

УДК 616.379-008.64

ПРОТОТИП ПРИЛАДУ З ІНТЕГРОВАНОЮ АНТЕНОЮ ДЛЯ НЕІНВАЗИВНОГО ВИМІРЮВАННЯ ГЛЮКОЗИ В КРОВІ

Парфіло І.О.

i.parfylo.zm41mp.fbmi25@iit.kpi.ua

Богомолов М.Ф.

mfbogomolov@gmail.com

Факультет біомедичної інженерії

Національний технічного університету України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»,

м. Київ, Україна

Анотація– У роботі представлено дослідження процесу розроблення неінвазивної системи моніторингу рівня глюкози в крові на основі мікрохвильових технологій. Запропонований підхід ґрунтується на аналізі електромагнітної взаємодії між сенсорною антеною та біологічними тканинами, що дає змогу визначати концентрацію глюкози за змінами діелектричних властивостей середовища. На основі літературного аналізу було здійснено вибір робочої частоти з урахуванням глибини проникнення хвиль у шкіру та особливостей багатoshарової структури тканин.

У дослідженні застосовано нерезонансний метод відбиття, що передбачає вимірювання коефіцієнта розсіювання S_{11} у визначеному частотному діапазоні. Зміна цього параметра прямо корелює зі змінами діелектричної проникності тканини, зумовленими варіаціями рівня глюкози. Розроблений пристрій реалізовано у формі наручного годинника, який забезпечує зручність експлуатації та постійний контакт із тілом користувача.

Система побудована на базі мікроконтролера ESP32-WROOM-32E-N4, що забезпечує обробку даних і бездротову передачу результатів. Сенсорний блок включає антену ACAG1204-433-T, генератор частоти ADF4350BCPZ-RL7, підсилювач PGA-102+, спрямований розгалужувач SYDC-20-62HP+ та двоканальний логарифмічний детектор ADL5519ACPZ-R7. Живлення системи здійснюється від літій-полімерного акумулятора ємністю 800 мА·год.

Запропонована технологія демонструє потенціал для створення портативних біомедичних пристроїв нового покоління, орієнтованих на комфортний і точний неінвазивний контроль глюкози в реальному часі.

Ключові слова: глюкоза, антена, діелектрична проникність, вимірювання.

І. ВСТУП

Цукровий діабет — це хронічне захворювання, за якого підшлункова залоза продукує недостатню кількість інсуліну або організм втрачає здатність ефективно його використовувати, що зумовлює необхідність постійного контролю рівня глюкози [1].

Для своєчасного введення дози інсуліну хворим на діабет необхідно постійно відстежувати рівень глюкози в крові, що зазвичай здійснюється за допомогою інвазивних глюкометрів. Однак багаторазові проколи пальця підвищують ризик інфекцій і створюють дискомфорт, тому актуальним є завдання створення компактних приладів для моніторингу глюкози, придатних для щоденного використання.

Для реалізації безконтактного контролю концентрації глюкози було запропоновано низку технічних підходів, частина з яких уже знайшла практичне застосування у вигляді комерційних приладів. До таких підходів належать оптичні, трансдермальні, теплові, імпедансні, електрохімічні, акустичні та спектроскопічні методи, серед яких можна відзначити технології на основі графенових наносенсорів та раманівської спектроскопії. Водночас більшість із цих систем не забезпечують повної неінвазивності, що знижує комфорт під час експлуатації [2].

Одним із найбільш перспективних напрямів у галузі неінвазивного контролю рівня глюкози є мікрохвильові методи вимірю-

вання, які ґрунтуються на аналізі електромагнітної взаємодії між сенсорним елементом і біологічними тканинами.

У даній роботі використано саме нерезонансний підхід, зокрема метод відбиття [3].

II. МЕТА РОБОТИ

Метою роботи є розробка прототипу приладу з інтегрованою антеною для неінвазивного моніторингу глюкози в крові.

III. ТЕОРЕТИЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ ВИБОРУ РОБОЧОЇ ЧАСТОТИ АНТЕНИ

У практичних експериментах для неінвазивного вимірювання концентрації глюкози застосовують дві концептуальні групи підходів: резонансні та нерезонансні. Резонансні методи відстежують зміни резонансної частоти; нерезонансні — аналізують параметри розсіяння (переважно коефіцієнти відбиття), що дозволяє враховувати спектральні особливості діелектричних властивостей тканин.

У даній роботі було обрано нерезонансний підхід із використанням методу відбиття, тобто вимірювання коефіцієнта відбиття S_{11} у визначеному частотному інтервалі. Коефіцієнт відбиття S_{11} визначає відношення відбитої хвилі до падаючої у порті антенного тракту й залежить від комплексного імпедансу навантаження, яке, у нашому випадку, утворюють шари тканин.

Антенa, що працює у ближньому полі, формує локальне поле, яке проникає у шкірні шари. Взаємодія цього поля з кров'ю відображаються як варіації у вимірюваному S_{11} . Практично це означає, що при заданій частоті та конфігурації антени спостережувані зрушення амплітудно-фазових характеристик $S_{11}(f)$ можна корелювати з концентрацією глюкози через відому частотну залежність $\epsilon'(\omega)$ і $\epsilon''(\omega)$ [4].

Діелектрична проникність крові зменшується з підвищенням рівня глюкози, тому даний параметр є теоретичною основою мікрохвильового вимірювання концентрації глюкози. Діелектрична проникність може бути представлена у вигляді комплексної величини [5]:

$$\epsilon = \epsilon' - j\epsilon'' \quad (1)$$

де, ϵ' - дійсна частина діелектричної проникності,

$j\epsilon''$ - уявна частина.

Частотна залежність обох компонент визначає поведінку розсіяння і відбиття електромагнітного поля при контакті антени з тканиною, що є ключовим для непрямих вимірювань концентрації глюкози.

Ключовим обмеженням при виборі частоти сенсорного елемента приладу (антени) є глибина проникнення електромагнітної хвилі у тканину. На низьких частотах хвилі проникають глибше, що забезпечує вплив на підшкірні судини й м'язи, проте вимагає більших геометричних розмірів антени. Саме цей компроміс між глибиною проникнення та розмірами антени визначає необхідність відбирати робочу частоту з урахуванням цільової зони проникнення (наприклад, поверхневі капіляри або глибші вени) та конструктивних обмежень пристрою [6].

На рисунку 1 зображено глибину проникнення радіочастотних полів у тканини організму залежно від частоти та типу тканини (логарифмічна шкала).

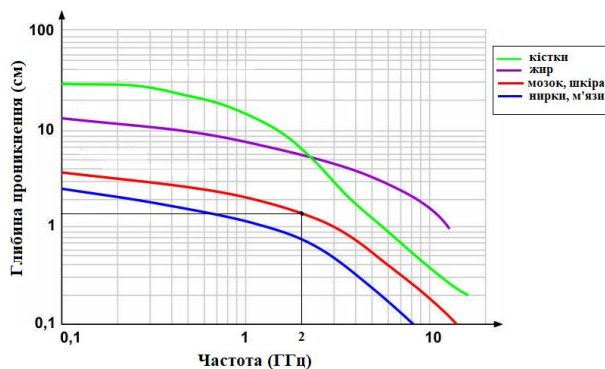


Рис. 1 – Глибина проникнення радіочастотних полів у тканини організму людини [7]

У частотному діапазоні 0,5–2,5 ГГц середня глибина проникнення у м'язовій тканині оцінюється приблизно в 1,5–0,5 см, тоді як у діапазоні вище 10 ГГц глибина проникнення зменшується до порядку 0,2 мм або менше [8].

У мініатюрних електронних пристроях застосування антен на дуже низьких частотах є малопоширеним, оскільки зі зменшенням

робочої частоти пропорційно зростають геометричні розміри антени [9]. З огляду на це, оптимальним рішенням для забезпечення компактності конструкції приладу та ефективності випромінювання є вибір робочої частоти антени до 2 ГГц.

IV. ФУНКЦІОНАЛЬНИЙ ПРИНЦИП РОБОТИ СИСТЕМИ

Розроблений прилад конструктивно виконаний у формі наручного годинника (рис. 2), що забезпечує зручність експлуатації, ергономічність і постійний контакт із тілом користувача. Така форма дає змогу здійснювати безперервний моніторинг рівня глюкози без необхідності інвазивного втручання.

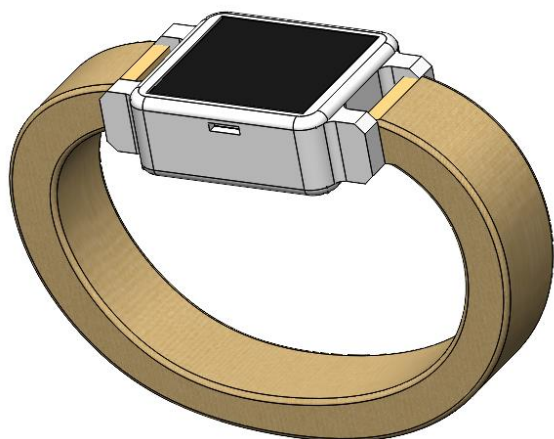


Рис. 2 – Зовнішній вигляд приладу

Корпус приладу має компактні розміри та містить технологічні отвори для під'єднання Micro USB-роз'єма (розташованого збоку), а також для виходу антени, змонтованої на нижній основі приладу. Завдяки цьому передбачена можливість як дротового підключення для заряджання чи передачі даних, так і проведення вимірювань у неінвазивному режимі.

Внутрішня архітектура пристрою побудована таким чином, щоб усі компоненти були розміщені шарами один над одним для оптимального використання внутрішнього простору.

Основними конструктивними елементами є дві друковані плати, дисплейний модуль, акумуляторна батарея, антена-сенсор,

з'єднувальний шлейф та Micro USB-роз'єм. Така конфігурація забезпечує стабільну роботу системи, ефективне енергоспоживання та надійний електричний зв'язок між функціональними блоками.

Габаритні розміри приладу зображено на рисунку 3.

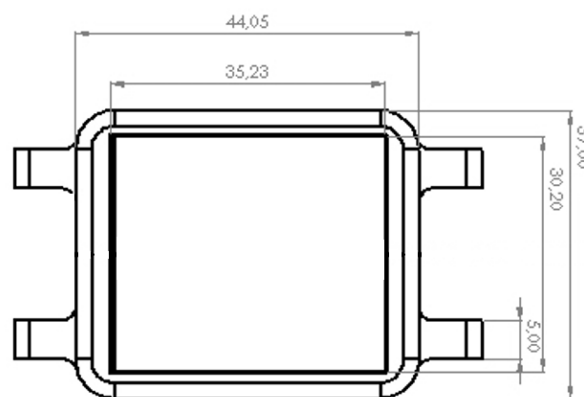


Рис. 3 – Габаритні розміри приладу (Вигляд спереду)

Фронтальний розріз приладу зображений на рисунку 4:

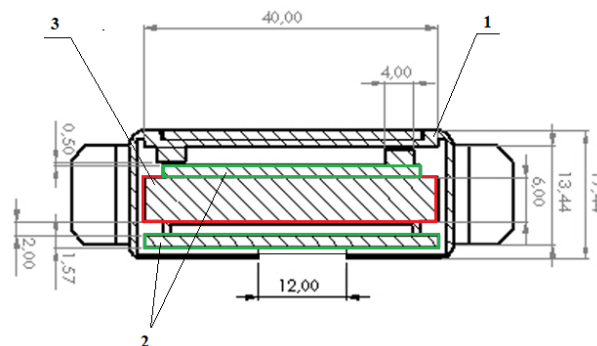


Рис. 4 – Фронтальний розріз приладу (1 – дисплейний модуль, 2 – друковані плати, 3 – акумуляторна батарея)

Верхня друкована плата (друкована плата № 1) виконує функцію блока живлення. На ній розміщено елементи стабілізації та розподілу живлення для всіх підсистем пристрою, а також роз'єм для під'єднання зарядного кабелю. До цієї ж плати під'єднано дисплейний модуль, що розташований безпосередньо над нею. З'єднання між платою живлення та дисплеєм здійснюється за допомогою гнучкого шлейфа, який забезпечує надійний електричний контакт і водночас дозволяє

компактне компонування у вузькому корпусі годинника.

Під платою живлення розташована акумуляторна батарея. Для запобігання механічному контакту батареї з елементами друкованої плати використовується захисна кришка або ізоляційна пластина, на якій батарея безпосередньо фіксується.

Нижче батареї розташована друга друкована плата (друкована плата № 2), яка виконує функцію сенсорного блоку. На ній розміщені електронні компоненти, що забезпечують прийом, обробку та передачу сигналів від сенсорної системи до мікроконтролера. На нижній стороні сенсорної плати розташовано антену, яка забезпечує функцію сенсорного елемента.

Функціональна схема блоку живлення зображена на рисунку 5:

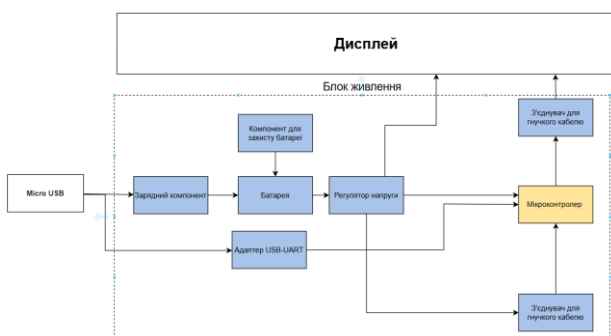


Рис. 5 – Функціональна схема блоку живлення приладу

Спочатку струм надходить до зарядного компонента, який регулює процес заряджання батареї. Батарея накопичує енергію та дозволяє пристрою працювати незалежно від зовнішнього підключення. Для додаткового захисту елементів живлення у схемі передбачено компонент захисту батареї, який обмежує перевищення допустимих параметрів напруги й струму та запобігає глибокому розряду.

Акумуляторна батарея виконує функцію автономного джерела енергії, накопичуючи заряд, необхідний для роботи пристрою без зовнішнього живлення. Вихідна напруга батареї подається на регулятор напруги, який стабілізує напругу до рівня, необхідного для

коректного функціонування електронних вузлів системи.

Стабілізоване живлення надходить до мікроконтролера, який виконує центральні керувальні функції. Він координує роботу зарядного компонента, регулятора напруги, адаптера USB–UART, а також здійснює керування сенсорним блоком та передавання даних на дисплей.

Для забезпечення обміну даними між пристроєм і комп'ютером у складі блоку живлення використовується адаптер USB–UART, який перетворює інтерфейс USB у послідовний протокол UART. Це дає змогу виконувати програмування мікроконтролера, налагодження роботи приладу, а також передавання результатів вимірювань до зовнішніх пристроїв

Функціональна схема сенсорного блоку зображена на рисунку 6:

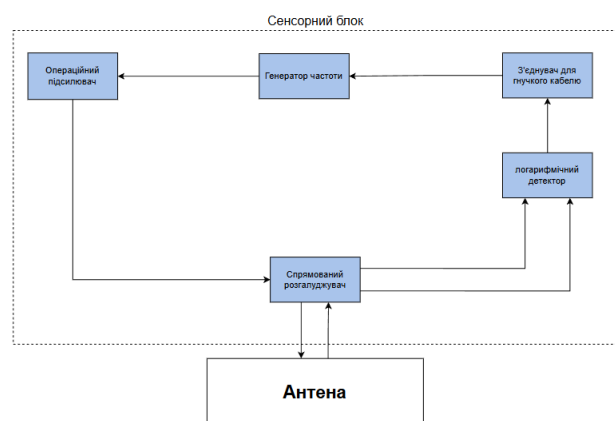


Рис. 6 – Функціональна схема сенсорного блоку приладу

Основним елементом сенсорного блоку є генератор частоти, який формує високочастотний сигнал заданої амплітуди та частоти. Цей сигнал надходить на спрямований розгалужувач, який розподіляє його між антеною та логарифмічним детектором, забезпечуючи можливість одночасного контролю як прямої, так і відбитої хвилі. Стабілізоване живлення та сигнали керування надходять до нього від мікроконтролера через гнучкий з'єднувальний шлейф.

Антену випромінює електромагнітну хвилю в напрямку досліджуваного об'єкта та

приймає відбитий сигнал. Відбитий сигнал повертається до спрямованого розгалужувача, звідки надходить на логарифмічний детектор, що перетворює амплітуду сигналу в напругу постійного струму. Після детектування сигнал подається аналого-цифровий перетворювач. Отриманий аналоговий сигнал передається до мікроконтролера через з'єднувальний кабель. Мікроконтролер аналізує різницю між прямою та відбитою хвилею. На основі цього аналізу робляться висновки про зміну діелектричних властивостей тканини, що безпосередньо корелює з рівнем глюкози у крові. Результати вимірювань відображаються на дисплеї, підключеному до мікроконтролера.

IV. СТРУКТУРА ТА АПАРАТНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ПРИЛАДУ

Основу блоку живлення та сенсорного блоку становить мікроконтролерний модуль ESP32-WROOM-32E-N4 (розміром $18 \times 25,5$ мм), який інтегрує двоядерний процесор Xtensa LX6 із підтримкою Wi-Fi та Bluetooth. Також даний модуль має широкий набір периферійних інтерфейсів (UART, SPI, I²C тощо). Зовнішній вигляд мікроконтролера зображено на рисунку 7:

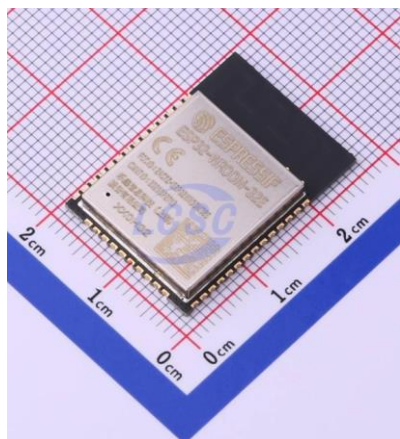


Рис. 7 – Мікроконтролерний модуль ESP32-WROOM-32E-N4 [10]

У даній системі використовується Micro USB (USB Micro-B) - компактний, механічно стійкий і технічно стандартизований роз'єм, що дозволяє як передавати дані, так і подавати живлення на схему. Завдяки USB-UART

перетворювачу CP2104-F03-GMR забезпечується інтерфейс між USB і UART шиною мікроконтролера. CP2104-F03-GMR має розміри 4×4 мм, що робить його зручним для використання у малогабаритних пристроях.

Живлення системи забезпечується літій-полімерним акумулятором ємністю 800 мА·год, який має інтегрований захист від перевантажень і розряду і є сумісним із CC/CV зарядними контролерами. Для зарядки акумулятора застосовується спеціалізований контролер TP4056-42, який забезпечує стабільний процес зарядки від USB-порту або зовнішнього адаптера в діапазоні вхідних напруг 4–8 В.

Оскільки напруга Li-Po акумулятора змінюється в межах 4,2–3,0 В, а більшість цифрових компонентів (ESP32, дисплей) потребують стабільного живлення 3,3 В. Для цього у схемі було використано перетворювач TPS63031. Перетворювач TPS63031 — це компактний ($2,5 \times 2,5$ мм) buck-boost регулятор, який автоматично переходить між понижувальним і підвищувальним режимами, забезпечуючи стабільні 3,3 В на виході незалежно від рівня заряду акумулятора. При виході 3,3 В він забезпечує до 800 мА навантаження в buck-режимі (коли $V_{IN} > 3,3$ В) і до ~ 500 мА — у boost-режимі (якщо $V_{IN} < 3,3$ В). Для захисту від перезарядження, перерозрядження та перевантаження було використано XB5358A.

Візуалізація даних у пристрої реалізується через Waveshare Модуль LCD з діагоналлю 1.8 дюйма, який має робочу напругу 3.3 В. Він напряму сумісний із інтерфейсами ESP32, що спрощує інтеграцію та зменшує потребу в додаткових мікросхемах. Діапазон робочих температур становить від -30 °C до $+85$ °C, а габаритні розміри складають 33×40 мм.

Для з'єднання сенсорного блоку та блоку живлення використовується FPC/FFC конектор. Це тип з'єднувача, призначений для з'єднання FPC (гнучких друкованих плат) та PCB (друкованих плат). Метод з'єднання FPC полягає у безпосередньому вставленні їх у з'єднувач.

Основним джерелом сигналу у сенсорному блоці є синтезатор частоти з фазовим автопідлаштуванням (PLL) ADF4350BCPZ-RL7. Цей компонент формує стабільний високочастотний сигнал у широкому діапазоні частот від 137,5 МГц до 4400 МГц та працює від джерела живлення 3,0–3,6 В. ADF4350 використовує архітектуру з інтегрованим VCO (Voltage-Controlled Oscillator) та дробово-цілим дільником частоти, що забезпечує точне керування вихідною частотою з мінімальним фазовим шумом.

Після генератора частоти сигнал надходить до широкосмугового підсилювача PGA-102+. Даний компонент забезпечує низький рівень власних шумів і стабільну роботу у широкому частотному діапазоні від 50 МГц до 6 ГГц. Підсилювач живиться від джерела напруги 3,3 В і узгоджений на хвильовий опір 50 Ω , що забезпечує мінімальні втрати енергії та зменшення відбиття сигналу.

Для розділення потоку сигналу між прямим та відбитим трактами використовується спрямований розгалужувач SYDC-20-62HP+. Розгалужувач працює у частотному діапазоні 10–540 МГц, що повністю охоплює робочу частоту антенного модуля. Основними характеристиками є до 25 Вт максимальної потужності сигналу та близько 0,2 дБ основних втрат.

Випромінюючим і приймальним елементом системи є антена ACAG1204-433-T, оптимізована для роботи на частоті 433 МГц, що відповідає діапазону ISM (Industrial, Scientific, and Medical). Антена має компактні розміри, узгодження на 50 Ω та високу ефективність у зазначеному частотному діапазоні. Зовнішній вигляд антени зображено на рисунку 8:

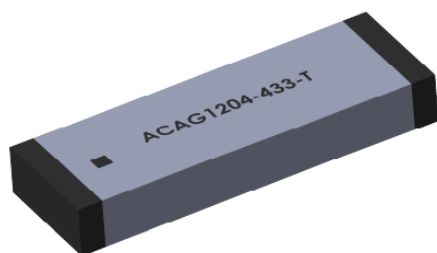


Рис. 8 – антена ACAG1204-433-T [11]

Для вимірювання потужності та співвідношення між прямим і відбитим сигналами використовується двоканальний логарифмічний детектор ADL5519ACPZ-R7. Цей компонент здатний одночасно приймати два високочастотні сигнали, виконуючи їх амплітудне перетворення у пропорційні напруги постійного струму. Такий принцип роботи дозволяє визначати рівень сигналів у dBm та обчислювати коефіцієнт відбиття (S_{11}). Робочий частотний діапазон детектора становить від 1 МГц до 10 ГГц. Вихідні сигнали детектора подаються на операційний підсилювач, який збільшує їх амплітуду до рівня, придатного для подальшої цифрової обробки мікроконтролером.

V. ВИСНОВКИ

У сучасних дослідженнях неінвазивного моніторингу глюкози в крові накопичено значний досвід використання різних фізичних принципів, серед яких домінують оптичні, спектроскопічні, електрохімічні, імпедансні, акустичні та мікрохвильові методи. Існуючі технічні рішення, представлені у вигляді комерційних приладів, часто базуються на частковій неінвазивності, що передбачає або потребу в калібруванні через інвазивні вимірювання, або обмежену точність у польових умовах.

У даній роботі запропоновано нове технічне рішення — прототип приладу з інтегрованою антеною, що реалізує нерезонансний мікрохвильовий метод вимірювання за коефіцієнтом відбиття S_{11} . На відміну від більшості існуючих підходів, розроблений пристрій не потребує безпосереднього оптичного контакту чи введення реагентів і працює на принципі аналізу електромагнітної взаємодії між антеною та шарами біологічних тканин. Його конструкція у формі наручного годинника забезпечує зручність використання, автономність і постійний контакт із тілом користувача, що дає змогу реалізувати безперервний моніторинг рівня глюкози в реальному часі. Перевагою цього рішення є висока чутливість до змін діелектричних характеристик, відсутність болісних маніпуляцій і можливість бездротової передачі даних.

Запропоноване рішення створює умови для розв'язання низки нових задач у галузі біомедичної діагностики. Зокрема, воно дозволяє удосконалити точність і зручність неінвазивного контролю глюкози за рахунок інтеграції сенсорної антени у компактний корпус із мікроконтролером і бездротовими модулями зв'язку. Реалізація приладу в переносному форматі та його сумісність із сучасними технологіями зв'язку створюють перспективи для інтеграції у системи «розумного здоров'я» та безперервного моніторингу життєвих показників.

Перспективи подальших досліджень полягають у вдосконаленні алгоритмів калібрування та цифрової обробки сигналів для підвищення точності визначення концентрації глюкози, а також у розширенні функціоналу системи для паралельного контролю інших фізіологічних параметрів. Подальші експериментальні роботи мають бути спрямовані на клінічну валідацію результатів і оптимізацію конструкції приладу для різних типів шкіри та фізіологічних умов.

Фінансування. Дане дослідження не отримувало зовнішнього фінансування.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

ORCID ID та внесок авторів.

0009-0000-6408-7879 (А, В, С,) Inna Parfyo

0000-0002-4351-527X (D, E) Mykola Vогomolov

А – концепція роботи та дизайн; В – аналіз інформації; С – написання статті; D – критичний огляд; E – остаточне схвалення статті.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

- 1 - Що треба знати про цукровий діабет: типи, симптоми, ускладнення [Онлайн]. Доступно: <https://www.phc.org.ua/news/scho-treba-znati-pro-cukroviy-diabet-tipi-simptomi-uskladnennya> (дата звернення: 12.11.2025).
- 2 - Elsheakh, Dalia N., EL-Hawary Mohamed, and Angie R. Eldamak. "Blood glucose monitoring biosensor based on multiband split-ring resonator monopole antenna." *Biosensors* 15.4 (2025): 250. [Онлайн]. Доступно: <https://www.mdpi.com/2079-6374/15/4/250> (дата звернення: 12.11.2025).
- 3 - Dima, Roberto, Sandra Costanzo, and Raffaele Solimene. "Dielectric models of blood-glucose solutions: A systematic literature review." *IEEE Access* (2024). [Онлайн]. Доступно: <https://ieeexplore.ieee.org/document/10714336> (дата звернення: 12.11.2025).
- 4 - Pan, Hao, et al. "CGMM: Non-invasive continuous glucose monitoring in Wearables using metasurfaces." *Proceedings of the 31th Annual International Conference on Mobile Computing and Networking*. 2025. [Онлайн]. Доступно: <https://ppjhb.com/publication/cgmm/> (Дата звернення: 12.11.2025).
- 5 - Yilmaz, Tuba, Robert Foster, and Yang Hao. "Radio-frequency and microwave techniques for non-invasive measurement of blood glucose levels." *Diagnostics* 9.1 (2019): 6. [Онлайн]. Доступно: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC6468903/> (Дата звернення: 12.11.2025).
- 6 - Leabman, Michael A. "Wearable devices for health monitoring using radio waves that include signal isolation." U.S. Patent No. 11,992,299. 28 May 2024. [Онлайн]. Доступно: <https://patents.google.com/patent/US11992299B2/en> (Дата звернення: 12.11.2025).
- 7 - Radio frequency (10 MHz–300 GHz) [Онлайн]. Доступно: <https://www.emf-portal.org/en/cms/page/home/effects/radio-frequency> (Дата звернення: 12.11.2025).
- 8 - Yilmaz, Tuba, Robert Foster, and Yang Hao. "Radio-frequency and microwave techniques for non-invasive measurement of blood glucose levels." *Diagnostics* 9.1 (2019): 6. [Онлайн]. Доступно: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC6468903/> (Дата звернення: 12.11.2025).
- 9 - Understanding chip antennas [Онлайн]. Доступно: <https://www.johansontechnology.com/docs/4469/johanson-understanding-chip-antennas-handbook.pdf> (Дата звернення: 12.11.2025).
- 10 - ESPRESSIF ESP32-WROOM-32E-N4 [Онлайн]. Доступно: https://www.lcsc.com/product-detail/C701341.html?s_z=n_ESP32-WROOM-32 (Дата звернення: 12.11.2025).
- 11 - ABRACON ACAG1204-433-T [Онлайн]. Доступно: <https://www.lcsc.com/product-detail/C6113830.html> (Дата звернення: 12.11.2025).

UDC 616.379-008.64

PROTOTYPE DEVICE WITH INTEGRATED ANTENNA FOR NON-INVASIVE BLOOD GLUCOSE MEASUREMENT

Inna Parfylo

i.parfylo.zm41mp.fbmi25@lil.kpi.ua

Mykola Bogomolov

mfbogomolov@gmail.com

National Technical University of Ukraine
“Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”

Abstract – The paper presents a study of the development of a non-invasive blood glucose monitoring system based on microwave technologies. The proposed approach is based on the analysis of electromagnetic interaction between a sensor antenna and biological tissues, which allows determining glucose concentration by changes in the dielectric properties of the medium. Based on a literature review, the operating frequency was selected taking into account the depth of wave penetration into the skin and the characteristics of the multilayer tissue structure.

The study used a non-resonant reflection method, which involves measuring the S_{11} scattering coefficient in a specific frequency range. Changes in this parameter directly correlate with changes in the dielectric permeability of tissue caused by variations in glucose levels. The developed device is implemented in the form of a wristwatch, which ensures ease of use and constant contact with the user's body. The system is based on the ESP32-WROOM-32E-N4 microcontroller, which provides data processing and wireless transmission of results. The sensor unit includes an ACAG1204-433-T antenna, an ADF4350BCPZ-RL7 frequency generator, a PGA-102+ sub-amplifier, a SYDC-20-62HP+ directional splitter, and an ADL5519ACPZ-R7 dual-channel logarithmic detector. The system is powered by an 800 mAh lithium polymer battery.

The proposed technology demonstrates the potential for creating a new generation of portable biomedical devices focused on comfortable and accurate non-invasive real-time glucose monitoring.

Keywords: *glucose, antenna, dielectric permeability, measurement.*