал або розробки ПЗ конкурентів	Впровадження нового функціоналу або технічні розробки для неінвазивного глюкометру, аналогічного до розроблюваного в цьому проекті	Вихід із ринку

Таблиця 6.7 — Фактори можливостей

№ п/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1	Новий функціонал у проекті що розробляється	Додавання нових моделей та можливостей у проект, що розробляється	Розроблення цього функціоналу

Проведемо аналіз пропозиції: визначимо загальні риси конкуренції на ринку.

Таблиця 6.8 — Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

Особливості конкурентного середовища	У чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства
Тип конкуренції — олігополістична	Група підприємств майже зайняло усю нішу	Значний
За рівнем конкурентної боротьби — національне	Дані підприємства відомо по всьому світу	Значний
За галузевою ознакою — внутрішньогалузева	Конкуренція виконується в рамках однієї галузі	Значний
Конкуренція за видами товарів — невідомо		
За характером конкурентних переваг — цінова	Товар даного підприємства має дуже високу вартість	Значний

За інтенсивністю — невідомо		

Проведемо більш детальний аналіз умов конкуренції в галузі.

Таблиця 6.9 — Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

Складові аналізу	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники	Клієнти	Товари-замінники
	Омелон-2	Розробники ПЗ для візуальної перевірки ДП	Невідомо	Невідомо	Невідомо
	Корисна модель №887479		Невідомо	Невідомо	Невідомо
Висновки	Маючи олігопольне положення на ринку розробник цього ПЗ не буде приділяти уваги розробці	Є можливість виходу на ринок	Невідомо	Невідомо	Невідомо

За результатами аналізу можна зробити висновок, що працювати на даному ринку можна незважаючи на конкурентну ситуацію. Для поширення продукту він повинен володіти рядом факторів, які відрізняють його від існуючого конкурента. Перелічимо фактори конкурентоспроможності:

Таблиця 6.10 — Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування

1	Простота	Дана розробка не вимагає від користувача знань у галузі
2	Дешевизна	ПЗ поширюється безкоштовно, вартість глюкометра не визначена
3	Швидкодія	Приєм і обробка відбуваються швидко

Проведемо SWOT-аналіз:

Таблиця 6.11 — SWOT-аналіз стартап-проекту

Сильні сторони: простота, дешевизна, швидкодія	Слабкі сторони: невідома компанія
Можливості: розширення функціоналу, нові технології	Загрози: продукти-замінники

З огляду на SWOT-аналіз можна прийти до висновку що немає потреби розробляти альтернативи ринкового впровадження цього проекту.

6.4 Розроблення ринкової стратегії проекту

Розроблення ринкової стратегії першим кроком передбачає визначення стратегії охоплення ринку, а саме опис цільових груп потенційних споживачів.

Таблиця 6.12 — Вибір цільових груп потенційних споживачів

№ п/п	Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтовний попит у межах цільової групи	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу в сегмент
1	Хворі на діабет	Готові	Високий	У сегменті значна конкуренція	Важко
2	Госпіталі та лікарні	Готові	Високий	У сегменті не значна конкуренція	Важко
Які цільові групи обрано: хворі на діабет, госпіталі, лікарні.					

Для роботи в обраних сегментах ринку сформулюємо базову стратегію розвитку.

Таблиця 6.13 — Визначення базової стратегії розвитку

№ п/п	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспроможні позиції	Базова стратегія ринку
1	Диференційований маркетинг	Простота, дешевизна, швидкодія	Стратегія спеціалізації

Виберемо конкурентну поведінку:

Таблиця 6.14 — Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

№ п/п	Чи є проект «першопроходець м» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкуренту?	Стратегія конкурентної поведінки
1	Так	Ні	Ні	Заняття конкурентної ніші

Розробимо стратегію позиціонування, що полягає у формуванні ринкової позиції, за яким споживачі мають ідентифікувати проект.

Таблиця 6.15 — Визначення стратегії позиціонування

№ п/п	Вимоги до товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкурентоспроможні позиції власного стартап-проекту	Вибір асоціацій, які мають сформувати комплексну позицію власного проекту
1	Швидкість	Долі секунди	Швидкість, зручність	Глюкометр, постійний моніторинг глюкози

6.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

Сформуємо маркетингову концепцію товару, який отримає споживач.

Таблиця 6.16 — Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

№ п/п	Потреба	Вигода, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами
1	Моніторинг рівня глюкози у крові	Неінвазивний і швидкий метод дослідження	Швидкодія, дешевизна, зручність

Таблиця 6.17 — Опис трьох рівнів моделі товару

Рівні товару	Сутність та складові
Товар за задумом	Моніторинг рівня глюкози у крові за допомогою неінвазивного глюкометра
Товар у реальному виконанні	Властивості: швидкодія, дешевизна, зручність
	Якість: апробація на готових фізичних моделях
	Пакування: відсутнє
Товар із підкріпленням	Марка: відсутня
	До продажу: невідомо
	Після продажу: невідомо

Товар не буде якимось чином захищатись від копіювання та буде поширюватись як є.

Визначимо цінові межі, якими необхідно керуватись при встановленні ціни на товар.

Таблиця 6.18 — Визначення меж встановлення ціни

№ п/п	Рівень цін на товари-замінники, тис. ум. од.	Рівень цін на товари-аналоги, тис	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар

		ум. од.		
1	70-100	До 10	Високий	Безкоштовно

Визначимо оптимальну систему збуту:

Таблиця 6.19 — Формування системи збуту

№ п/п	Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
1	Невідома	Вільний доступ до товару	Невідома	Вільний доступ до товару

Розробимо концепцію маркетингових комунікацій:

КІЇВСЬКИЙ, Є. Г. РІЗІМІ 2018

Таблиця 6.20 — Концепція маркетингових комунікацій

№ п/п	Специфіка поведінки цільових клієнтів	Канали комунікацій, якими користуються клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціонування	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення
1	Невідома	Мережа Internet, наукові публікації	Можливості проекту	Донести про можливості проекту	Донесення про можливості та сильні сторони проекту

КИЇВСЬКИЙ, Є. Г. РІЗДІМІ, 2018

ВИСНОВКИ

1. Для постійного контролю рівня глюкози у крові людини доцільно використовувати систему для моніторингу, яка по каналу *Bluetooth* синхронізується з мобільним пристроєм.

2. У результаті аналізу систем, що мають таке саме призначення можна зробити висновки що їх недоліком є відсутність можливості швидко отримувати нові дані і прогнозувати рівень глюкози, тому було запропоновано метод, що значно прискорив обробку даних і реалізован алгоритм прогнозування.

3. Для запобігання різьких змін у самопочутті і стрибку рівня глюкози у крові необхідно використовувати алгоритм для прогнозування значень, який був реалізований за допомогою мови програмування *Python* і прогнозує з відносною похибкою 19%.

Розроблена програма для обробки даних, отриманих з неінвазивного глюкометра, в середовищі *XCode* дало змогу зробити такі висновки:

4. Найшвидшим за часом обробки і представленням даних на екрані користувача є ітеративний метод. Відображення одного обробленого значення займає долі секунди, а *FPS* при обробці рівний 56-58, що близький до еталонного.

5. Під час визначення оптимального методу серед запропонованих було розглянуто проблему синхронізації потоків, а також основні інструменти для її вирішення.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ

1. Неинвазивный глюкометр тонометр Омелон В-2 [Електронний ресурс] — 2013 . — Режим доступу до ресурсу: <https://and-omron.ru/apparat-omelon-b-2/> — Назва з екрану.
2. Неінвазійний мобільний глюкометр, номер патенту: 87579 [Електронний ресурс] — 2014. — Режим доступу до ресурсу: <http://uapatents.com/7-87479-neinvazijnijj-mobilnijj-glyukometr.html> — Назва з екрану.
3. Неінвазійний монітор для визначення концентрації глюкози крові, номер патенту: 77075 [Електронний ресурс] — 2006. — Режим доступу до ресурсу: <http://uapatents.com/2-77075-neinvazijnijj-monitor-dlya-viznachennya-koncentracii-glyukozi-krovi.html> — Назва з екрану.
4. Core Bluetooth programming guide [Електронний ресурс] — 2012. — Режим доступу до ресурсу: https://developer.apple.com/library/archive/documentation/NetworkingInternetWeb/Conceptual/CoreBluetooth_concepts/AboutCoreBluetooth/Introduction.html — Назва з екрану.
5. F. Ricci, D. Moscone, G. Palleschi. Ex vivo continuous glucose monitoring with microdialysis technique: The example of glucoday / F. Ricci, D. Moscone, G. Palleschi. // Sensors Journal 8(1). IEEE — 2008. — P. 63—70.
6. D.D. Cunningham and J.A. Stenken. In vivo glucose sensing / D.D. Cunningham and J.A. Stenken. // Wiley, volume 174, — 2009.
7. Y. Yamakoshi, M. Ogawa, T. Yamakoshi, M. Satoh, M. Nogawa, S. Tanaka, T. Tamura, P. Rolfe. A new non-invasive method for measuring blood glucose using instantaneous differential near infrared spectrophotometry / Y. Yamakoshi, M. Ogawa, T. Yamakoshi, M. Satoh, M. Nogawa, S. Tanaka, T.

- Tamura, P. Rolfe // 29th Annual International Conference of the IEEE — 2008. — P. 2964–2967.
8. Офіційна документація Apple Doc [Електронний ресурс] — 2018. — Режим доступу до ресурсу: <https://developer.apple.com/documentation/uikit/>
9. Concurrency overview [Електронний ресурс] — 2012. — Режим доступу до ресурсу: <https://developer.apple.com/library/archive/documentation/General/Conceptual/ConcurrencyProgrammingGuide/Introduction/Introduction.html> — Назва з екрану.
10. Main thread [Електронний ресурс] — 2012. — Режим доступу до ресурсу: https://developer.apple.com/documentation/code_diagnostics/main_thread_checker — Назва з екрану.
11. Background thread management [Електронний ресурс] — 2012. — Режим доступу до ресурсу: <https://developer.apple.com/library/archive/documentation/Cocoa/Conceptual/Multithreading/CreatingThreads/CreatingThreads.html> — Назва з екрану.
12. Poston, Dudley L., Jr., Sherry L. McKibben. Zero-inflated Count Regression Models. Modern Applied Statistical Methods / Poston, Dudley L., Jr., Sherry L. McKibben. // Statistical Journal 8(1). NIPS — 2008. — P. 371—379.
13. Intro from NumPy [Електронний ресурс] — Режим доступу до ресурсу: <http://www.numpy.org/> — Назва з екрану.

14. Pandas package overview [Електронний ресурс]. — 2016. — Режим доступу до ресурсу: <https://pandas.pydata.org/pandas-docs/stable/overview.html> — Назва з екрану.
15. JupyterCon 2018 [Електронний ресурс]. — 2018. — Режим доступу до ресурсу: <http://jupyter.org/> — Назва з екрану.
16. Какой язык программирования выбрать для работы с данными? [Електронний ресурс]. — 2017. — Режим доступу до ресурсу: <https://habr.com/post/337330/> — Назва з екрану.
17. Web-framework Flask (Python) [Електронний ресурс]. — 2016. — Режим доступу до ресурсу: <http://flask.pocoo.org/docs/1.0/> — Назва з екрану.
18. CGM Diabetes Data Set. — 2003. — Режим доступу до ресурсу: <https://archive.ics.uci.edu/ml/datasets/diabetes> — Назва з екрану.
19. СанПіН 3.3.2.007-98 [Електронний ресурс]. — Режим доступу : http://ksv.do.am/publ/dstu/dstu_3798_98/3-3-2-007-98 — Назва з екрану.
20. ДНАОП 0.00-1.31-99 [Електронний ресурс]. — Режим доступу : http://otipb.at.ua/_ld/32/3215_bez_vir_proc.pdf — Назва з екрану.
21. ДНАОП 0.00-1.31-99 [Електронний ресурс]. — Режим доступу : <http://www.gorsvet.kiev.ua/wpcontent/uploads/2016/08/ДБН-В.2.5-28-2006.pdf> — Назва з екрану.
22. ДСН 3.3.6.037-99 [Електронний ресурс]. — Режим доступу : https://ohranatruda.ru/ot_biblio/normativ/data_normativ/6/6472/ — Назва з екрану.
23. ГОСТ 12.1.003-2014 [Електронний ресурс]. — Режим доступу: <http://docs.cntd.ru/document/120011860> — Назва з екрану.
24. ДСН 3.3.6.042-99 [Електронний ресурс]. — Режим доступу : <http://cals.ru/sites/default/files/downloads/3.3.6.042-99.pdf> — Назва з екрану.

- 25.ОНТП24-86 [Електронний ресурс]. — Режим доступу :
http://dnaop.com/html/2590/doc-%D0%9E%D0%9D%D0%A2%D0%9F_24-86 — Назва з екрану.
- 26.НАПБ Б.03.002-2007 [Електронний ресурс]. — Режим доступу :
https://ohranatruda.ru/ot_biblio/normativ/data_normativ/002/2007/ — Назва з екрану.
- 27.ГОСТ 12.1.038-82 [Електронний ресурс]. — Режим доступу :
https://ohranatruda.ru/ot_biblio/normativ/data_normativ/002/2007/ — Назва з екрану.
- 28.ПУЕ-87 [Електронний ресурс]. — Режим доступу :
<http://www.gosthelp.ru/text/PUEPravilaustrojstvaelekt3.html> — Назва з екрану.
- 29.ГОСТ 12.1.009-76 2011 [Електронний ресурс]. — Режим доступу :
<http://cals.ru/sites/default/files/downloads/2.702-2011.pdf> — Назва з екрану.

ДОДАТОК А. Технічне завдання

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Радіотехнічний факультет

Кафедра радіоконструювання та виробництва радіоапаратури

ЗАТВЕРДЖЕНО
Завідувач кафедри
радіоконструювання та
виробництва радіоапаратури
д.т.н., проф. Нелін Є. А.

(дата)

(підпис)

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ

на виконання магістерської дисертації

«СИСТЕМА БЕЗПЕРЕРВНОГО МОНИТОРИНГУ РІВНЯ ГЛЮКОЗИ У
КРОВІ ЛЮДИНИ»

«SYSTEM OF CONTINUOUS GLUCOSE MONITORING»

Київ 2018

1. Підстава для виконання

Підставою для виконання є завдання на магістерську дисертацію (МД).

2. Виконавці

Керівник магістерської дисертації — д.т.н., проф. Зіньковський Юрій Францевич.

Виконавець — студент групи РІ-71мп Київський Євген Григорович.

3. Мета та призначення

Метою МД є забезпечення безперервного моніторингу глюкози у крові людини та покращення відображення і обробки великих об'ємів даних отриманих через *Bluetooth* з неінвазивного глюкометра.

Система призначена для безперервного і зручного контролю вмісту глюкози у крові людини.

4. Об'єкт дослідження

Система безперервного моніторингу рівня глюкози у крові людини для постійного контролю цукру.

5. Предмет дослідження

Прогнозування і методи обробки, представлення даних знятих з глюкометра.

6. Вихідні дані для проведення МД

Магістерська дисертація із зазначеної теми проводиться вперше. Дослідження проводяться за допомогою сучасних методів накопичення експериментальних даних. При виконанні роботи можуть використовуватись результати попередніх досліджень, що викладені у статті за темою магістерської дисертації.

Основні публікації:

1. Київський Є.Г. Безперервний моніторинг рівня глюкози у крові людини / Київський Є.Г. , Міжнародна наукова інтернет-конференція "Інформаційне суспільство: технологічні, економічні та технічні аспекти становлення" 16 жовтня 2018 року.
2. Київський Є.Г. Безперервний моніторинг рівня глюкози у крові людини / Київський Є.Г. , "WYKSZTAŁCENIE I NAUKA BEZ GRANIC - 2018" 7 -15 листопада 2018 року

7. Вимоги до виконання МД

1. Виконати аналітичний огляд з систем моніторингу рівня глюкози
2. Розробити структурну схеми системи.
3. Розробити алгоритми і програму для обробки даних.
4. Тип підключення BLE (Bluetooth Low Energy).
5. За допомогою розробленого програмного забезпечення дослідити методи обробки великої кількості даних через Bluetooth з глюкометру.
6. Досліди методи прогнозування рівня цукру та інтегрувати у програмне забезпечення.
7. Розробити стартап-проект безперервної системи моніторингу рівня глюкози у крові.

Магістерська дисертація має ґрунтуватись на сучасних принципах розробки програмного забезпечення. Дослідження за темою мають бути на достатньому науковому рівні.

8. Очікувані результати

- Стабільне з'єднання мобільного пристрою з глюкометром.
- Програмний продукт для зручного користування.
- Отримання даних з глюкометру.
- Обробка та відображення статистики змін рівня цукру.
- Прогнозування рівня цукру в крові.

9. Орієнтовний зміст МД:

Завдання на магістерську дисертацію.

Анотація двома мовах.

Зміст.

Вступ.

- 1 Огляд та аналіз існуючих рішень
- 2 Розробки системи.

- 2.1 Встановлення зв'язку з глюкометром.
- 2.2 Опис роботи роботи системи.
- 2.3 Розробка програмного забезпечення для мобільного пристрою.
- 3 Моделювання методів обробки даних.
- 4 Система на основі оптимального методу.
- 5 Проведення дослідження. Тестування. Результати.
- 6 Опис конструкції.
- 7 Охорона праці.

Висновки.

Перелік джерел посилань.

Додатки

10. Матеріали, які подаються під час закінчення МД

- Завдання.
- Технічне завдання.
- Пояснювальна записка.
- Мультимедійна презентація.

11. Етапи МД і терміни їх виконання

Робота виконується в 6 етапів, що представлено в таблиці.

Таблиця. Етапи розробки МД

№	Назва етапу	Термін виконання	Форма звітності
1	Підбір науково-технічних джерел. Огляд попередніх рішень та їх недоліки.	10 – 11. 2017	Розділ 1
2	Постановка задачі для вирішення	12. 2017	Розділ 2
3	Розробка власного програмного забезпечення	01.2018	Розділ 3
4	Моделювання системи	02 – 03. 2018	Розділ 4

	безперервного моніторингу рівня глюкози у крові		
5	Проведення експерименту. Апробація.	03 – 04. 2018	Розділ 5 Публікація
6	Оформлення ПЗ та представлення результатів		Захист

12. Порядок розгляду та приймання МД

Визначають порядок приймання магістерської дисертації.

- Представлення поточних результатів науковому керівнику.
- Представлення завершеної МД кафедрі.
- Попередній захист МД.
- Захист МД на засіданні ЕК.

Виконавець

Керівник

КІЇВСЬКИЙ, Є. Г. РІСІМІП, 2018

Київський Є.Г., студент, бакалавр
 Національний Технічний Університет України "КПІ ім. Ігоря Сікорського"
 м. Київ, Радіотехнічний факультет, студент

БЕЗПЕРЕРВНИЙ МОНІТОРИНГ РІВНЯ ГЛЮКОЗИ У КРОВІ ЛЮДИНИ

За даними Всесвітньої організації охорони здоров'я (ВООЗ), кожні 10 секунд у світі помирає 1 хворий на цукровий діабет, тобто щорічно помирає понад 3 млн осіб. Ця хвороба дуже поширена у сучасному світі, а тому дуже важливо зробити зручним і точним контроль рівня глюкози у людей, які хворі на цукровий діабет.

На сьогоднішній день, найпоширенішим способом для перевірки рівня цукру у крові є інвазивні глюкометри. Людина має проткнути шкіру і, безпосередньо, перевірити кров у спеціальному приладі. Мінуси цього методу полягають у тому, що:

- Кожен раз необхідно робити отвір у шкірі, що може призвести до різних заражень крові;
- Дуже не зручно весь час носити за собою прилад;
- Неможливо відслідкувати стрибки рівня глюкози.

Перший прилад з безперервним моніторингом було запропоновано у 1999 році, до тіла людини кріпився передавач і передавав показники цукру крові на прилад. Натомість, мною у співробітництві з Швейцарською компанією, було розроблено додаток на iOS платформу, який приймає і обробляє дані з передавача. Головною перевагою цього продукту є те, що не потрібно мати ніяких сторонніх приладів, а просто буде достатньо мати з собою персональний мобільний телефон.

Підключення між передавачем і мобільним пристроєм відбувається за допомогою Bluetooth Low Energy (BLE), це бездротова і цифрова технологія передачі даних з наднизьким енергоспоживанням і малим радіусом передачі (приблизно 10 метрів). За допомогою додатку можна налаштувати інтервали моніторингу 5, 15, 30 хвилин, також, додаток присилає сповіщення якщо рівень глюкози різко піднявся або опустився. Додаток показує графік показників рівня цукру за день, тиждень або місяць, час коли було знято останній показник, середнє значення за період. Мобільний застосунок дає дуже зручний інтерфейс управління передавачем і надає інформацію про стан батареї і підключення.

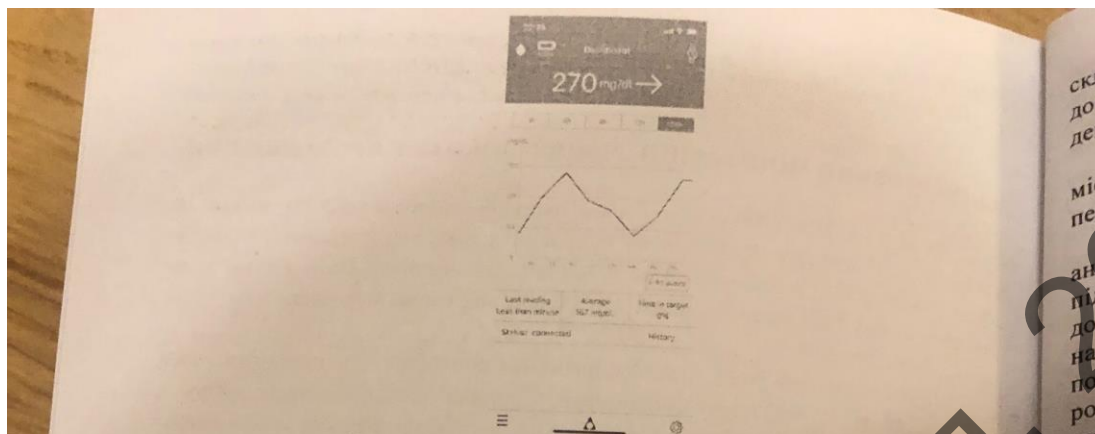


Рис. 1. Головний екран з штучними даними

Підсумовуючи, каскад з передавача і мобільного додатку дає змогу дуже зручно знімати показники рівня глюкози у крові у будь-який момент часу, залишаючи шкіру людини цілою. Цей продукт дасть змогу людям, хворим на діабет, зробити їх життя легше і безпечніше.

Література:

1. GATT Characteristics [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://www.bluetooth.com/specifications/gatt/characteristics> – Назва з екрану.
2. Apple Core Bluetooth documentation [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://developer.apple.com/documentation/corebluetooth> – Назва з екрану.

*Коваль Є. В., Висока А. А., студенти технічного факультету
Університету митної справи та фінансів, м. Дніпро*
*Кузьменко А. І., канд. технічн. наук, доцент
Університету митної справи та фінансів, м. Дніпро*
Кафедра транспортних систем та технологій, доцент

ПІДВИЩЕННЯ ЕФЕКТИВНОСТІ МІСЬКИХ ВАНТАЖНИХ ПЕРЕВЕЗЕНЬ

Останнім часом спостерігається збільшення обсягів розвезення невеликих партій вантажів по мережі міських магістралей. Це пов'язано зі зростанням попиту на перевезення таких категорій вантажів.

Особливостям організації міських вантажних перевезень приділяли увагу багато видатних вчених та молодих науковців. Вони розглянуті у працях Глухарьова Т. А., Горбаньова Р. В., Штундель Е. В., Любарського Р. Е., Сігаєва А. В., Гудкова В. А., Шептуна А. Н., Нагорного Є. В., Міротіна М. Б., Вельможина А. В. та багато інших.

Аналіз цих робіт дозволив виділити основні проблеми, що впливають на ефективність міських вантажних перевезень. Серед них: зростаюча конкуренція на ринку автотранспортних послуг; вагома доля транспортної

Oprogramowanie

студент Київський Є.Г.

*Національний Технічний Університет України "КПІ ім. Ігоря Сікорського",
Україна*

БЕЗПЕРЕРВНИЙ МОНІТОРИНГ РІВНЯ ГЛЮКОЗИ У КРОВІ ЛЮДИНИ

За даними Всесвітньої організації охорони здоров'я (ВООЗ), кожні 10 секунд у світі помирає 1 хворий на цукровий діабет, тобто щорічно помирає понад 3 млн осіб. Ця хвороба дуже поширена у сучасному світі, а тому дуже важливо зробити зручним і точним контроль рівня глюкози у людей, які хворі на цукровий діабет.

На сьогоднішній день, найпоширенішим способом для перевірки рівня цукру у крові є інвазивні глюкометри. Людина має проткнути шкіру і, безпосередньо, перевірити кров у спеціальному приладі. Мінуси цього методу полягають у тому, що:

Кожен раз необхідно робити отвір у шкірі, що може призвести до різних заражень крові;

Дуже не зручно весь час носити за собою прилад;

Неможливо відслідкувати стрибки рівня глюкози.

Збір та репрезентація показників глюкози у крові відіграє дуже велику роль для правильного лікування і контролю цукрового діабету. Для того щоб людина могла мати повноцінне життя, не маючи залежності від пристрою, а саме інвазивного глюкометра, було розроблено систему. Ця система дозволяє знімати показники глюкози у крові постійну і найголовніше, що неінвазивно, тобто без безпосереднього контакту з кров'ю людини.

Через те що, такий вид глюкометрів менш точний, необхідно постійно (кожні 5, 10 або 30 хвилин) знімати необхідний показник, що дозволить мати довготривалу картину зміни глюкози.

Перший прилад з безперервним моніторингом було запропоновано у 1999 році, до тіла людини кріпився передавач і передавав показники цукру крові на прилад. Натомість, мною у співробітництві з Швейцарською компанією, було

розроблено додаток на *iOS* платформу, який приймає і обробляє дані з передавача. Головною перевагою цього продукту є те, що не потрібно мати ніяких сторонніх приладів, а просто буде достатньо мати з собою персональний мобільний телефон.

Підключення між передавачем і мобільним пристроєм відбувається за допомогою *Bluetooth Low Energy (BLE)*, це бездротова і цифрова технологія передачі даних з наднизьким енергоспоживанням і малим радіусом передачі (приблизно 10 метрів). За допомогою додатку можна налаштувати інтервали моніторингу 5, 15, 30 хвилин, також, додаток надсилає сповіщення якщо рівень глюкози різко піднявся або знизився. Додаток показує графік показників рівня цукру за день, тиждень або місяць, час коли було знято останній показник, середнє значення за період. Мобільний застосунок дає дуже зручний інтерфейс управління передавачем і надає інформацію про стан батареї і підключення.



Рис. 1. Головний екран з штучними даними

Підсумовуючи, каскад з передавача і мобільного додатку дає змогу дуже зручно знімати показники рівня глюкози у крові у будь-який момент часу, залишаючи шкіру людини цілою. Цей продукт дасть змогу людям, хворим на діабет, зробити їх життя легше і безпечніше.

Література

1. GATT Characteristics [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://www.bluetooth.com/specifications/gatt/characteristics> – Назва з екрану.
2. Apple Core Bluetooth documantion [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://developer.apple.com/documentation/corebluetooth> – Назва з екрану.