

## ФОТОМЕТРИЧНИЙ МЕТОД І ПРИЛАД ДЛЯ МОНІТОРИНГУ РІВНЯ ГЛЮКОЗИ ХВОРИХ НА ЦУКРОВИЙ ДІАБЕТ

Вінницький національний технічний університет

### Анотація

Запропоновано метод і конструкцію оптоелектронного пристрою для визначення та неінвазивного моніторингу кількісного вмісту глюкози у крові людини, який дозволяє досліджувати динаміку змін рівня глюкози у крові на двох довжинах хвиль світла для хворих на цукровий діабет.

**Ключові слова:** кров, поглинання світла, концентрація глюкози.

### Abstract

The method and design of the optoelectronic device for the determination and non-invasive monitoring of quantitative glucose content in human blood is proposed, which allows studying the dynamics of changes in glucose levels in blood at two wavelengths for patients with diabetes mellitus.

**Keywords:** blood, absorption of light, concentration of glucose.

### Вступ

Сьогодні всі більш широке використання у медицині займають неінвазивні оптоелектронні методи інструментальної діагностики та моніторингу стану численних захворювань. Актуальною задачею є розробка і удосконалення приладів для контролю концентрації глюкози у крові пацієнтів із захворюванням на цукровий діабет [1], [2].

Метою роботи є розроблення удосконаленого методу та оптоелектронного пристрою для неінвазивних вимірювань і моніторингу концентрації глюкози у крові людини із застосуванням двох довжин світлових хвиль.

### Результати дослідження

Для визначення концентрації розчинів фотометричним методом використовують закон Бугера-Ламберта-Бера [3]:

$$I_{out} = I_0 \exp(-k c L m), \quad (1)$$

де  $I_0$  – вхідна інтенсивність світла;  $I_{out}$  – вихідна інтенсивність світла;  $L$  – товщина шару біологічного середовища;  $k$  – коефіцієнт поглинання;  $c$  – спектральний коефіцієнт;  $m$  – коефіцієнт поверхневого стану біологічного об'єкта (коефіцієнт завади). Недоліками такого підходу є:

- відмінні особливості будови біологічних об'єктів (різна структура мікроартерій і капілярів, товщини шарів шкіри та епідермісу, відмінність оптичної щільності шкіри різних пацієнтів);
- біологічні показники крові (наприклад, глюкози) знаходяться в хімічно-зв'язаному стані з іншими її компонентами, що значно ускладнює аналіз параметрів оптичного пропускання/поглинання на різних довжинах хвиль.

- високі значення інструментальної та методичної похибок вимірювання (їх значення значно залежать від стану і типу шкіри людини та її фізіологічного стану);

- шуми у випромінювачах і фотоприймачах, які вносять значну похибку в результат вимірювання.

Для мінімізації впливу вказаних недоліків запропоновано удосконалений метод вимірювань та конструкцію оптичного пристрою неінвазивного моніторингу концентрацій показників крові.

Метод полягає у послідовному вимірюванні двох станів біологічного об'єкта на двох довжинах хвилі та визначення контрольної різниці оптичної густини у них (рисунок 1). В першому стані вимірювання відбувається із прикладеною силою натиснення для забезпечення відтоку крові з біологічного об'єкта (кінцівки пальців, мочки вуха), а у другому – в нормальному стані біологічного об'єкта, з повним кровонаповненням [4].



Рисунок 1 – Методика визначення концентрації глюкози у крові людини

Суть методу полягає у використанні двох фаз вимірювання на двох довжинах хвиль при реєстрації поглиненого оптичного випромінювання (дія на пропускання) та виконанні 3-х етапів:

- фаза 1 – вимірювання інтенсивності пройденого випромінювання  $I_{out}$  з відтоком крові в біологічному об'єкті: в тонких тканинах пальців рук або мочки вуха, який забезпечується шляхом прикладення поперечної сили тиску  $F_{\gamma}$  до області вимірювання;
- фаза 2 – вимірювання інтенсивності пройденого випромінювання  $I_{out}$  без відтиску крові (після фази 1) за відсутності сили натиснення  $F_{\gamma} = 0$ ;
- фаза 3 – порівняння отриманих результатів вимірювання шляхом визначення різниць середніх арифметичних значень вимірювальних фотострумів [4]:

$$I_{out} = I_{VFAS1} - I_{VFAS2} \quad (2)$$

де  $I_{out}$  - результуюче значення вихідної інтенсивності оптичного випромінювання;  $I_{FASE 1}$  - вимірне значення інтенсивності випромінювання після виконання фази 1;  $I_{FASE 2}$  - вимірне значення інтенсивності випромінювання після виконання 2-ї фази.

Модель, що встановлює зв'язки між отриманими фотострумами при опроміненні на двох довжинах хвиль ( $I^1$  та  $I^2$ ) із рівнем глюкози в крові:

$$M = p \cdot \log\left(\frac{I_{out}^1 + I_{out}^2}{2}\right) \cdot d, \quad (3)$$

де  $M$  – концентрація глюкози в молях,  $p$  - коефіцієнт перетворення електричного сигналу,  $d$  - товщина вимірюваного об'єкту.

Різниця вимірних спектральних показників пропускання дозволяє сформувати максимально об'єктивне значення концентрації речовин у вимірюваному об'ємі крові.

Структурна схема пристрою наведена на рис. 2

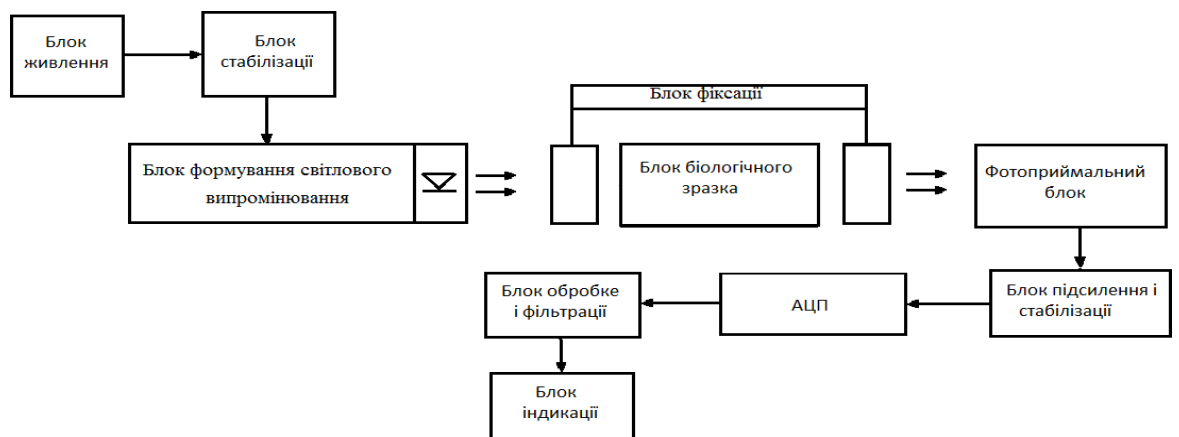


Рисунок 2 – Структурна схема пристрою для вимірювання показників глюкози в крові

Блок формування випромінювання забезпечує рівень освітленості поверхні об'єкта із контролем на біологічному об'єкті (робочі довжини хвилі 660 нм і 950 нм, потужність 30 мВт).

Блок біологічного зразка являє собою кліпсу з фіксатором, після проходження якого випромінювання буде попадати на фотоприймальний блок (перетворює оптичний сигнал в електричний). Оскільки пройдений сигнал буде досить слабким, він буде передаватись в блок підсилення і стабілізації. АЦП блок перетворює отриманий аналоговий сигнал у дискретний код (цифровий сигнал), який в свою чергу буде подаватись блок обробки і фільтрації.

Оброблені данні подаються на блок індикації – світлодіодний індикатор, який відтворює опрацьовану інформацію та показує концентрацію глюкози, обраховану за наведеним вище методом.

### **Висновки**

Встановлено, що запропонований підхід дозволяє підвищити загальну точність визначення концентрації глюкози у крові пацієнтів за рахунок удосконалення оптоелектронного методу силових різниць та застосування двох спектральних довжин хвиль випромінювання. Проведені модельні експерименти показали, що різниця результатів вимірювань розробленого пристрою та стандартного інвазивного глюкометра OneTouch Ultra Easy знаходиться в межах 4 %.

### **СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ**

1. Прудіус П.Г. Порівняльне дослідження портативних систем контролю і аналізу концентрації глюкози в крові / П.Г. Прудіус, В.В. Дмитрук, О.О. Белік // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2007. – №2(14). – С. 178 -182.
2. Герасименко В.Л. Обзор методов определения глюкозы: [Текст] / В.Л. Герасименко– М.: Наука, 2005. – 356 с.
3. Non-invasive Blood Glucose Assay by Near-Infrared Diffuse Reflectance Spectroscopy of the Human Inner Lip / R. Marbach, Th. Koschinsky, F.A. Gries, H.M. Heise // Diagnosis and Treatment. – 2006. – №7. – С. 87 – 91
4. Бобонич П.П. Изготовление неинвазивного глюкометра / П.П. Бобонич // Радиоаматор. – №11. – 2008. – 8с.

**Павленко Юрій Віталійович** — аспірант кафедри інформаційних радіоелектронних технологій і систем, Вінницький національний технічний університет, Вінниця.

Науковий керівник: **Осадчук Ярослав Олександрович** — канд. техн. наук, доцент кафедри Інформаційних радіоелектронних технологій і систем, Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця