

УДК 616-71

ЗАСТОСУВАННЯ ОПТОЕЛЕКТРОННИХ ДАТЧИКІВ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ НАСИЧЕННЯ КРОВІ КИСНЕМ

Данильчик Юлія Олександрівна
danylchykja@gmail.com

Богомолів Микола Федорович
mfbogomolov@gmail.com

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського»
м. Київ, Україна

Анотація – Вимірювання насичення крові киснем має важливе значення для оцінки того, наскільки добре легені та кровоносна система доставляють кисень до органів і тканин тіла. Регулярний моніторинг допомагає контролювати ці стани, забезпечуючи пацієнтам належне лікування та кисневу терапію, коли це необхідно. У статті представлено огляд сучасних підходів використання оптоелектронних датчиків, які охоплюють як неінвазивні, так і інвазивні технології. Пульсоксиметрія є неінвазивним методом і має вирішальне значення для людей із захворюваннями легенів і серця. Традиційні жорсткі комерційні пульсоксиметри стикаються з обмеженнями, такими як артефакти руху, що впливають на точність вимірювань. Альтернативою може стати заміна жорстких датчиків гнучкою технологією на основі органічних світлодіодів та органічних фотодетекторів, пропонує такі переваги, як здатність до біологічного розкладання, легкий дизайн і покращений контраст. Однак артефакти руху залишаються проблемою, для подолання якої використовується двоетапний адаптивний алгоритм, що фільтрує шум та покращує стабільність вимірювань. У випадках, коли критично важливі точні дані про гази крові, часто використовуються інвазивні методи. Системи моніторингу крові CDI 500 та CDI 550 є важливими інструментами, які використовуються в інтенсивній терапії та хірургічних установах для постійного моніторингу насичення крові киснем у реальному часі. Вони використовують технології вимірювання флуоресценції та відбиття для забезпечення точних вимірювань. Однак фактори, такі як вплив низьких температур та утворення тромбів на датчику, можуть вплинути на продуктивність систем. Для підвищення надійності вимірювань пропонується використання датчиків з гепариновим покриттям, яке зменшує утворення тромбів, зберігаючи функціональність сенсора, і інтеграція зовнішнього теплообмінника, який дозволяє підтримувати необхідну температуру при процедурах штучного кровообігу. Крім того, удосконалення оптоелектронних датчиків, зокрема завдяки використанню кисневочутливих мембран на основі платини-тетра-фтор-феніл-порфірину в оптродах, продемонстрували покращене вимірювання рівня кисню, якості зчитування даних, зменшення шуму і підвищення чутливості датчика.

Ключові слова: оптоелектронні датчики, сенсорні технології, пульсоксиметрія, світлодіоди, фотодетектор, артефакти руху, флуоресценція, інвазивні методи, неінвазивні методи, насичення крові киснем, біосенсори.

I. ВСТУП

Оптоелектронні датчики стають невід'ємною частиною сучасної медицини, так як вони мають широкий спектр застосувань в клінічному моніторингу здоров'я та медичній діагностиці [1]. Однією з ключових переваг оптоелектронних датчиків є високе співвідношення сигнал/шум, що дозволяє мінімізувати помилки у вимірах. Додатково, на відміну від багатьох інших датчиків, оптоелектронні датчики не піддаються впливу електромагнітних завад [2]. Оптоелектронні датчики можуть бути використані для вимірювання інтенсивності світла, а також температури об'єкта, пропускання світла, переміщення та стану поверхні та інших фізичних величин [3].

Останні дослідження демонструють широке застосування оптоелектронних датчиків у різних галузях медицини, що охоплюють як діагностичні, так і терапевтичні напрямки. Вони активно використовуються в пульсоксиметрії, моніторингу серцевого ритму, вимірюванні рівня насичення крові киснем, контролі рівня глюкози в крові, у стоматології для підбору кольору зубів, в аналізі біологічних рідин, таких як сеча, у визначенні біомаркерів у видихуваному повітрі, а також у ряді інших важливих медичних досліджень та діагностичних процедур [4].

Пульсоксиметрія є швидким та неінвазивним методом моніторингу, який використовується для оцінки насичення крові киснем [5], що є важливим показником

для діагностики серцево-судинної та серцево-легеневої систем [4]. Проте, пульсоксиметрія має свої обмеження і може не підходити для всіх груп пацієнтів. Особи з порушеннями згортання крові, поганим периферичним кровообігом, важкою анемією, можуть мати неточні показання через зниження пульсації або погану перфузію. У таких випадках, для отримання більш точних вимірювань можуть знадобитися інвазивні методи для визначення рівня насичення крові киснем [6].

Хоча оптоелектронні датчики мають значні досягнення у медичній діагностиці та моніторингу, вони мають певні обмеження. Однією з основних проблем цих датчиків є чутливість до зовнішніх факторів, що впливає на точність вимірювань. Наприклад, сигнал у пульсоксиметрії формується на основі пульсової хвилі, але рухи пацієнта чи зміщення сенсора можуть спричинити артефакти [5]. Крім того, оптоелектронні датчики чутливі до змін параметрів джерела світла, що може сприяти похибкам вимірювань [4].

II. МЕТА РОБОТИ

Метою даної роботи є огляд наукових робіт, у яких представлені сучасні підходи до застосування оптоелектронних датчиків у визначенні насичення крові киснем, а також пропозиції щодо можливих шляхів покращення таких датчиків.

III. МЕТОДИ ВИМІРЮВАННЯ КИСНЮ В КРОВІ: ІНВАЗИВНІ ТА НЕІНВАЗИВНІ ПІДХОДИ

Для вимірювання насичення крові киснем використовуються дві основні групи сенсорних систем, а саме електрохімічні та оптоелектронні.

Використання електрохімічних датчиків відноситься до інвазивних методів, тому що вони імплантуються в організм, розміщуючись у стабільному фізіологічному середовищі для безперервного вимірювання парціального тиску кисню (pO_2) у змішаній венозній крові [7]. Застосування оптоелектронних датчиків належить до

традиційних неінвазивних методів, зокрема пульсоксиметрії, яка ґрунтується на проходженні світла певних довжин хвиль через тканини, зазвичай через нігтьове ложе пальця [5].

Електрохімічні датчики, до яких відносяться амперометричні сенсори, працюють на триелектродній системі та можуть використовуватися для оцінки рівня кисню через електрохімічні реакції. Використання наноматеріалів, як-от золоті нанонети, підвищує чутливість без збільшення розміру сенсора [8]. Проте їхніми недоліками є залежність від стабільного живлення, потенційна нестабільність сигналу, вплив сторонніх електрохімічних реакцій [9] та можливість біологічного забруднення, що перешкоджає широкомасштабному клінічному використанню [8].

Робота оптоелектронних датчиків заснована на аналізі взаємодії світла з речовиною. Основні процеси, що відбуваються в речовині, на яку діє випромінювання з заданою довжиною хвилі (λ_1), схематично зображені на рисунку 1 [4].

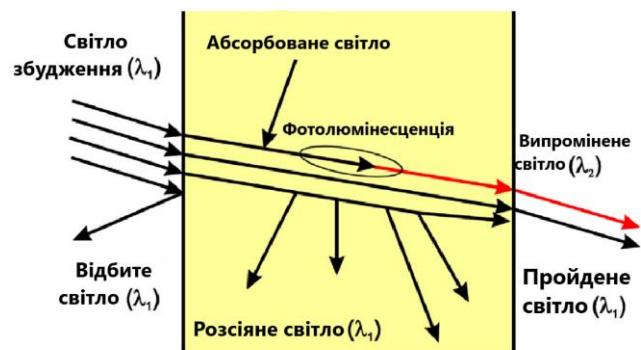


Рисунок 1 – Процеси, спричинені взаємодією світла з матерією [адаптовано з роботи 4]

Оптоелектронні датчики використовують технологію оптичних волокон для транспортування вхідного світлового сигналу, який модулюється на основі величини вимірюваного об'єкта, а потім збирається детектором для обробки [10] та передачі інформації про стан біологічних тканин [11]. Вони не потребують прямого контакту, що зменшує ризик забруднення [12] характерний для електрохімічних сенсорів. Водночас, їх

недоліками є можливі втрати сигналу через оптичні волокна, що може ускладнювати їх широке застосування в медичних пристроях [2].

IV. СУЧАСНІ ПІДХОДИ ДО ПІДВИЩЕННЯ ТОЧНОСТІ ВИМІРЮВАННЯ КИСНЕВОЇ САТУРАЦІЇ КРОВІ

Насичення крові киснем (SaO_2) вимірює відсоток насиченого киснем гемоглобіну в артеріальній крові. Постійний моніторинг SaO_2 особливо важливий під час анестезії, щоб забезпечити достатнє насичення організму киснем [13].

Неінвазивне вимірювання зазвичай виконується за допомогою пульсоксиметрії [14], яка базується на поглинанні світла оксигенованим і деоксигенованим гемоглобіном. Інвазивні вимірювання включають оптичні технології вимірювання флуоресценції та відбиття [4].

4.1 Покращення характеристик пульсоксиметрії за допомогою органічних матеріалів

Пульсоксиметрія, є методом вимірювання частоти пульсу та оксигенації [15]. SpO_2 , виміряний за допомогою пульсоксиметрії, визначається як співвідношення між насиченим киснем гемоглобіном (HbO_2) і загальним гемоглобіном ($HbO_2 + Hb$) [13]:

$$SpO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} \cdot 100\%.$$

Пульсоксиметрія традиційно базується на жорстких і дорогих неорганічних оптоелектронних компонентах [15].

Стандартні оптоелектронні датчики складаються з джерела світла, встановленого на поверхні, і фотодетекторів, які вимірюють інтенсивність пропущеного або відбитого світла. [16]. З метою вдосконалення існуючих підходів, розроблено гнучкий, повністю органічний оптоелектронний датчик, з використанням органічних світлодіодів (OLED) і органічних фотодетекторів (OPD) (рис. 2) [14].

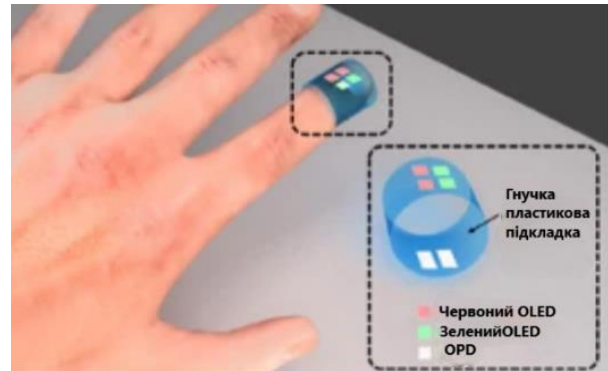


Рисунок 2 – Датчик пульсоксиметрії, який складається з двох OLED і двох OPD [адаптовано з роботи 13]

Основними перевагами органічних світловипромінювальних діодів є, те що вони біологічно розкладаються, тонші, легші та гнучкіші, завдяки своїй пластиковій підкладці. Ця гнучкість дозволяє створювати скручувані та складані дисплеї. OLED також пропонують чудову яскравість і контрастність, оскільки в них відсутні скляні шари, які поглинають світло, що забезпечує вищу якість дисплея [17]. Зелені OLED були виготовлені з використанням суміші похідних поліфлуорену, а червоні OLED створені з трьох сумішей матеріалів, створюючи піки випромінювання при 532 нм і 626 нм відповідно – довжини хвиль оптимізовані для вимірювання насичення киснем у пульсоксиметрії. Матеріали наносили за допомогою технологій *spin-coating* [15], при якій рідкий матеріал рівномірно розподіляється по поверхні під дією обертання [18], та друку.

Для визначення насичення крові киснем пульсоксиметрія використовує метод фотоплетизмографії (PPG) на двох різних довжинах хвиль [13]. OLED випромінюють світло, яке проходить через палець, а OPD виявляє світло, що проходить, щоб створити сигнал PPG. Оскільки насичений киснем і деоксигенований гемоглобін по-різному поглинають світло, OLED випромінюють світло через палець, тоді як OPD вловлює пропущене або відбите світло для генерації сигналу PPG [14]. Сигнал PPG складається з пульсаційного компонента, викликаного артеріальним кровотоком і статичного компонента від венозної крові, кісток, шкіри, волосся та інших тканин. Пульсоксиметрія

обчислює SpO_2 за коефіцієнтом поглинання, який виходить із співвідношення пульсуючих до статичних компонентів у сигналі *PPG*. Цей метод дозволяє проводити моніторинг насиченості киснем і частоти серцевих скорочень у медичних і клінічних умовах [13].

Завдяки інтерфейсу зі звичайною електронікою на частоті 1 кГц оптоелектронний датчик на основі *OPD* і *OLED* забезпечує точні вимірювання частоти пульсу та оксигенації з похибками лише 1% і 2% відповідно, що можна порівняти з комерційними оксиметрами. Це підкреслює потенціал оптоелектронних датчиків у розробці носимих медичних пристроїв. Проте, оптоелектронні датчики для пульсоксиметрії мають кілька обмежень, таких як нижча оптична потужність та чутливість до артефактів руху [15].

Нижча оптична потужність органічних світлодіодів, зменшує величину сигналу на *PPG*. Цю проблему можна пом'якшити, збільшивши площу пристрою, що посилить фотострум і згодом покращить потужність сигналу. Для мінімізації артефактів руху у *PPG* біосенсорах можна застосувати двоетапний адаптивний алгоритм. Цей підхід спрямований на усунення шуму, викликаного рухом тканин і змінами венозної крові під час рухів тіла. Алгоритм використовує дві довжини хвилі для скасування ефекту тканини шляхом віднімання оптичної щільності, таким чином ізолюючи сигнал пульсації крові та усуваючи перешкоди, пов'язані з тканинами. Крім того, він використовує зважене віднімання сигналів для усунення шуму венозної крові. Алгоритм включає в себе методи адаптивної фільтрації, включаючи алгоритм нормалізованого найменшого середнього квадрата (*NLMS*) [19], який покращує сигнал *PPG* шляхом динамічного налаштування коефіцієнтів фільтра на основі еталонного шуму та кореляції сигналу. Використання адаптивного фільтра *NLMS* ефективно усуває перешкоди руху в реальному часі, покращуючи точність та швидкість адаптації, що підвищує якість сигналу [20].

Запропонований метод забезпечує чистий вихідний сигнал, придатний для подальшої обробки, шляхом динамічної адаптації до різних джерел шуму під час застосування в режимі реального часу. Він демонструє значне покращення порівняно з традиційними методами, визначаючи ключовий період сигналу *PPG* і оптимізуючи фільтрацію шуму, що покращує якість сигналу. Це призводить до підвищення точності з кореляцією частоти серцевих скорочень вище 0,98 і насичення киснем вище 0,7 [19].

4.2 Технології безперервного контролю ключових показників крові в системі *CDI 500* та *CDI 550*

Метод вимірювання насичення крові киснем в системах моніторингу параметрів крові *CDI 500* (*CDI 500*) та *CDI 550* (*CDI 550*) використовується у відділеннях інтенсивної терапії, хірургічних кабінетах та інших спеціалізованих медичних відділеннях, де необхідний постійний моніторинг рівня кисню в крові в режимі реального часу [4].

CDI 500 — це вбудований інструмент моніторингу газів крові (рис. 3), який зазвичай використовується під час процедур екстракорпорального кровообігу [21].



Рисунок 3 – Монітор параметрів крові *Terumo CDI 500* [22]

CDI 550 — це вдосконалена система моніторингу параметрів крові (рис. 4), яка також застосовується під час операцій з екстракорпоральним кровообігом [23].



Рисунок 4 – Монітор параметрів крові Terumo CDI 550 [23]

CDI 500 та CDI 550 вимірюють та обчислюють кислотно-лужний баланс (pH , HCO_3 , BE), газовий склад крові (pCO_2 , pO_2 , SO_2), електроліти (K^+), температуру, гематологічні показники (гематокрит, гемоглобін), метаболічні параметри (споживання кисню VO_2) та кровотік (Q). CDI 550 має розширені діапазони вимірювання та додаткові показники, пов'язані з транспортуванням кисню (DO_2 , $VO_2 Indexed$, $DO_2 Indexed$) [22,23].

Інвазивне вимірювання pO_2 зазвичай потребує зразків крові, наприклад, за допомогою аналізу газів артеріальної крові та використовується коли потрібні більш детальні або безперервні вимірювання, особливо в ситуаціях, коли критично важливі швидкі та точні дані про гази крові [4].

CDI 500 та CDI 550 використовують різні принципи вимірювання для аналізу складу крові. Зокрема, насичення артеріальної крові киснем (SO_2) вимірюється оптичним методом, що базується на порівнянні екстинкцій різних довжин хвиль, характерних для оксигемоглобіну та дезоксигемоглобіну, а парціальний тиск кисню (pO_2) визначається із застосуванням флуоресцентних сенсорів, чутливих до рівня кисню в крові [21].

Сенсорна система цих пристроїв складається з чотирьох мікросенсорів та термістора, які працюють з LED-джерелами світла, встановленими в головках кабелів. Мікросенсори містять флуоресцентні барвники, що при опроміненні збуджуються

і випромінюють світло, інтенсивність якого пропорційна концентрації досліджуваного середовища. Це випромінене світло реєструється фотодетектором, а результат відображається на моніторі [4]. Щоб мінімізувати вплив світла збудження на результати вимірювання, у сенсорній системі використовуються оптичні фільтри, які ефективно розділяють збуджувальне та випромінене світло [24], а також калібрувальні алгоритми, що коригують можливі оптичні дрейфи.

CDI 500 та CDI 550 призначені для інтеграції в контур екстракорпорального кровообігу, що забезпечує безперервний моніторинг фізіологічних параметрів пацієнта під час процедур штучного кровообігу та екстракорпоральної мембранної оксигенації. Обидві системи виявляють зміни у флуоресценції, що випромінюється компонентами крові під час їх взаємодії з датчиком, надаючи інформацію в реальному часі про такі параметри, як насичення киснем і гази крові [21]. Вони також виконують самотестування для перевірки можливого оптичного дрейфу і проходять калібрування *in vivo*, коли починається процедура екстракорпорального кровообігу.

CDI 500 та CDI 550 вимірюють гемоглобін і оксигемоглобін кожні 18 мілісекунд, усереднюючи результати для частоти оновлення екрана 6 секунд. Сенсор контуру екстракорпорального кровообігу, що вимагає калібрування газу, рекомендований для комплексного безперервного моніторингу крові [25].

Потенційно, пристрої CDI 500 та CDI 550 можуть зазнавати впливу таких чинників, як поступове накопичення клітинного або тромбоцитарного осаду на сенсорі та дії низьких температур [21].

Датчики, покриті гепарином, мінімізують ризик тромбоутворення на пристрої, використовуючи антикоагулянтні властивості, який пригнічує активацію факторів згортання крові та агрегацію тромбоцитів. Імобілізований гепарин створює тромборезистентну поверхню шляхом зв'язування антитромбіну,

прискорюючи його інгібування ферментів згортання крові. Це запобігає утворенню фібринових згустків на поверхні сенсора. Крім того, покриття з гепарину зменшує адгезію та активацію тромбоцитів, які є критичними етапами процесу утворення тромбів. Ці функції разом гарантують, що поверхня датчика залишається вільною від тромбів, зберігаючи функціональність пристрою [26].

У системах *CDI 500* та *CDI 550* інтегровані датчики температури, проте вони не мають функцій активного нагріву або охолодження крові [21]. Клінічна техніка терморегуляції при екстракорпоральному кровообігу під час операцій на відкритому серці поділяється на три групи залежно від температури в носоглотці: група легкої гіпотермії (32-35°C), група помірної гіпотермії (26-31°C) і група глибокої гіпотермії (25°C). Відхилення від температурних норм може призвести до серйозних ускладнень. Якщо терморегуляція порушена або температура тіла знижується неконтрольовано – це спричиняє вазодилатацію, що веде до перерозподілу тепла від ядра до периферії, втрати тепла через випромінювання та конвекцію, а також пригнічення механізмів терморегуляції через анестезію. Це може спричинити порушення згортання крові, збільшення ризику кровотечі, інфекцій та подовження часу відновлення. Гіпертермія може спричинити прискорення метаболізму, збільшення навантаження на серцево-судинну систему та ризик пошкодження тканин [27]. Для підтримання необхідної температури пропонується використовувати зовнішній теплообмінник, через який кров проходитиме перед поверненням у венозний контур. Це дозволить стабілізувати температуру крові за допомогою зовнішнього нагрівального пристрою [21], однак система не має миттєвого зворотного зв'язку і не може оперативно реагувати на зміни температури пацієнта в реальному часі.

4.3 Застосування кисневочутливих мембран для покращення оптродів

У оптоелектронних датчиках світло може безпосередньо змінюватись або самим параметром, що досліджується і діє на волокно, або спеціальним реагентом, підключеним до волокна. Оптичні властивості реагенту змінюються залежно від зміни стимулюючого агента вимірюваного середовища. Такий зонд часто називають оптродом. Основними фізичними процесами, що лежать в основі його роботи, є відбиття, поглинання, поверхневий плазмонний резонанс, люмінесценція (флуоресценція та фосфоресценція), хемілюмінесценція тощо [4].

Оптроди в оптоелектронних датчиках працюють на основі принципу гасіння флуоресценції, коли властивості люмінесценції чутливого до кисню барвника змінюються у відповідь на концентрацію кисню. Основним компонентом оптрода є флуоресцентний або фосфоресцентний барвник, який збуджується певною довжиною світлової хвилі, як правило, від світлодіодного або лазерного джерела. Під впливом кисню інтенсивність флуоресценції барвника зменшується, а час випромінювання скорочується внаслідок гасіння при зіткненні — процесу, під час якого молекули кисню поглинають енергію збудженого барвника, зменшуючи сигнал флуоресценції. Випромінюване світло реєструється фотодетектором, а концентрація кисню визначається на основі часу згасання сигналу флуоресценції. Це зазвичай вимірюється за допомогою методів фазової модуляції, де аналізується зсув фази між сигналами збудження та випромінювання [28].

Застосування кисневочутливих мембран на основі платини-тетра-фтор-феніл-порфірину (*PtTFPP*) може значно покращити оптроди в оптоелектронних датчиках. Вони забезпечують високу чутливість і швидку реакцію в оптоелектронних датчиках [29].

Використання флуорометра для вимірювання часу життя флуоресценції у частотному домені в системі сканування допомагає забезпечити точні вимірювання. Тести з різними концентраціями *PtTFPP* (5, 15 і 30 мг/мл) показали, що просте

збільшення кількості барвника незначно покращує інтенсивність флуоресценції. Натомість введення мікрочастинок у мембрану перед покриттям оптрода посилює флуоресценцію без надмірного використання барвника, що забезпечує більш точне визначення кисневих параметрів. Посилена інтенсивність світлового сигналу сприяє кращому зчитуванню даних, зменшує шум і підвищує чутливість датчика. Це рішення також покращує якість оптичного зчитування та зменшує вплив змін параметрів джерела світла [30]. Оптимізація оптродів із використанням цих мембран може забезпечити ще більш точне визначення параметрів крові, у системах на зразок *CDI 500* або *CDI 550*.

V. ВИСНОВКИ

Існуючі рішення для вимірювання насичення крові киснем включають як інвазивні, так і неінвазивні методи. Різні дослідження спрямовані на підвищення ефективності та надійності цих методів, зосереджуючись на вирішенні проблем артефактів руху та чутливості до змін параметрів джерела світла.

Запропоноване рішення, для покращення неінвазивних методів передбачає використання існуючих технологій органічних світлодіодів і органічних фотодетекторів як альтернативи традиційним жорстким комерційним пульсоксиметрам. Цей підхід пропонує переваги, включаючи здатність до біологічного розкладання, більшу гнучкість, покращену яскравість і контрастність тощо. Однак, хоча ці переваги покращують продуктивність датчика, технологія все ще стикається з проблемами, пов'язаними з артефактами руху. Щоб вирішити цю проблему, пропонується використовувати двоетапний адаптивний алгоритм для ефективної мінімізації впливу руху.

У випадку інвазивних методів однією з основних труднощів є утворення тромбів на датчиках та чутливість до низьких температур. Для вирішення цих проблем, в системи моніторингу крові *CDI 500* та *CDI 550* запропоновано інтегрувати покриті

гепарином датчики, які запобігають утворенню тромбів, і додати зовнішній теплообмінник для компенсації низьких температур. Крім того, удосконалення окремого компонента оптоелектронних датчиків, а саме оптрода, завдяки використанню кисневочутливих мембран на основі платини-тетра-фтор-феніл-порфірину, підвищує інтенсивність сигналу флуоресценції без надмірного використання барвника. Це забезпечує більш точне визначення кисневих параметрів та зменшує вплив змін параметрів джерела світла.

Майбутні дослідження мають бути зосереджені на вирішенні проблем, пов'язаних із низькою оптичною потужністю. Цю проблему можна пом'якшити збільшенням площі пристрою, що дозволить підвищити фотострум і, відповідно, зміцнити сигнал. Однак збільшення площі не завжди є оптимальним рішенням, оскільки може призвести до збільшення розмірів сенсора, що впливає на його зручність і можливість інтеграції в компактні пристрої. Також, перспективним напрямком є вирішення проблем з факторами низьких температур в системах *CDI 500* і *CDI 550*. Інтеграція датчика температури пропонує потенційне рішення, однак недоліком є затримка в регуляції температури, оскільки теплообмінник не забезпечує миттєвого зворотного зв'язку. Це може призвести до нерівномірного прогрівання крові та повільної реакції на зміни температури пацієнта.

Фінансування. Дане дослідження не отримувало зовнішнього фінансування.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

ORCID ID та внесок авторів.

0009-0008-9465-9629 (A, B, C) Yulia Danylchuk

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

A – концепція роботи та дизайн; B – аналіз інформації; C – написання статті; D – критичний огляд; E – остаточне схвалення статті.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. S. Biswas, Y. Shao, T. Hachisu, T. Nguyen-Dang, and Y. Visell, "Integrated Soft Optoelectronics for Wearable Health Monitoring", *Adv. Mater. Technol.*, vol. 5, no. 8, p. 2000347, Jun. 2020. Available: <https://doi.org/10.1002/admt.202000347>
2. N. Sharma, A. Prakash, and S. Sharma, "An optoelectronic muscle contraction sensor for prosthetic hand application", *Rev. Scientific Instrum.*, vol. 94, no. 3, p. 035009, Mar. 2023. Available: <https://doi.org/10.1063/5.0130394>
3. S. Zhang et al., "The rise of AI optoelectronic Sensors: from nanomaterial synthesis, device design to practical application", *Mater. Today Phys.*, p. 100812, Aug. 2022. Available: <https://doi.org/10.1016/j.mtphys.2022.100812>
4. Z. Bielecki, T. Stacewicz, J. Wojtas, J. Mikołajczyk, D. Szabra, and A. Prokopiuk, "Selected optoelectronic sensors in medical applications", *Opto-Electronics Rev.*, vol. 26, no. 2, pp. 122–133, May 2018. Available: <https://doi.org/10.1016/j.opelre.2018.02.007>
5. Y. Wang, "Pulse oximetry", *Highlights Sci., Eng. Technol.*, vol. 73, pp. 317–324, Nov. 2023. Available: <https://doi.org/10.54097/hset.v73i.13001>
6. Yaser Carcora, Sophia Airhart, Jenna Kay, Antonio Christophy, Dominic Emerson, David Raymer, Andrew W. Shaffer, Anthony W. Castleberry, Marshall Hyden, Benjamin Sun, Karol Mudy, Tamas Alexy, "Invasive And Non-invasive Assessment Of Arterial Blood Oxygen Saturation In Patients With Continuous Flow LVADs: Is There A Correlation?", *J. Cardiac Failure*, vol. 28, no. 5, May 2022, Art. no. <https://doi.org/10.1016/j.cardfail.2022.03.145>.
7. N. Holmström, P. Nilsson, J. Carlsten, and S. Bowald, "Long-term in vivo experience of an electrochemical sensor using the potential step technique for measurement of mixed venous oxygen pressure! This paper was presented at the Fifth World Congress on Biosensors, Berlin, Germany, 3–5 June 1998.1", *Biosens. Bioelectron.*, vol. 13, no. 12, pp. 1287–1295, Dec. 1998. Available: [https://doi.org/10.1016/s0956-5663\(98\)00091-8](https://doi.org/10.1016/s0956-5663(98)00091-8)
8. Z. Xue, Y. Gai, Y. Wu, Z. liu, and Z. Li, "Wearable mechanical and electrochemical sensors for real-time health monitoring", *Commun. Mater.*, vol. 5, no. 1, Oct. 2024. Available: <https://doi.org/10.1038/s43246-024-00658-2>
9. F. A. R. Mota, M. L. C. Passos, J. L. M. Santos, and M. L. M. F. S. Saraiva, "Comparative analysis of electrochemical and optical sensors for detection of chronic wounds biomarkers: A review", *Biosens. Bioelectron.*, p. 116095, Feb. 2024. Available: <https://doi.org/10.1016/j.bios.2024.116095>
10. S. Sikarwar and B. C. Yadav, "Opto-electronic humidity sensor: A review", *Sens. Actuators A*, vol. 233, pp. 54–70, Sep. 2015. Available: <https://doi.org/10.1016/j.sna.2015.05.007>
11. M.F. Bogomolov, K.O. Sachik Ya.V. Savenko, "Optoelectronic system for remote measurement of characteristics of biological objects", *International scientific and technical journal "Measuring and computing technology in technological processes"*, vol. 3, No. 59, pp. 137–141, 2017. (in Ukrainian)
12. I. Samuel, A. K. Bansal, S. Hou, and O. Kulyk, "An organic optoelectronic muscle contraction sensor for prosthetics", *SPIE Newsroom*, Apr. 2015. Available: <https://doi.org/10.1117/2.1201503.005812>
13. C. Liu, R. Correia, H. Ballaji, S. Korposh, B. Hayes-Gill, and S. Morgan, "Optical Fibre-Based Pulse Oximetry Sensor with Contact Force Detection", *Sensors*, vol. 18, no. 11, p. 3632, Oct. 2018. Available: <https://doi.org/10.3390/s18113632>
14. M. Carone et al., "Comparison of invasive and noninvasive saturation monitoring in prescribing oxygen during exercise in COPD patients", *Eur. Respiratory J.*, vol. 10, no. 2, pp. 446–451, Feb. 1997. Available: <https://doi.org/10.1183/09031936.97.10020446>
15. C. M. Lochner, Y. Khan, A. Pierre, and A. C. Arias, "All-organic optoelectronic sensor for pulse oximetry", *Nature Commun.*, vol. 5, no. 1, Dec. 2014. Available: <https://doi.org/10.1038/ncomms6745>
16. A. K. Bansal, S. Hou, O. Kulyk, E. M. Bowman, and I. D. W. Samuel, "Wearable Organic Optoelectronic Sensors for Medicine", *Adv. Mater.*, vol. 27, no. 46, pp. 7638–7644, Dec. 2014. Available: <https://doi.org/10.1002/adma.201403560>
17. Navaneetha C. M., Rishabh Chikker, Batyr Barakov, and Onur Can, "Organic Light Emitting Diodes (OLED)", *HSB*, May 2016, Art. no. DOI: 10.13140/RG.2.2.17010.71360.
18. Dr Jon Griffin, Emma Spooner, and Dr Hadi Hassan. "Spin Coating: Complete Guide to Theory and Techniques." *Ossila*. Available: <https://www.ossila.com/pages/spin-coating>
19. R. Yousefi, M. Nourani, S. Ostadabbas, and I. Panahi, "A Motion-Tolerant Adaptive Algorithm for Wearable Photoplethysmographic Biosensors", *IEEE J. Biomed. Health Inform.*, vol. 18, no. 2, pp. 670–681, Mar. 2014. Available: <https://doi.org/10.1109/jbhi.2013.2264358>
20. A. U. Al-Saggaf, M. Arif, U. M. Al-Saggaf, and M. Moinuddin, "The q-normalized least mean square algorithm", *Inst. Elect. Electron. Engineers*, 2016, Art. no. DOI: 10.1109/ICIAS.2016.7824098.
21. Aaron Schreur Scott Niles James Ploessl, "Use of the CDI Blood Parameter Monitoring System 500 for Continuous Blood Gas Measurement During Extracorporeal Membrane Oxygenation Simulation", *Nat. Inst. Health*, vol. 4, no. 37, pp. 377–380, 2005.
22. S. Ghosh F. Falter and D. J. Cook, *Cardiopulmonary Bypass*. Cambridge: Cambridge Univ. Press, 2009.
23. CDI® 550 Blood Parameter Monitoring System. Terumo Europe, Middle East & Africa. URL: <https://www.terumo-europe.com/en-emea/products/cdi-550-blood-parameter-monitoring-system>.
24. *Fluorescence Methods for Investigation of Living Cells and Microorganisms* / ed. by N. Grigoryeva. IntechOpen, 2020. URL: <https://doi.org/10.5772/intechopen.83296>.
25. Suzanne C. Osborne Steven Pregulman, "Response to James Reagor and Colleagues' Article "Spectrum Medical Quantum or Terumo CDI 500: Which Device Measures Hemoglobin and Oxygen Saturation Most Accurately When Compared to a Benchtop Blood Analyzer?", *J Extra Corpor Technol*, vol. 2, no. 54, 2022, Art. no. doi: 10.1182/ject-161-162.
26. R. Biran and D. Pond, "Heparin coatings for improving blood compatibility of medical devices", *Adv. Drug Del. Rev.*, vol. 112, pp. 12–23, Mar. 2017. Available: <https://doi.org/10.1016/j.addr.2016.12.002>
27. H. Saad and M. Aladawy, "Temperature management in cardiac surgery", *Global Cardiol. Sci. Pract.*, vol. 2013, no. 1, p. 7, Mar. 2013. Available: <https://doi.org/10.5339/gcsp.2013.7>
28. A. Tengberg et al., "Evaluation of a lifetime-based optode to measure oxygen in aquatic systems", *Limnol. Oceanogr.: Methods*, vol. 4, no. 2, pp. 7–17, Feb. 2006. Accessed: Feb. 28, 2025. [Online]. Available: <https://doi.org/10.4319/lom.2006.4.7>
29. C.-Y. Liu et al., "Strongly Improving the Sensitivity of Phosphorescence-Based Optical Oxygen Sensors by Exploiting Nano-Porous Substrates", *Biosensors*, vol. 12, no. 10, p. 774, Sep. 2022. Available: <https://doi.org/10.3390/bios12100774>
30. M. R. Chatni, D. E. Maier, and D. M. Porterfield, "Evaluation of microparticle materials for enhancing the performance of fluorescence lifetime based optrodes", *Sensors Actuators B: Chem.*, vol. 141, no. 2, pp. 471–477, Sep. 2009. Available: <https://doi.org/10.1016/j.snb.2009.06.052>

UDC 616-71

APPLICATION OF OPTOELECTRONIC SENSORS TO DETERMINE BLOOD OXYGEN SATURATION LEVEL

Danylchyk Yulia

danylchykja@gmail.com

Bohomolov Mykola

mfbogomolov@gmail.com

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

Abstract – Measurement of blood oxygen saturation is crucial for assessing how effectively the lungs and circulatory system deliver oxygen to the body's organs and tissues. Regular monitoring helps track these conditions, ensuring that patients receive appropriate treatment and oxygen therapy when necessary. The article presents an overview of modern approaches to the use of optoelectronic sensors, covering both non-invasive and invasive technologies. Pulse oximetry is a non-invasive method and is essential for individuals with lung and heart diseases. However, traditional rigid commercial pulse oximeters encounter limitations such as motion artifacts, which affect measurement accuracy. An alternative could be replacing rigid sensors with flexible technology based on organic light-emitting diodes and organic photodetectors, offering advantages such as biodegradability, lightweight design, and improved contrast. However, motion artifacts remain a challenge, which is addressed using a two-stage adaptive algorithm that filters noise and enhances measurement stability. In cases where highly accurate blood gas data is critical, invasive methods are often employed. The CDI 500 and CDI 550 blood monitoring systems are essential tools used in intensive care and surgical settings for continuous real-time monitoring of blood oxygen saturation. They utilize fluorescence and reflection measurement technologies to provide precise readings. However, factors such as exposure to low temperatures and thrombus formation on the sensor can affect system performance. To improve measurement reliability, the use of heparin-coated sensors is proposed, which reduces thrombus formation while maintaining sensor functionality. Additionally, integrating an external heat exchanger helps maintain the required temperature during cardiopulmonary bypass procedures. Furthermore, advancements in optoelectronic sensors, particularly through the use of oxygen-sensitive membranes based on platinum-tetra-fluoro-phenyl-porphyrin in optrodes, have demonstrated improved oxygen level measurement, enhanced data readability, noise reduction, and increased sensor sensitivity.

Key words: optoelectronic sensors, sensor technologies, pulse oximetry, light-emitting diode, photodetector, motion artifacts, fluorescence, invasive methods, non-invasive methods, blood oxygen saturation, biosensors.