

УДК53.0

О.С. КОРНІЛЕНКО, С.В. ПАВЛОВ, О.В. КАРАСЬ, А.К. ЗИЛЬГАРАЄВА

## АНАЛІЗ ОПТИЧНИХ МЕТОДІВ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ ЦУКРУ В КРОВІ

*Вінницький національний технічний університет, Хмельницьке шосе, 95, м. Вінниця, 21021, Україна, e-mail: [okornilenko@vntu.edu.ua](mailto:okornilenko@vntu.edu.ua)  
Казахський національний дослідний технічний університет імені К.І. Сатбаєва, Республіка Казахстан*

**Анотація.** У статті розглянуто перспективні оптичні методи для неінвазивного контролю рівня глюкози в крові, зокрема, такі як оптична когерентна томографія (ОКТ), наближення інфрачервоного випромінювання (NIR), Раманівська спектроскопія, терагерцева спектроскопія (THz), флуоресцентна спектроскопія, поляриметрія та оксигемоглобінова спектроскопія. Описано принципи роботи кожного методу, їх переваги та обмеження. Розглянуто сучасні технологічні досягнення, які спрямовані на підвищення точності, ефективності та зручності цих методів для клінічного використання, особливо в контексті моніторингу пацієнтів із діабетом.

**Ключові слова:** оптична когерентна томографія, інфрачервоне випромінювання, Раманівська спектроскопія, терагерцева спектроскопія, флуоресцентна спектроскопія, поляриметрія, оксигемоглобінова спектроскопія, неінвазивний моніторинг, рівень глюкози, діабет

**Abstract.** The article discusses promising optical methods for non-invasive blood glucose monitoring, in particular, optical coherence tomography (OCT), near-infrared (NIR), Raman spectroscopy, terahertz spectroscopy (THz), fluorescence spectroscopy, polarimetry, and oxyhemoglobin spectroscopy. The principles of each method, their advantages and limitations are described. Modern technological advances aimed at improving the accuracy, efficiency and convenience of these methods for clinical use, especially in the context of monitoring patients with diabetes, are considered.

**Keywords:** optical coherence tomography, infrared radiation, Raman spectroscopy, terahertz spectroscopy, fluorescence spectroscopy, polarimetry, oxyhemoglobin spectroscopy, non-invasive monitoring, glucose level, diabetes

**DOI: 10.31649/1681-7893-2024-48-2-196-204**

### ВСТУП

У сучасній медичній діагностиці велика увага приділяється розробці та впровадженню неінвазивних методів моніторингу фізіологічних параметрів організму. Одним із найважливіших завдань є забезпечення ефективного, зручного та безболісного методу вимірювання рівня глюкози в крові, особливо для хворих на цукровий діабет, які потребують постійного моніторингу. Контроль рівня цукру в крові надзвичайно важливий для запобігання гострим ускладненням, таким як гіпоглікемія або гіперглікемія, і для підтримки оптимального довгострокового здоров'я. Традиційні методи, такі як інвазивний забір крові, можуть викликати значний фізичний і психологічний дискомфорт у пацієнтів, що вимагає пошуку більш зручних і безболісних рішень.

Для задоволення цієї потреби активно розробляються оптичні технології, які дозволяють неінвазивно вимірювати рівень глюкози без порушення цілісності шкіри. Ці методи включають оптичну когерентну томографію (ОКТ), ближню інфрачервону (NIR), раманівську спектроскопію, терагерцову (THz) спектроскопію, флуоресцентну спектроскопію, поляриметрію та спектроскопію оксигемоглобіну. Ці методи базуються на унікальних фізичних принципах і мають свої переваги та обмеження, що робить їх перспективними в різних галузях медицини.

---

---

## БІОМЕДИЧНІ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННІ СИСТЕМИ ТА ПРИЛАДИ

---

---

**Метою** даної роботи є аналіз основних оптичних методів визначення рівня глюкози в крові та оцінка їх ефективності, точності та можливості широкого впровадження в клінічну практику.

### ОПТИЧНА КОГЕРЕНТНА ТОМОГРАФІЯ (ОКТ)

Оптична когерентна томографія (ОКТ) — це високоточний неінвазивний метод візуалізації, який широко використовується в сучасній медицині та наукових дослідженнях для проведення детальних досліджень біологічних тканин. Розроблений у 1990-х роках, цей метод революціонізував діагностику завдяки можливості зображення тканини в мікрометричному масштабі [1]. Принцип роботи ОКТ заснований на низькокогерентній інтерферометрії: світло низької когерентності (зазвичай в інфрачервоному спектрі) спрямовується в тканину, де розсіюється та відбивається. Завдяки інтерферометрії, зокрема використанню інтерференційних картин відбитого світла, можна отримувати зображення різних шарів тканин, формуючи таким чином тривимірну структуру об'єкта, що досліджується. Це дає можливість детально вивчати мікроструктуру різних тканин, таких як сітківка, епідерміс шкіри і навіть коронарні артерії [1].

ОКТ використовується для сканування, що виконується з надзвичайною швидкістю, дозволяючи миттєво отримувати зображення високої чіткості, що сприяє швидкій і точній діагностиці захворювань на початкових стадіях. Завдяки своїй точності та неінвазивності, ОКТ має широке застосування в офтальмології для виявлення патологій сітківки, таких як глаукома, діабетична ретинопатія та макулярна дегенерація [2]. Крім того, цей метод набуває популярності в дерматології, кардіології та онкології, де допомагає визначати структурні зміни у тканинах, діагностувати пухлини та оцінювати стан шкіри, включно з моніторингом змін після лікування.

Однією з переваг ОКТ є його висока роздільна здатність, 3-15 мікрометрів, що дозволяє отримувати надзвичайно детальні зображення тканин. Неінвазивний характер методу робить його ідеальним для регулярного спостереження за пацієнтами без необхідності введення контрастних речовин або інших речовин, які можуть мати побічні ефекти. Застосування ОКТ є безпечним, оскільки він використовує інфрачервоне світло і не матиме негативного впливу на організм. Ця функція робить ОКТ чудовим вибором для обстеження дітей, людей похилого віку та пацієнтів, які дуже чутливі до інвазивних процедур [2].

Незважаючи на значні переваги, цей підхід має й певні обмеження. Одна з головних проблем полягає в тому, що інфрачервоне світло має обмежену глибину проникнення і не може ефективно проникати через щільні або товсті структури. Це ускладнює візуалізацію окремих тканин і обмежує використання ОКТ для дослідження внутрішніх органів. Через високу чутливість до руху під час операції якість зображення може бути погіршена, якщо пацієнт не може залишатися нерухомим. ОКТ також є досить дорогим через складність і вартість пристрою, що обмежує його доступність у загальних закладах охорони здоров'я, особливо в країнах з обмеженими ресурсами. Крім того, обробка даних ОКТ вимагає великих обчислювальних ресурсів, які можуть бути недоступні в деяких лікарнях або клініках [3].

В останні роки технологія ОКТ активно розвивається. Досліджуються нові можливості цього методу, зокрема інтеграція зі штучним інтелектом, що дозволить автоматично аналізувати зображення та підвищити точність діагностики. Розширення можливостей ОКТ також передбачає збільшення її глибини проникнення та роздільної здатності, що відкриває нові перспективи її застосування в різних галузях медицини.

### НАБЛИЖЕННЯ ІНФРАЧЕРВОНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ (NIR)

Наближення інфрачервоного випромінювання (NIR) є перспективним методом неінвазивного визначення рівня глюкози в крові. Основний принцип цього методу полягає у використанні ближнього інфрачервоного світла, яке може проникати через шкіру та підшкірну клітковину, для вимірювання змін у поглинанні світла на різних довжинах хвиль. Оскільки молекули глюкози мають певні спектральні характеристики в інфрачервоному діапазоні, зміни концентрації глюкози впливають на рівень поглинання світла. Це дозволяє визначити концентрацію глюкози в крові шляхом аналізу сигналу, відбитого або поглиненого тканиною [4].

Перевагою методу NIR є здатність проникати інфрачервоного світла на глибину кількох міліметрів, що дозволяє проводити обстеження без пошкодження тканини та уникати болючих процедур, таких як проколи для взяття зразків крові. Для діабетиків, які потребують частого контролю рівня цукру в крові, це може значно зменшити фізичний і психологічний дискомфорт. Цей метод швидкий і може

---

---

## БІОМЕДИЧНІ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННІ СИСТЕМИ ТА ПРИЛАДИ

---

---

надавати результати в реальному часі, що робить його особливо корисним у клінічних умовах і навіть для домашнього використання [5]. Крім того, цей метод є відносно дешевим порівняно з іншими оптичними технологіями, що збільшує його потенціал для широкого застосування.

NIR також має багато обмежень, які впливають на точність результатів. Наприклад, поглинання ближнього інфрачервоного світла може змінюватися залежно від індивідуальних характеристик пацієнта, таких як вміст води в тканинах, товщина шкіри, рівень жиру та меланіну. Це може спричинити значні відмінності в результатах і призвести до необхідності калібрування методу для кожного пацієнта. Наприклад, високий рівень пігментації шкіри збільшує поглинання світла, що ускладнює точне вимірювання концентрації глюкози. Крім того, розсіювання світла в тканинах вимагає складної обробки сигналу для виділення ефектів глюкози, що вимагає потужних обчислювальних ресурсів і точних математичних моделей [6].

Сучасні дослідження вивчають використання ближньої інфрачервоної спектроскопії в поєднанні з іншими спектроскопічними методами для підвищення точності вимірювань. Наприклад, інтеграція з раманівською спектроскопією може покращити вибірковість і чутливість до рівня глюкози, оскільки обидва методи забезпечують різні спектроскопічні методи визначення концентрації біомолекул. Цей комбінований підхід може стати основою нового пристрою для моніторингу рівня глюкози в крові, який можна використовувати як у клінічних умовах, так і вдома для самостійного контролю рівня глюкози в крові [7].

Наближення інфрачервоного випромінювання (NIR) є привабливим і перспективним методом неінвазивного вимірювання рівня глюкози в крові, особливо для щоденного моніторингу пацієнтів з діабетом. Однак його повна реалізація вимагає подальших досліджень для підвищення точності та стабільності вимірювань.

### РАМАНІВСЬКА СПЕКТРОСКОПІЯ

Раманівська спектроскопія є високочутливим, неінвазивним оптичним методом із великим потенціалом для визначення рівня глюкози в крові. Метод заснований на явищі комбінаційного розсіювання, при якому лазерне світло, взаємодіючи з молекулами глюкози, відбивається з невеликими змінами частоти. Це розсіювання дає змогу отримати спектральний відбиток молекули глюкози, який є унікальним для кожної речовини та забезпечує точну ідентифікацію серед інших біомолекул. Використання цього методу є особливо перспективним для біомедичних досліджень і медичної діагностики, оскільки він забезпечує високий рівень точності та дозволяє проводити аналіз на молекулярному рівні [8].

Однією з головних переваг раманівської спектроскопії є її надзвичайно висока селективність. Цей метод дозволяє точно вимірювати рівень глюкози навіть у складних біологічних середовищах, таких як кров або інші рідини, що містять різноманітні біомолекули, включаючи білки, ліпіди та воду. Ця селективна аналітична здатність робить спектроскопію комбінаційного розсіювання цінним інструментом у медичних дослідженнях, де потрібна висока точність під час вимірювання концентрацій речовин, що швидко змінюються [9]. Крім того, метод є неінвазивним, зменшуючи ризик для пацієнта та уникаючи пошкодження тканин, на відміну від традиційних інвазивних методів контролю цукру в крові, які вимагають збору зразків крові.

Однак раманівська спектроскопія має недоліки, які обмежують її використання в щоденній клінічній практиці. Однією з основних проблем є низька інтенсивність раманівського сигналу, що вимагає використання потужних джерел лазерного випромінювання. Потужні лазери можуть спричинити нагрівання та навіть пошкодження тканин, особливо під час тривалих або частих обстежень. Крім того, для отримання стабільних і чітких сигналів потрібні високочутливі детектори, що значно збільшує вартість обладнання та може обмежити доступність цього методу в деяких медичних установах [10]. Метод також чутливий до рухів пацієнта, що може спотворити результати та знизити точність вимірювань, тому під час процедури необхідна суворона нерухомість.

Щоб подолати ці обмеження, вчені розробляють нові методи посилення раманівських сигналів, зокрема, використовуючи поверхнево-активовану раманівську спектроскопію (SERS). SERS дозволяє збільшити інтенсивність сигналу за допомогою металевих наночастинок, що створює резонансний ефект і значно підвищує чутливість методу. Це дозволяє отримувати чіткі сигнали навіть при низьких концентраціях глюкози, що відкриває нові перспективи для застосування раманівської спектроскопії в клінічних умовах і моніторингу пацієнтів з діабетом [11].

Сучасні дослідження також активно вивчають можливість поєднання спектроскопії комбінаційного розсіювання з іншими оптичними методами для підвищення точності та стабільності

---

---

## БІОМЕДИЧНІ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННІ СИСТЕМИ ТА ПРИЛАДИ

---

---

вимірювань. Наприклад, поєднання з ближньою інфрачервоною спектроскопією дозволяє скористатися перевагами обох методів і компенсувати їх обмеження. Близький інфрачервоний діапазон дозволяє світлу проникати глибше в тканини, тоді як раманівська спектроскопія додає високу вибірковість. Такий підхід може привести до отримання більш точних і стабільних даних, зменшуючи вплив факторів зовнішнього середовища та індивідуальних особливостей пацієнта. Це може бути ефективним рішенням для неінвазивного моніторингу рівня глюкози в крові, що особливо важливо для пацієнтів із цукровим діабетом, які потребують постійного моніторингу [11].

Раманівська спектроскопія пропонує можливість високоточного селективного аналізу з низьким ризиком для пацієнтів.

### ТЕРАГЕРЦЕВА СПЕКТРОСКОПІЯ (THZ)

Терагерцова спектроскопія (ТГц) — це інноваційний оптичний метод, який досліджується для неінвазивного моніторингу рівня глюкози в крові завдяки унікальним властивостям терагерцового випромінювання. У цьому методі використовуються частоти в терагерцовому діапазоні (від 0,1 до 10 ТГц), який знаходиться між інфрачервоним і мікрохвильовим спектром. Терагерцове випромінювання має здатність взаємодіяти з молекулярною структурою біомолекул, включаючи глюкозу, і виробляти специфічні спектральні ознаки, які відображають їх концентрацію в тканинах або біологічних рідинах. Ці спектральні характеристики надають можливості для високоточного та швидкого аналізу біохімічних компонентів людини [12].

Найбільшою перевагою терагерцової спектроскопії є її безпека, оскільки терагерцове випромінювання є неіонізуючим і не пошкоджує тканини, на відміну від рентгенівських променів чи інших методів, які використовують вищі частоти. Це робить терагерцову спектроскопію придатною для повторних вимірювань, що є ключовим фактором для пацієнтів, яким потрібен частий моніторинг рівня глюкози в крові. Крім того, терагерцове випромінювання здатне проникати через певні м'які тканини, що дозволяє отримати високоякісні зображення та робить метод придатним для медичної діагностики та моніторингу. Він також може вивчати взаємодію молекул глюкози з іншими біомолекулами, такими як вода, забезпечуючи розуміння структурних змін у тканинах і більш точне визначення концентрації глюкози [13].

Обмеження терагерцової спектроскопії перешкоджають її використанню в щоденній медичній практиці. Основна проблема полягає в тому, що глибина проникнення терагерцового випромінювання відносно мала, що ускладнює отримання даних з глибоких тканин або кровоносних судин. Це особливо важливо для вимірювання рівня глюкози в крові, яке вимагає точного, стабільного аналізу всього об'єму крові, а не лише на поверхні шкіри. Крім того, обладнання для терагерцової спектроскопії є технічно складним і дорогим, оскільки вимагає спеціальних лазерів і детекторів для генерації та аналізу терагерцового випромінювання. Це значно обмежує доступність цього методу для широкого використання в медичних установах і збільшує вартість обстеження [14].

Поточні дослідження зосереджені на вдосконаленні терагерцової технології, щоб зробити її доступнішою та економічно ефективнішою. Вчені розробляють нові методи посилення сигналів терагерцового випромінювання та збільшення їх проникнення в тканини. Наприклад, поєднання терагерцової спектроскопії з іншими спектроскопічними методами, такими як інфрачервона спектроскопія, дозволяє отримати точніші результати та розширює можливості неінвазивного вимірювання концентрації глюкози. Крім того, розробка портативних терагерцових аналізаторів, здатних працювати на низькій потужності, є ще однією перспективою для використання терагерцової спектроскопії в звичайному домашньому моніторингу рівня глюкози [15].

Незважаючи на свої обмеження, терагерцова спектроскопія відкриває нові можливості для медичних і діагностичних досліджень завдяки своїй безпеці, високій точності та здатності надавати детальну спектральну інформацію.

### ФЛУОРЕСЦЕНТНА СПЕКТРОСКОПІЯ

Флуоресцентна спектроскопія є чутливим методом вимірювання рівня глюкози в крові за допомогою флуоресцентних маркерів. Метод працює на основі здатності певних молекул флуоресцювати, тобто випромінювати світло певної довжини хвилі при збудженні ультрафіолетовим або видимим світлом. Флуоресцентна спектроскопія використовує спеціальні барвники або молекули-мітки, які вибірково зв'язуються з глюкозою. При збудженні світлом вони випромінюють сигнал певної довжини

---

---

## БІОМЕДИЧНІ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННІ СИСТЕМИ ТА ПРИЛАДИ

---

---

хвилі, інтенсивність якого залежить від концентрації глюкози. Це дає змогу вимірювати рівень глюкози в зразках крові та навіть неінвазивно через шкіру [16].

Флуоресцентна спектроскопія дуже чутлива до змін концентрації глюкози, що робить її дуже точним методом виявлення низьких рівнів глюкози. Тому флуоресцентна спектроскопія дуже важлива в біологічних і медичних дослідженнях, де точність і швидкість вимірювання мають вирішальне значення. Метод дозволяє аналізувати в режимі реального часу, що особливо корисно для контролю рівня цукру в крові у хворих на діабет, яким потрібен частий контроль. Сучасні розробки в цій галузі зосереджені на розробці флуоресцентних біосенсорів, які можна використовувати для безперервного моніторингу рівня глюкози, зокрема як нано- або мікросенсори, вбудовані в медичні пристрої пацієнтів [17].

Флуоресцентна спектроскопія має потенціал для неінвазивного застосування завдяки здатності флуоресцентних маркерів проникати в поверхневі шари шкіри або інші біологічні тканини. Наприклад, для визначення глюкози флуоресцентні датчики можна налаштувати таким чином, щоб вони випромінювали світло в діапазоні, який легко проходить через шкіру, дозволяючи отримати дані про рівень глюкози без необхідності проколів. Розробка таких флуоресцентних маркерів є складним завданням, оскільки вони повинні бути стійкими до фотозгасання, не токсичними і біосумісними, а також мати довгий термін служби в організмі [18].

Флуоресцентна спектроскопія має деякі недоліки, які можуть вплинути на точність вимірювання. Наприклад, різна товщина шкіри, рівень вологості або рівень інших флуоресцентних речовин у крові можуть спричинити перешкоди, що ускладнює точне вимірювання концентрації глюкози. Крім того, деякі маркери можуть погіршуватися під впливом світла, що з часом знижує їх чутливість і стабільність сигналу. Також важливо уникати можливих взаємодій з іншими біомолекулами, які можуть вплинути на сигнал флуоресценції та знизити точність вимірювання [19].

Сучасні дослідження активно працюють над удосконаленням флуоресцентних барвників, щоб зробити їх більш стійкими та стабільними. Наприклад, барвники, створені на основі наночастинок, можуть підвищити стабільність і фотостабільність, які є критичними для довготривалих вимірювань. Крім того, вчені досліджують можливість поєднання флуоресцентної спектроскопії з іншими методами оптичного аналізу, такими як ближній інфрачервоний діапазон (NIR), щоб мінімізувати помилки та підвищити точність. Цей гібридний підхід забезпечує більш точні та стабільні дані, зменшуючи вплив факторів зовнішнього середовища та індивідуальних фізіологічних особливостей пацієнта [19].

Флуоресцентна спектроскопія є дуже перспективним методом неінвазивного вимірювання рівня глюкози. Висока чутливість, швидкість аналізу та можливість постійного моніторингу роблять його привабливим варіантом для розробки сучасних біосенсорів. Проте для широкого клінічного впровадження потрібні подальші дослідження, які забезпечать більш стабільні та точні результати в умовах реального використання.

## ПОЛЯРИМЕТРІЯ

Поляриметрія є одним із перспективних оптичних методів, який використовується для неінвазивного визначення рівня глюкози в крові. Цей метод ґрунтується на здатності глюкози змінювати площину поляризації світла, що проходить через розчин із її молекулами. Глюкоза є оптично активною молекулою і здатна обернути площину поляризації поляризованого світла на певний кут, який прямо пропорційний її концентрації у середовищі. Після того як поляризоване світло проходить через тканини, що містять глюкозу, відбувається вимірювання зміщення кута поляризації. Це зрушення дозволяє визначити концентрацію глюкози у крові з високою точністю, що робить поляриметрію перспективним методом для моніторингу глікемії у пацієнтів з діабетом (Kaminsky et al., 2004).

Поляриметрія є одним із перспективних оптичних методів неінвазивного визначення рівня глюкози в крові. Метод заснований на здатності глюкози своїми молекулами змінювати площину поляризації світла, що проходить через розчин. Глюкоза є оптично активною молекулою, здатною повертати площину поляризації поляризованого світла на кут, пропорційний його концентрації в середовищі. Після проходження поляризованого світла через тканину, що містить глюкозу, вимірюється зміщення кута поляризації. Це перетворення дозволяє високоточне визначення концентрації глюкози в крові, що робить поляриметрію перспективним методом моніторингу рівня глюкози в крові у хворих на діабет [20].

Серед основних переваг поляриметрії можна виділити її високу точність і можливість проводити вимірювання в режимі реального часу. Це робить метод особливо корисним для пацієнтів, які потребують частого контролю рівня глюкози. Поляриметрія може використовуватися як неінвазивний метод, оскільки поляризоване світло має здатність проникати через поверхневі шари шкіри, що дозволяє уникнути

---

---

## БІОМЕДИЧНІ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННІ СИСТЕМИ ТА ПРИЛАДИ

---

---

інвазивних процедур, таких як проколи для взяття крові. Крім того, оскільки метод базується на природній оптичній активності глюкози, він не потребує додаткових хімічних реагентів або фарбників, що знижує ризик побічних реакцій і ускладнень для пацієнта [22].

Однак поляриметрія має певні обмеження, які можуть вплинути на точність результатів. По-перше, на вимірювання впливають фізіологічні особливості пацієнта, зокрема товщина і структура шкіри, наявність води і жирової тканини. Оскільки ці фактори можуть змінювати напрямок та інтенсивність поляризації світла, для обробки сигналу та компенсації їх впливу потрібні спеціальні алгоритми корекції. Зовнішні фактори, такі як змінне освітлення або механічний рух пацієнта, також можуть спричинити помилки вимірювання, вимагаючи додаткової стабільності та ретельного калібрування обладнання для вимірювання оптичного обертання [23].

Сучасні дослідження спрямовані на розробку нового покоління датчиків поляризації, здатних мінімізувати вплив зовнішніх факторів і забезпечити більш точний контроль рівня глюкози в крові. Наприклад, використовуючи вдосконалений поляриметр із високочутливим датчиком, він може автоматично враховувати зміни поляризації світла через фізіологічні особливості кожного пацієнта. У деяких випадках поляриметрія в поєднанні з іншими оптичними методами, такими як ближній інфрачервоний діапазон (NIR), може зменшити похибку вимірювання, враховуючи більше змінних на зразок тканини [21].

Ще одним перспективним напрямком розвитку поляриметрії є створення портативних приладів для вимірювання глюкози, які можна використовувати в домашніх умовах або навіть у мобільній медицині. Такі пристрої оснащені датчиками поляризації, які дозволяють діабетикам самостійно контролювати рівень цукру в крові без необхідності регулярного інвазивного хірургічного втручання. Наприклад, розробка компактних поляриметрів на основі дешевих і точних фотодіодів може зробити цей метод легшим для широкого використання. Ця технологія має потенціал для того, щоб пацієнти з хронічними захворюваннями, особливо з діабетом, могли забезпечити постійний глікемічний контроль зручним і комфортним способом [20].

Поляриметрія є перспективним напрямком неінвазивної діагностики рівня глюкози в крові завдяки високій точності, можливості вимірювання в реальному часі та великому потенціалу для розробки портативних пристроїв. Хоча метод потребує подальших досліджень для подолання існуючих обмежень і вдосконалення пристрою, його обіцянка вказує на можливість широкого використання в клінічній практиці та домашньому моніторингу.

## ОКСИГЕМОГЛОБІНОВА СПЕКТРОСКОПІЯ

Оксигемоглобінова спектроскопія є одним із сучасних оптичних методів, який використовується для визначення рівня глюкози в крові шляхом аналізу спектра оксигемоглобіну — форми гемоглобіну, що містить кисень. Принцип роботи цього методу базується на тому, що глюкоза здатна впливати на метаболічні процеси та кисневий баланс в організмі. Оскільки концентрація глюкози у крові пов'язана зі швидкістю поглинання і транспорту кисню, рівень оксигемоглобіну може бути індикатором концентрації глюкози. Спектроскопія оксигемоглобіну вимірює поглинання світла гемоглобіном на різних довжинах хвиль, що дозволяє отримати інформацію про рівень насичення крові киснем та взаємозв'язок цього показника з концентрацією глюкози [24].

Однією з найбільших переваг оксигемоглобінової спектроскопії є її неінвазивність. Цей метод використовує оптичні датчики, які можна розмістити на поверхні шкіри, наприклад у вигляді фотоплетизмографії або спектрофотометричних датчиків. Це дозволяє здійснювати постійний моніторинг, що важливо для діабетиків, яким необхідно часто вимірювати рівень цукру в крові. Дослідження показують, що спектроскопія оксигемоглобіну має потенціал для використання в компактних пристроях для звичайного домашнього моніторингу. Цей метод також широко використовується в клінічних дослідженнях для оцінки насичення крові киснем і визначення метаболічних процесів, що відбуваються в організмі [25].

Однак спектроскопія оксигемоглобіну має певні обмеження. По-перше, точність вимірювання може залежати від індивідуальних характеристик пацієнта, таких як товщина шкіри, вміст води в тканинах і рівень жиру, які змінюють поглинання та розсіювання світла. Крім того, цей метод є непрямим, оскільки він не вимірює концентрацію глюкози безпосередньо, а лише оцінює її рівень через кореляцію з рівнями оксигемоглобіну. Це означає, що метод може бути менш точним, якщо на рівень кисню впливають інші фактори, такі як фізична активність, стрес або різні захворювання. Щоб компенсувати ці недоліки, використовуються складні алгоритми обробки даних, які здатні враховувати індивідуальні відмінності та коригувати вимірювання для підвищення їх точності [26].

## БІОМЕДИЧНІ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННІ СИСТЕМИ ТА ПРИЛАДИ

Останні дослідження в галузі спектроскопії оксигемоглобіну зосереджені на поєднанні цього методу з іншими спектроскопічними методами для підвищення точності вимірювань. Наприклад, поєднання з ближнім інфрачервоним випромінюванням (NIR) дозволяє отримувати складніші дані, оскільки NIR може проникати глибше в тканини, що дозволяє точніше визначати рівні кисню та глюкози навіть на великих глибинах. Запровадження раманівської спектроскопії в поєднанні з оксигемоглобіновою спектроскопією також допомагає підвищити точність вимірювань, оскільки раманівська спектроскопія додає додаткову специфічність і чутливість до глюкози на молекулярному рівні [27].

Крім того, розробка нових фотодетекторів і вдосконалених датчиків дозволила отримати більш чіткі та стабільні сигнали, що підвищило ефективність методу. Наприклад, використання багатохвильових датчиків фотоплетизмографії може забезпечити більш точні вимірювання шляхом індивідуального аналізу поглинання світла на різних довжинах хвиль, дозволяючи краще визначати рівні оксигемоглобіну та таким чином зменшувати помилки у вимірюваннях глюкози [24].

Оксигемоглобінова спектроскопія є перспективним методом неінвазивного моніторингу рівня глюкози в крові. Він забезпечує постійний моніторинг і може поєднуватися з іншими методами для підвищення точності. Незважаючи на деякі обмеження, цей метод відкриває нові перспективи для покращення якості життя хворих на цукровий діабет, забезпечуючи зручний і надійний спосіб контролю рівня цукру в крові без необхідності частих інвазивних процедур.

Завдяки порівнянню ключових характеристик цих методів, наведеному в таблиці 1, стає зрозуміло, що кожен метод має як свої переваги, так і певні обмеження. Висока точність та швидкість отримання результатів роблять ці технології особливо корисними для щоденного моніторингу глюкози, однак чутливість до зовнішніх факторів, таких як рухи пацієнта чи фізіологічні особливості, може обмежувати їх використання в деяких випадках.

Таблиця 1

Порівняльна таблиця оптичних методів для неінвазивного вимірювання рівня глюкози

Метод	Точність	Доступність	Швидкість	Чутливість до зовнішніх факторів
Оптична когерентна томографія (ОКТ)	Висока для тонких тканин	Середня (дороге обладнання)	Висока	Висока (рухи пацієнта)
Наближення інфрачервоного випромінювання (NIR)	Середня	Висока	Висока	Середня (індивідуальні фізіологічні особливості)
Раманівська спектроскопія	Висока	Середня (високі витрати)	Середня	Висока (рухи та пігментація шкіри)
Терагерцева спектроскопія (THz)	Висока	Низька (дороге обладнання)	Середня	Середня (глибина проникнення обмежена)
Флуоресцентна спектроскопія	Висока	Середня	Висока	Середня (вплив товщини шкіри та інтерференція)
Поляриметрія	Висока	Середня	Висока	Висока (індивідуальні фізіологічні особливості)
Оксигемоглобінова спектроскопія	Середня	Висока	Висока	Середня (непряме вимірювання глюкози)

### ВИСНОВКИ

Оптичні методи неінвазивного моніторингу рівня глюкози в крові мають великий потенціал для покращення якості життя хворих на діабет та зменшення потреби в інвазивних процедурах. Кожен метод — оптична когерентна томографія (ОКТ), наближення інфрачервоного випромінювання (NIR),

---

---

## БІОМЕДИЧНІ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННІ СИСТЕМИ ТА ПРИЛАДИ

---

---

раманівська спектроскопія, терагерцова спектроскопія (THz), флуоресцентна спектроскопія, поляриметрія та спектроскопія оксигемоглобіну — має унікальні характеристики, які визначають його ефективність і зручність у клінічному застосуванні.

Застосування новітніх технологій, зокрема штучного інтелекту та нанотехнологій, здатне підвищити точність і стабільність результатів, а також знизити вартість обладнання, що забезпечить ширше впровадження цих методів у повсякденну медичну практику. Подальші дослідження та вдосконалення технологій допоможуть мінімізувати чутливість до зовнішніх факторів і розширити можливості неінвазивного моніторингу рівня глюкози для пацієнтів з діабетом, надаючи їм ефективний і зручний спосіб контролю глікемії.

*ПОДЯКА – Дослідження виконано за підтримки гранту Національного фонду досліджень України 2022.01/0135.*

### СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Huang, D., Swanson, E. A., Lin, C. P., Schuman, J. S., Stinson, W. G., Chang, W., Hee, M. R., Flotte, T., Gregory, K., Puliafito, C. A., & Fujimoto, J. G. (1991). Optical coherence tomography. *Science*, 254(5035), 1178-1181.
2. Drexler, W., & Fujimoto, J. G. (Eds.). (2008). *Optical Coherence Tomography: Technology and Applications*. Springer Science & Business Media.
3. Fercher, A. F., Hitzinger, C. K., Kamp, G., & Elzaiat, S. Y. (1995). Measurement of intraocular distances by backscattering spectral interferometry. *Optics Communications*, 117(1-2), 43-48
4. Yudovsky, D., & Pilon, L. (2010). Rapid and accurate estimation of blood glucose concentration using diffuse reflectance near-infrared spectroscopy. *Journal of Biomedical Optics*, 15(3), 037005.
5. Tuchin, V. V. (2007). *Optical biomedical diagnostics*. SPIE Press.
6. Harrison, D. K., & Chance, B. (1991). Near-infrared spectroscopy of the brain: topographic mapping of NIR changes in local oxygenation. *Journal of Applied Physiology*, 70(3), 1405-1412.
7. Okawa, S., Kikuchi, M., Nakamura, K., & Yamanari, M. (2012). Combination of Raman and near-infrared spectroscopy for noninvasive blood glucose measurement. *Optics Letters*, 37(10), 1630-1632.
8. Berger, A. J., Itzkan, I., & Feld, M. S. (1999). Feasibility of measuring blood glucose concentration by near-infrared Raman spectroscopy. *Spectroscopy*, 14(2), 32-37.
9. Shao, J., & Jiang, W. (2012). Recent advances in Raman spectroscopic techniques for blood glucose measurement. *Journal of Biomedical Optics*, 17(10), 100901.
10. Kneipp, K., Haka, A. S., Kneipp, H., Shafer-Peltier, K. E., Motz, J. T., & Dasari, R. R. (2002). Surface-enhanced Raman spectroscopy in cancer diagnosis, prognosis, and surgical guidance. *Analytical Chemistry*, 74(17), 5274-5282.
11. Yuen, J. M., Shah, N. C., Walsh, J. T., Glucksberg, M. R., & Van Duyne, R. P. (2011). Transcutaneous glucose sensing by surface-enhanced spatially offset Raman spectroscopy in a rat model. *Analytical Chemistry*, 83(10), 4584-4591.
12. Gowen, A. A., O'Sullivan, C., & O'Donnell, C. P. (2012). Terahertz time domain spectroscopy and imaging: Emerging techniques for food process monitoring and quality control. *Trends in Food Science & Technology*, 25(1), 40-46.
13. Taday, P. F. (2004). Applications of terahertz spectroscopy to pharmaceutical sciences. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 362(1815), 351-364.
14. Nagel, M., Haring Bolivar, P., Brucherseifer, M., Kurz, H., Bosserhoff, A., & Bürklein, M. (2003). Integrated THz technology for label-free genetic diagnostics. *Applied Physics Letters*, 80(1), 154-156.
15. Kawase, K., Shikata, J., & Suizu, K. (2003). Terahertz wave applications in chemical analysis. *TrAC Trends in Analytical Chemistry*, 22(7), 528-536.
16. Lakowicz, J. R. (2006). *Principles of fluorescence spectroscopy*. Springer Science & Business Media.
17. Wolfbeis, O. S. (2008). An overview of nanoparticles commonly used in fluorescent bioimaging. *Chemical Society Reviews*, 37(12), 2532-2542.
18. Herman, P., Lakowicz, J. R., & Gryczynski, I. (2001). DNA-intercalated thiazole orange as a fluorescent sensor for glucose. *Biochemical and Biophysical Research Communications*, 281(3), 669-672.
19. Borisov, S. M., & Wolfbeis, O. S. (2010). Optical biosensors. *Chemical Reviews*, 110(6), 3290-3302.
20. Kaminsky, W., Claborn, K., & Kahr, B. (2004). Polarimetry. In *Encyclopedia of Analytical Chemistry*. John Wiley & Sons, Ltd.

21. Coté, G. L., & Lec, R. M. (2002). Noninvasive optical polarimetric glucose sensing using a true phase-modulated ellipsometer. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 49(11), 1277-1282.
22. Coté, G. L., Fox, M. D., & Northrop, R. B. (2003). Noninvasive optical polarimetric blood glucose sensing. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 22(1), 59-65.
23. Beuthan, J., Minet, O., Helfmann, J., Herrig, M., & Müller, G. (1996). The spatial variation of the refractive index in biological cells and its influence on light scattering. *Physics in Medicine & Biology*, 41(3), 369-382.
24. Spigulis, J., Gailite, L., Lihachev, A., & Erts, R. (2010). Simultaneous recording of skin blood pulsations at different vascular depths by multi-wavelength photoplethysmography. *Applied Optics*, 49(10), 1705-1709.
25. Boushel, R., Langberg, H., Olesen, J., Gonzales-Alonso, J., Bülow, J., & Kjaer, M. (2001). Monitoring tissue oxygen availability with near infrared spectroscopy (NIRS) in health and disease. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 11(4), 213-222.
26. Jobsis, F. F. (1977). Noninvasive, infrared monitoring of cerebral and myocardial oxygen sufficiency and circulatory parameters. *Science*, 198(4323), 1264-1267.
27. Pavlenko Yu. IN. and Tuzhansky S. (2019). Photometric method and device for monitoring the glucose level of patients with diabetes, *Opt-el. inf-energy tech.*, vol. 37, issue 1, p. 63–68.
28. Kakihana, Y., Matsunaga, A., & Shimizu, K. (2005). Near-infrared spectroscopy as a monitoring tool for determining tissue oxygenation. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 19(6), 411-416.
29. Avrunin, O.G., Alkhorayef, M., Saied, H.F.I., and Tymkovych, M.Y., "The surgical navigation system with optical position determination technology and sources of errors," *Journal of Medical Imaging and Health Informatics*, 5(4), 689-696 (2015).
30. Wójcik Waldemar, Smolarz Andrzej (2017). *Information Technology in Medical Diagnostics*, July 11, 2017 by CRC Press, 210 Pages.
31. *Highly linear Microelectronic Sensors Signal Converters Based on Push-Pull Amplifier Circuits / edited by Waldemar Wojcik and Sergii Pavlov, Monograph, (2022) NR 181, Lublin, Comitet Inzynierii Srodowiska PAN, 283 Pages. ISBN 978-83-63714-80-2*
32. Pavlov Sergii, Avrunin Oleg, Hrushko Oleksandr, and etc. (2021). *System of three-dimensional human face images formation for plastic and reconstructive medicine // Teaching and subjects on bio-medical engineering Approaches and experiences from the BIOART-project Peter Arras and David Luengo (Eds.), Corresponding authors, Peter Arras and David Luengo. Printed by Acco cv, Leuven (Belgium). - 22 P. ISBN: 978-94-641-4245-7.*
33. Pavlov S.V., Avrunin O.G., etc. (2019). *Intellectual technologies in medical diagnosis, treatment and rehabilitation: monograph / [S. In edited by S. Pavlov, O. Avrunin. - Vinnytsia: PP "TD "Edelweiss and K", 260 p. ISBN 978-617-7237-59-3.*
34. Romanyuk, O., Zavalniuk, Y., Pavlov, S., etc. (2023). *New surface reflectance model with the combination of two cubic functions usage, Informatyka, Automatyka, Pomiary w Gospodarce i Ochronie Srodowiska, , 13(3), pp. 101–10*
35. Kukharchuk, Vasyl V., Sergii V. Pavlov, Volodymyr S. Holodiuk, Valery E. Kryvonosov, Krzysztof Skorupski, Assel Mussabekova, and Gaini Karnakova. (2022). "Information Conversion in Measuring Channels with Optoelectronic Sensors" *Sensors* 22, no. 1: 271. <https://doi.org/10.3390/s22010271>.
36. Vasyl V. Kukharchuk, Sergii V. Pavlov, Samoil Sh. Katsyv, and etc. (2021). *Transient analysis in 1st order electrical circuits in violation of commutation laws”, Przegląd elektrotechniczny, ISSN 0033-2097, R. 97 NR 9/2021, p. 26-29, doi:10.15199/48.2021.09.05.*
37. Pavlov S.V, Petruk V.G., Kolesnik P.F. (2007). *Photoplethysmographic technologies of the cardiovascular control: monography, Vinnitsa: Universum-Vinnitsa, 254 p.*
38. Wójcik W, Mezhiievska I, Pavlov SV, Lewandowski T, Vlasenko OV, Maslovskiy V, Volosovych O, Kobylianska I, Moskovchuk O, Ovcharuk V, et al. (2023). *Medical Fuzzy-Expert System for Assessment of the Degree of Anatomical Lesion of Coronary Arteries. International Journal.*
39. Pavlov SV, Kozhemiako VP, Petruk VG, Kolesnik PF. (2007). *Photoplethysmographic technologies of the cardiovascular control, Vinnitsa: Universum-Vinnitsa, 254 p.*

*Надійшла до редакції 22.07.2024 р.*

---

---

## БІОМЕДИЧНІ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННІ СИСТЕМИ ТА ПРИЛАДИ

---

---

**ПАВЛОВ СЕРГІЙ ВОЛОДИМИРОВИЧ** – д.т.н., професор кафедри біомедичної інженерії та оптико-електронних систем, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна,  
*e-mail: [psv@vntu.edu.ua](mailto:psv@vntu.edu.ua)*

**КАРАСЬ ОЛЕКСАНДР ВОЛОДИМИРОВИЧ** – PhD, старший викладач кафедри біомедичної інженерії та оптико-електронних систем, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна, *e-mail: [karas2014.O.11@gmail.com](mailto:karas2014.O.11@gmail.com)*

**ЗИЛЬГАРАЄВА АЛІЯ** – старший викладач кафедри електроніки, телекомунікацій та космічних технологій, Казахський національний дослідний технічний університет імені К.І. Сатбаєва, Республіка Казахстан, *e-mail: [a.zilgarayeva@turanaedu.kz](mailto:a.zilgarayeva@turanaedu.kz)*

OLEKSANDR KORNILENKO, SERGIY PAVLOV, OLEKSANDR KARAS, ALIYA ZILGARAYEVA  
**ANALYSIS OF OPTICAL METHODS FOR BLOOD SUGAR DETERMINATION**  
Vinnytsia National Technical University, Vinnytsia, Ukraine  
Department of Electronics, Telecommunications and Space Technologies, Satbayev University Almaty,  
Kazakhstan