

## АНАЛІЗ ВІДОМИХ ТЕХНОЛОГІЙ НЕІНВАЗИВНОГО МОНІТОРИНГУ КОНЦЕНТРАЦІЙ ПОКАЗНИКІВ КРОВІ ЛЮДИНИ

Вінницький національний технічний університет;

### *Анотація*

*У даній роботі проаналізовано неінвазивні методи вимірювання рівня глюкози в крові розглянуто їх основні переваги та недоліки, способи їх усунення, запропоновано нову методику дослідження.*

**Ключові слова:** неінвазивні методи, глюкоза, кров, діагностика, сенсор.

### *Abstract*

*In this work noninvasive methods of measuring blood glucose level are analyzed, their main advantages and disadvantages, ways of their elimination are considered, a new method of research is proposed.*

**Keywords:** non-invasive methods, glucose, blood, diagnostics, sensor.

В сучасній медицині набувають все більшої актуальності неінвазивні методи моніторингу концентрацій показників глюкози у крові людини. Їх актуальність і перспективність обумовлена застосуванням безболісних процедур і відсутністю необхідності втручання в організм людини, особливо при періодичних процедурах моніторингу. Але неінвазивні методи і засоби мають вагомий недолік у порівнянні з інвазивними – порівняно нижчу точність вимірювання, яка обумовлена відмінними особливостями будови біологічних об'єктів, інструментальною і методичною похибками. Останні, залежать від стану і типу шкіри людини, а також інших складових крові людини (змішані субстанції крові, інші зв'язані хімічні складові).

Проаналізовано сучасні технології : зокрема пристрої та способи неінвазивного контролю вмісту глюкози в крові людини.

Відомий оптичний датчик для неінвазивного визначення концентрації глюкози в крові [Патент США №5 910 109, МПК А61В 5/00 опубл. 08.06.1999], що містить послідовно розміщені інфрачервоний світлодіод, об'єкт дослідження та реєстратор, що містить один або декілька фотоприймачів. Даний пристрій працює за принципом відбивання інфрачервоного оптичного випромінювання від підшкірних покривів біотканини, що насичені кров'ю, та реєстрації відбитого світла від нього на фотоприймачі.

Також відома інша сенсорна неінвазивна система вимірювання глюкози [Патент США №3 958 560, МПК А61В 5/00, опубл. 25.05.1976], яка містить послідовно і оптично з'єднані оптичний передавач (джерело інфрачервоного оптичного випромінювання), детектор випромінювання біологічний об'єкт у вигляді хрусталика ока та електрично підключене до передавача і приймача джерело живлення, причому всі ці елементи розміщені на контактній лінзі, яка встановлюється на хрусталик ока. Принцип роботи цієї системи полягає у реєстрації поглинутого випромінювання у хрусталику ока на резонансній довжині хвилі  $\lambda=0,975$  мкм поглинання глюкози, що переноситься кров'ю у мікрокапілярах хрусталика ока. Оскільки хрусталик є більш прозорим у ближньому оптичному діапазоні, то поглинання на зв'язаній і розчиненій глюкозі є більш виділенням, порівняно з іншими тканинами тіла людини.

Відомий пристрій для неінвазивного вимірювання насичення крові киснем [Патент Російської Федерації (RU) №2221485 МПК А61В 5/145, опубл. 20.01.2004], який містить систему вводу-виводу випромінювання до органу, який досліджується, яка оптично з'єднана з першим та другим випромінювачами, відповідно з довжинами хвиль  $650\pm 30$  нм,  $1000\pm 200$  нм, перший фотоприймач, два фільтри пульсових коливань, що з'єднані з першим і другим підсилювачами із змінними коефіцієнтами підсилення, керуючі входи яких з'єднані з пристроями відновлення постійної складової сигналу, подільник, перший вхід якого з'єднаний з виходом 95189 4 першого підсилювача, а також світлофільтр, смуга прозорості якого співпадає з смугою випромінювання першого випромінювача, другий фотоприймач, селективний до випромінювання з довжиною хвилі  $1000\pm 200$  нм, перший і другий фільтри доплерівського сигналу, перший та другий амплітудні детектори і корелятор, причому система вводу-виводу випромінювання до органа, що досліджується через світлофільтр оптично з'єднана з першим фотоприймачем, вихід якого з'єднаний з першим фільтром доплерівського сигналу. Даний пристрій функціонує за методом пульсової оксиметрії, фізичною основою якого є різниця коефіцієнтів поглинання окисленої і відновленої форм гемоглобіну для червоного світла. Інтенсивність сигналу, який пройшов через шар крові, в першому наближенні обернено пропорційна концентрації відновленого гемоглобіну. У інфрачервоній області поглинання випромінювання цими формами гемоглобіну однакове. Відношення сигналів, які пройшли через кров, є пропорційним сумарній концентрації гемоглобіну та відповідно кисню, який він переносить у крові.

В роботі запропоновано метод та конструкцію оптичного сенсору для вирішення завдання підвищення точності вже існуючих засобів неінвазивного моніторингу концентрацій показників крові людини, яка базується на використанні декількох (2-х) довжин хвиль  $\lambda_1$  та  $\lambda_2$ . Метод полягає у послідовному вимірюванні двох станів біологічного об'єкта та визначення контрольної різниці оптичної густини у них. В першому стані вимірювання відбувається із забезпеченням сили натиснення для відтіку крові з біологічного об'єкта (кінцівки пальців, мочки вуха), а в другому – в нормальному стані біологічного об'єкта з повним кровонаповненням. Різниця вимірних спектральних показників поглинання або пропускання дозволяє сформувати максимально об'єктивне значення концентрації речовин у вимірюваному об'ємі крові. Пристрій містить послідовно розміщені джерело оптичного випромінювання, об'єкт вимірювання, фотоприймач, орієнтований на спеціальний спектральний діапазон, а також систему забезпечення сили натиснення  $F$  на біологічний об'єкт та систему аналізу і управління, яка визначає концентрації по даним спектрального пропускання.

Основними проблемами, які виникають при використанні усіх оптичних методів є: 1) неможливість врахування поверхневого стану шкіри біологічного об'єкта вимірювання, зокрема її товщини (коефіцієнт  $m$  у формулі (1)); 2) неможливість врахування товщини вимірювального шару  $L$  і складу речовини (біомаси) біологічного об'єкта; 3) важкість реєстрації поглинання випромінювання, яке відповідає концентрації показника, що вимірюється, оскільки сумарне поглинання (коефіцієнт  $k$  у (1)) на інших показниках значно більше (наприклад, при неінвазивному моніторингу концентрацій глюкози крові, значення коефіцієнту поглинання на гідроксильних групах  $\text{OH}^-$  води в  $10^4$  разів більше ніж коефіцієнту поглинання самої глюкози  $k_{\text{глюк}}$  (рис.1)).

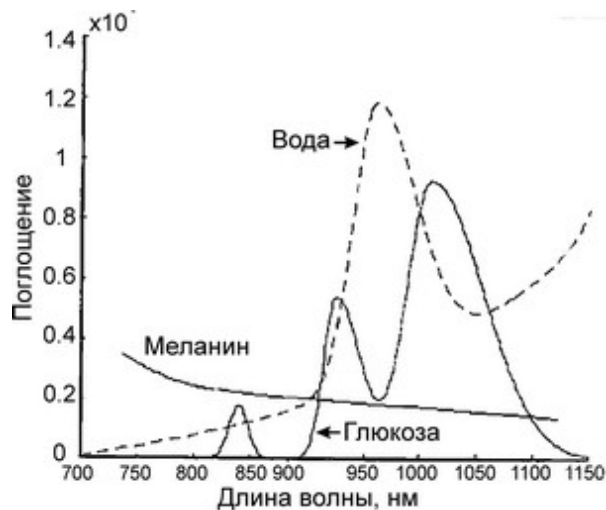
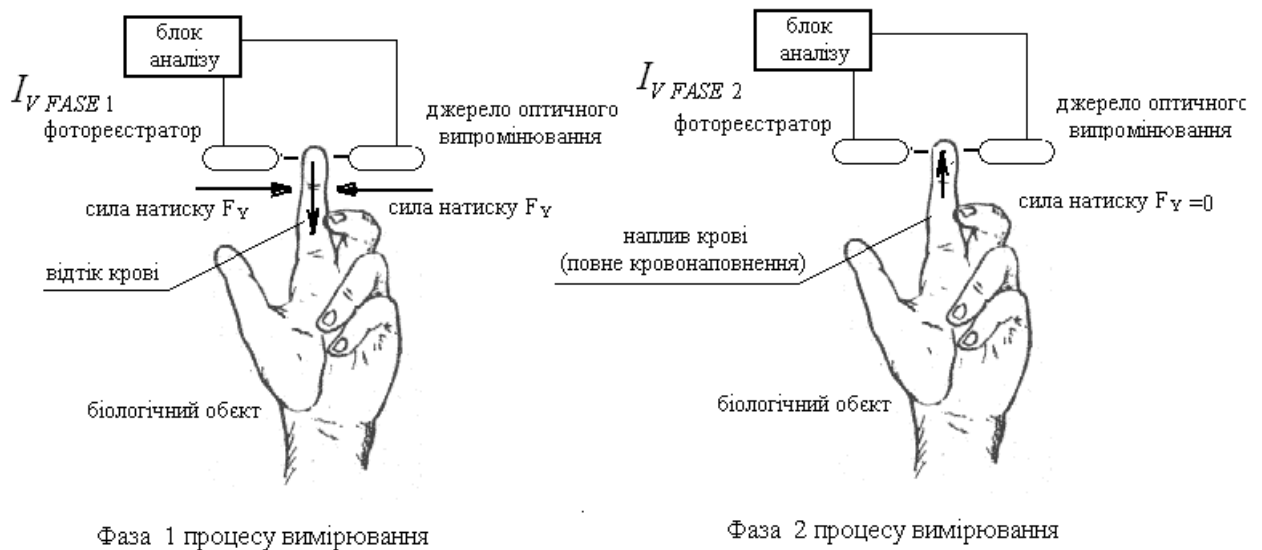


Рис.1. Спектральні коефіцієнти поглинання  $k$  складових шкіри людини

Якщо останній недолік можна вилучити шляхом застосування резонансної довжини хвилі поглинання (лазерне джерело з резонансною довжиною хвилі 940 нм для глюкози, 660 нм для кисню та ін.) або смуги поглинання (світлодіодний випромінювач), то перші два, які вносять суттєвий вклад у похибку вимірювання, значення якої не менше як 20%, вилучити шляхом застосування суто оптичних або електронних технічних прийомів (нові методи оброблення, використання 2-х або більше довжин хвиль, використання люмінесцентних методів та високоточних фотореєстраторів, використання матриць фотодетекторів для отримання фотоплетизмограм) *практично неможливо*. І результат вимірювання переважно значно поступається по точності інвазивним методам, та ставить під сумнів кінцевий діагноз та необхідність застосування таких методів взагалі (є дуже і дуже небажаним).

Результуюче значення процесу неінвазивного вимірювання показників крові формується у вигляді різниці:  $I_S = I_2 - I_{1F}$ , де  $I_{1F}$  – значення параметру вимірювання, із включеною системою забезпечення сили натискання  $F$  (1-ша фаза процесу вимірювання);  $I_2$  – значення параметру вимірювання, яке визначається і запам'ятовується із виключеною системою забезпечення сили натискання  $F$  (2-га фаза процесу вимірювання). Визначення концентрації показників крові людини відбувається у робочому діапазоні довжин хвиль  $\Delta\lambda_i = 100\text{--}2500$  нм, де  $\lambda_i$  – дискретна довжина хвилі, яка відповідає резонансному поглинанню або пропусканню конкретного показника крові людини.

Запропонований метод вимірювання глюкози в крові зображено на рисунку 2.



$$I_{VRES} = I_{VFASE1} - I_{VFASE2}$$

Фаза 3 процесу вимірювання

Рис. 2. Неінвазивний оптико-електронний метод визначення концентрацій речовин (показників) в крові людини (метод «силових різниць», Delta forces method)

Таким чином даний метод дозволяє враховувати як поверхневий стан шкіри, так і її внутрішні особливості і хімічний склад, завдяки тому, що ці чинники присутні як в першій фазі вимірювання так і у другій та значення їх взаємовиключаються при обрахунку. Фактично у фазі 1 процесу вимірювання визначається поглинання меланіну шкіри (нігтів на пальцях), внутрішніх тканин та їх геометричної будови *без наповнення* їх кров'ю. Різниця між фазами полягає як раз в насиченні тканинами кров'ю, яка впливає на формування і визначення різниць вимірювального параметру (2). Значення  $I_{VRES}$  відповідає визначеному поглинанню інтенсивності випромінювання на притоку крові, що надійшла у тканини після усунення сили натиску  $F_Y$ . Також забезпечується моніторинг на 2-х довжинах хвиль  $\lambda_1$  (контрольна) та  $\lambda_2$  (опорна). Це дозволяє підвищити інформаційну ємність сигналу.

Важливим при реалізації даного методу є забезпечення сталості сили натискання  $F_Y$  ( $F_Y = const$ ) та втримання її у чітких межах (особливо у фазі 1 і 2), а також визначення її значення для уникнення пошкодження тканин та наявності больових відчуттів у пацієнта. В середньому її значення знаходиться в межах  $F_Y = 0.4 - 0.8$  Н, що відповідає приблизно тиску 400-800 г/см<sup>2</sup>.

Даний метод може забезпечити вищу точність вимірювання показників крові людини і повинен використовуватись в сукупності із відомими методами неінвазивного моніторингу показників крові. Також, метод і пристрій є економічно вигідними, оскільки не потребують застосування високотехнологічних і дорогі матеріалів, елементів та складних технологічних прийомів.

#### Висновки

У представленій статті розглянуті оптичні методи вимірювання рівня глюкози в крові. Аналіз літератури показує, що за останні 10 -15 років оптичні методи удосконалювалися і похибки вимірювань з їх допомогою скоротилися до значень, близьких до мінімальних. Це підтверджує необхідність і перспективність подальших досліджень в даній області

#### СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Фізичні основи біомедичної оптики (Монографія) / [Павлов С. В., Кожем'яко В. П., Колісник П. Ф. Козловська Т. І., Думенко В. П.] – Вінниця : ВНТУ, 2010. – 155 с.
2. Фотоплетизмографічні технології контролю серцево-судинної системи: (Монографія) / С.В.Павлов, В.П.Кожем'яко, В.Г.Петрук, П.Ф.Колісник – Вінниця: УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2007. – 254 с.
3. Павлов С.В., Кожем'яко В.П., Петрук В.Г, Колісник П.Ф., Марков С.М. Біомедичні оптико-електронні системи і апарати. Ч.1. Неінвазивні методи діагностики серцево-судинної системи. Навчальний посібник. – ВДТУ, Вінниця. – 2003. – 115 с.

4. Пат. України (UA) на винахід № 71810, МПК А 61В5/145. Оптичний датчик для неінвазивного визначення концентрації глюкози (по ефекту Бобонича П.П.) / П.П. Бобонич. –заявл. 26.12.2003, опубл. 15.12.2004, Бюл №12, 2004р – заявник і власник патенту Бобонич П.П. – 3с.
5. Бобонич П.П. Изготовление неинвазивного глюкометра / П.П. Бобонич // Радиоаматор. – №11. – 2008. –8С.
6. 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.
7. Пат. України (UA) на винахід № 95189, МПК А 61В5/145. Оптичний сенсор для неінвазивного визначення показників концентрацій крові людини / В.І. Маліновський. –заявл. 31.05.2010, опубл. 11.07.2011, Бюл №13, 2011р – заявник і власник патенту Маліновський В.І.. – 6с.
8. Маліновський В.І. Метод та оптичний сенсор підвищення точності неінвазивного моніторингу концентрацій показників крові людини / Тези доповіді VI-ї Міжнародної науково-технічної конференції Photonics-ODS 2012, 1-4 жовтня 2012р, Вінниця Україна. – Вінниця, УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2012р. – С 151.

*Кравчук Анжела Вікторівна*- студентка групи 0-14/6, Факультету Комп'ютерних Систем і Автоматики, Вінницький Національний Технічний Університет, Вінниця, e-mail: [flcsa.014.kav@gmail.com](mailto:flcsa.014.kav@gmail.com)

*Kravchuk Anzhela Viktorivna*- student of the group 0-14 / 6, Faculty of Computer Systems and Automatics, Vinnytsia National Technical University, Vinnytsia, e-mail: [fksa.014.kav@gmail.com](mailto:fksa.014.kav@gmail.com)

Науковий керівник: Маліновський Вадим Ігорович - к.т.н., доцент, Вінницький Національний Технічний Університет, м Вінниця, e-mail: [vad.malinovsky@gmail.com](mailto:vad.malinovsky@gmail.com)

Scientific supervisor: *Malinovskyi Vadim Igorevich* - Candidate of Technical Sciences, Associate Professor, Vinnytsia National Technical University, Vinnytsia, e-mail: [vad.malinovsky@gmail.com](mailto:vad.malinovsky@gmail.com)