



РОЗВИТОК ПРИРОДНИЧИХ НАУК ЯК ОСНОВА НОВІТНІХ ДОСЯГНЕНЬ У МЕДИЦИНІ

DEVELOPMENT OF NATURAL SCIENCES AS A BASIS OF NEW ACHIEVEMENTS IN MEDICINE



Чернівці
19.06.24

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ
БУКОВИНСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

МАТЕРІАЛИ

IV науково-практичної інтернет-конференції



**РОЗВИТОК
ПРИРОДНИЧИХ НАУК
ЯК ОСНОВА НОВІТНІХ
ДОСЯГНЕНЬ У
МЕДИЦИНІ**

*м. Чернівці
19 червня 2024 року*

MINISTRY OF EDUCATION AND SCIENCE OF UKRAINE
MINISTRY OF HEALTH OF UKRAINE
BUKOVINIAN STATE MEDICAL UNIVERSITY

CONFERENCE PROCEEDINGS

IV Scientific and Practical Internet Conference



DEVELOPMENT OF NATURAL SCIENCES AS A BASIS OF NEW ACHIEVEMENTS IN MEDICINE

Chernivtsi, Ukraine

June 19, 2024

УДК 5-027.1:61(063)

Р 64

Медицина є прикладом інтеграції багатьох наук. Наукові дослідження у сучасній медицині на основі досягнень фізики, хімії, біології, інформатики та інших наук відкривають нові можливості для вивчення процесів, які відбуваються в живих організмах, та вимагають якісних змін у підготовці медиків. Науково-практична інтернет-конференція «Розвиток природничих наук як основа новітніх досягнень у медицині» покликана змінювати свідомість людей, характер їхньої діяльності та стимулювати зміни у підготовці медичних кадрів. Вміле застосування сучасних природничо-наукових досягнень є запорукою подальшого розвитку медицини як галузі знань.

Конференція присвячена висвітленню нових теоретичних і прикладних результатів у галузі природничих наук та інформаційних технологій, що є важливими для розвитку медицини та стимулювання взаємодії між науковцями природничих та медичних наук.

Голова програмного комітету

Ігор ГЕРУШ ректор Буковинського державного медичного університету, професор

Заступник голови програмного комітету

Володимир ФЕДІВ завідувач кафедри біологічної фізики та медичної інформатики Буковинського державного медичного університету, професор, д.фіз.-мат.н

Програмний комітет

Марія ІВАНЧУК доцент закладу вищої освіти кафедри біологічної фізики та медичної інформатики Буковинського державного медичного університету, к.фіз.мат.н., доцент,

Віктор КУЛЬЧИНСЬКИЙ доцент закладу вищої освіти кафедри біологічної фізики та медичної інформатики Буковинського державного медичного університету, к.фіз.-мат.н.

Олена ОЛАР доцент закладу вищої освіти кафедри біологічної фізики та медичної інформатики Буковинського державного медичного університету, к.фіз.мат.н., доцент

Розвиток природничих наук як основа новітніх досягнень у медицині: матеріали IV науково-практичної інтернет-конференції, м. Чернівці, 19 червня 2024 р. / за ред. В. І. Федіва – Чернівці: БДМУ, 2024. – 311 с.

У збірнику подані матеріали науково-практичної інтернет-конференції «Розвиток природничих наук як основа новітніх досягнень у медицині». У статтях та тезах представлені результати теоретичних і експериментальних досліджень. Матеріали подаються в авторській редакції. Відповідальність за достовірність інформації, правильність фактів, цитат та посилань несуть автори.

Для наукових та науково-педагогічних співробітників, викладачів закладів вищої освіти, аспірантів та студентів.

Рекомендовано до друку Вченою Радою Буковинського державного медичного університету (Протокол №15 від 25.06.2024 р.)

Комп'ютерна верстка Марія ІВАНЧУК

ISBN 978 617 5190 92-0



10. A.G. Milnes, D.L. Feucht. Heterojunctions and metal-semiconductor junctions (Academic Press, 1972) [ISBN:0124980503].
11. S.M. Sze, K.K. Ng, *Physics of semiconductor devices* (Wiley: New Jersey: 2007).

УДК 53.01, 535.341.08, 535.341.6

ТЕОРЕТИЧНІ ОСНОВИ МЕТОДУ ПУЛЬСОКСИМЕТРІЇ, ЕФЕКТИ РОЗСІЯННЯ СВІТЛА В ЗАКОНІ БУГЕРА-ЛАМБЕРТА-БЕРА

Лукомський Д., Зайцева О., Чайка О., Чалий О.В.

Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, Київ, Україна
dlukom.mbf@gmail.com, zaitseva.mbf.2020@gmail.com, e.chaika74@gmail.com,
avchalyi7@gmail.com

Анотація

В статті обговорюються та аналізуються теоретичні основи методу пульсоксиметрії, який набув за останні роки широкої популярності в медичній практиці. Розглянуті головні наближення, пов'язані з використанням закону Бугера-Ламберта-Бера, які лежать в основі застосування методу пульсоксиметрії. Спеціальна увага приділена аналізу ефектів розсіяння світла та методів дослідження його внесків в проблему прецизійної оцінки насичення артеріальної крові киснем та надання важливої інформації про кардіо-респіраторну функцію пацієнта.

Ключові слова: метод пульсоксиметрії; закон Бугера-Ламберта-Бера; поглинання світла; розсіяння світла; оптична теорема.

1. Теоретичні основи методу пульсоксиметрії

Оксиметрія – це термін, що стосується оптичного вимірювання насичення крові оксигенованим гемоглобіном, тоді як **пульсоксиметрія** описує особливу техніку, що використовує переваги пульсуючого артеріального плинку крові.

Насичення киснем SpO_2 визначається за формулою:

$$SpO_2 = \frac{[HbO_2]}{[HbO_2] + [Hb]}, \quad (1)$$

де $[HbO_2]$ – концентрація оксигенованого гемоглобіну, $[Hb]$ – концентрація дезоксигенованого гемоглобіну. Безпосередньо насичення киснем виміряти неможливо, тому для його визначення використовується метод пульсоксиметрії – неінвазивної техніки

пропускання світла різних довжин хвиль через напівпрозорі периферичні ділянки тіла (зазвичай ніготь або мочка вуха).

Відповідно до закону Бугера-Ламберта, ослаблення інтенсивності світла в об'єкті з однорідними оптичними властивостями залежить від товщини шару, через який проходить це випромінювання, визначається такою формулою:

$$I = I_0 e^{-\alpha d}, \quad (2)$$

де I – інтенсивність світлового потоку, що проходить через тканину, I_0 – інтенсивність падаючого світлового потоку, α – коефіцієнт ослаблення світла в залежності від довжини хвилі випромінювання та оптичних властивостей тканини, d – товщина тканини, що поглинає та розсіює світло.

У випадку суміші, наприклад, кисню в крові, коефіцієнт ослаблення, як показав Бер, залежить від концентрації C розчиненої речовини (кисню) наступним чином:

$$\alpha = \alpha_e C \quad (3)$$

Тут α_e – коефіцієнт екстинкції (коефіцієнт ослаблення в розчині одиничної концентрації). Обидва співвідношення (1) та (2) разом дають закон Бугера-Ламберта-Бера, використання якого лежить в основі методу пульсоксиметрії:

$$I = I_0 e^{-\alpha_e C d} \quad (4)$$

Пульсоксиметр – це прилад, призначений для неінвазивного вимірювання насичення артерій киснем у периферичних судинах та частоти серцевих скорочень. Цей пристрій використовує два світлодіоди, що генерують видиме червоне світло (з довжиною хвилі близько 650 нм) та інфрачервоне випромінювання (з довжиною хвилі близько 950 нм), а також фотодетектори для визначення інтенсивності, що пройшла через цю частину тіла.

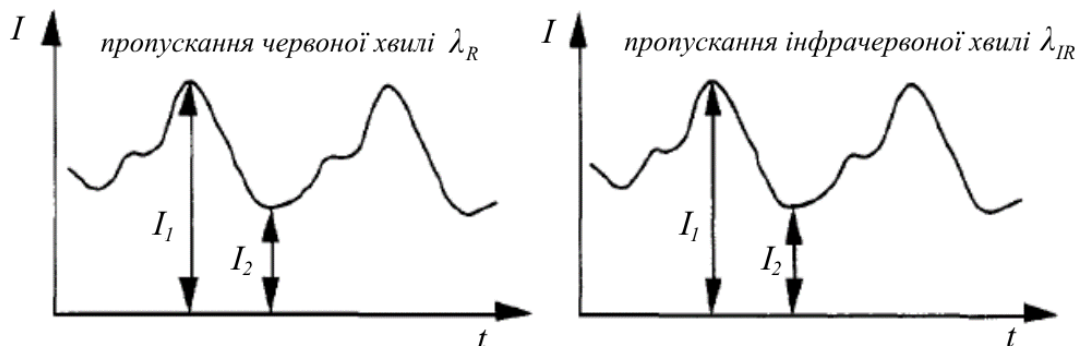


Рис.1. Залежність інтенсивності світла, отриманої на фотодетекторі, від часу протягом пари серцевих циклів для червоної та інфрачервоної довжин хвиль [1].

На рис. 1 показано фіксацію пульсоксиметром інтенсивності I електромагнітної хвилі, що проходить через ділянку тіла на двох довжинах хвилі (λ_R та λ_{IR}), як функцію часу t . Далі протягом кількох серцевих циклів пульсоксиметр визначає максимальні (I_1) та мінімальні (I_2) значення інтенсивностей, що пройшли ділянку тіла, на двох довжинах хвилі: λ_R та λ_{IR} .

Потім внутрішній процесор пульсоксиметра обчислює величину R_S як відношення логарифмів інтенсивностей I_1 та I_2 для довжини хвилі червоного випромінювання (λ_R) та довжини хвилі інфрачервоного випромінювання (λ_{IR}):

$$R_S = \frac{\ln[I_2(\lambda_R)/I_1(\lambda_R)]}{\ln[I_2(\lambda_{IR})/I_1(\lambda_{IR})]} = \frac{\alpha_A(\lambda_R)}{\alpha_A(\lambda_{IR})} \quad (5)$$

Враховуючи (2) для розчинів оксигемоглобіну (HbO_2) та дезоксигемоглобіну (Hb), а також означення насичення киснем SpO_2 (1) та зв'язок коефіцієнтів ослаблення α_A на різних довжинах хвилі (λ_R та λ_{IR}) з величиною R_S (5), можна встановити формулу зв'язку між величинами SpO_2 і R_S :

$$SpO_2 = \frac{\alpha_{eD}(\lambda_R) - \alpha_{eD}(\lambda_{IR}) \cdot R_S}{\alpha_{eD}(\lambda_R) - \alpha_{eO}(\lambda_R) + (\alpha_{eO}(\lambda_{IR}) - \alpha_{eD}(\lambda_{IR})) \cdot R_S} \cdot 100\% \quad (6)$$

де α_{eO} та α_{eD} – коефіцієнти екстинкції оксигенованого та дезоксигенованого гемоглобіну, що є табличними для різних довжин хвилі.

Наявність такого зв'язку якраз і обумовлює використання методики пульсоксиметрії для знаходження насичення киснем SpO_2 . Але незалежні вимірювання сатурації показують, що теоретична формула (6) не є точною, тому замість неї для знаходження сатурації SpO_2 за відомою величиною R_S використовується емпірична калібрувальна таблиця відповідності значень SpO_2 та R_S , яка зберігається в пам'яті пульсоксиметра. Дані для цієї таблиці отримані в результаті вдихання збіднених кисневих сумішей здоровими пацієнтами.

Отже, пульсоксиметр дає оцінку насичення артеріальної крові киснем і надає важливу інформацію про кардіо-респіраторну функцію пацієнта. Перевагами цього методу є неінвазивність, можливість моніторингу насичення киснем у режимі реального часу, портативність та відносно невисока вартість приладу. Він може використовуватися з діагностичною метою у багатьох галузях медицини, зокрема, в анестезіології, невідкладній допомозі, і, навіть, спостереженні за пацієнтами вдома (див. також статтю авторів [2]).

2. Наближення в законі Бугера-Ламберта-Бера та методи врахування ефектів розсіювання світла

Слід перш за все зазначити, що обидва закони Бугера-Ламберта та Бугера-Ламберта-Бера, які визначаються формулами (2) і (4) відповідно, є прямим наслідком розв'язку наступного лінійного диференціального рівняння першого порядку:

$$dI = -\alpha I dx = -\alpha_e C I dx \quad (7)$$

для шуканої величини інтенсивності світла $I(x)$, що проходить через плоскопаралельний прошарок речовини, який обмежений двома плоскими границями $x = 0$ та $x = d$. Саме розв'язок диференціального рівняння (7) дає експоненціальне послаблення інтенсивності світла в залежності від товщини прошарку. Взагалі, ефекти розсіяння світла враховуються в рівняннях (2), (4) і (7) вербально, тобто на словах. Нижче буде показано, як ці ефекти можна враховувати в певних теоретичних наближеннях та в більш послідовному електродинамічному підході.

Як добре відомо (див., наприклад, підручник [3]), світлові хвилі, що проходять через речовину, викликають вимушені коливання електронів та інших заряджених частин атомів і молекул, які приводять до появи розсіяного електромагнітного випромінювання. Ефекти розсіяння світла можуть бути зумовлені неоднорідностями двох типів, пов'язаних з присутністю: 1) сторонніх частинок в однорідному середовищі (наприклад, аерозолі в хмарах і туманах); 2) флуктуацій діелектричної проникності чи оптичного показника заломлення, викликаних флуктуаціями густини, концентрації, температури (наприклад, флуктуаціями концентрації формених елементів в плазмі крові) тощо. Перший тип розсіяння називається розсіянням Тіндала в мутних середовищах, яке описується законами геометричної оптики, тоді як другий тип розсіяння називається молекулярним розсіянням світла.

В залежності від співвідношення між лінійним розміром r частинок (радіусом кореляції флуктуацій ξ) та довжиною хвилі світла λ існують різні формули для інтенсивності розсіяного світла:

а) коли параметр $\rho = 2\pi r / \lambda \leq 1$, інтенсивність однократно розсіяного світла визначається наступною формулою

$$I_1 = I_{\pi/2} (1 + \cos^2 \theta), \quad I_{\pi/2} \sim V \beta_T / \lambda^4, \quad (8)$$

де через θ позначений кут розсіяння світла по відношенню до напрямку падаючого світлового променя, V – об'єм системи, в якому відбувається розсіяння світла, а β_T – ізотермічна стисливість речовини. Формула (8) була отримана Релеєм і відповідає дипольному

наближенню, коли в сторонніх частинках з розміром $r < 0.2\lambda$ при розсіянні Тіндала або у флуктуаціях густини (концентрації) при молекулярному розсіянні світла під дією падаючої світлової хвилі наводиться електричний дипольний момент;

б) коли параметр $\rho \gg 1$, формула дисперсійної залежності інтенсивності розсіяння I_1 від довжини хвилі λ (частоти $\nu = c/\lambda$) змінюється на

$$I_1 \sim \text{const} / \lambda^2 \quad (9)$$

Подібне зменшення вдвічі показника ступеня довжини хвилі в залежності інтенсивності однократно розсіяного світла від довжини хвилі характерно для достатньо великих частинок мутного середовища або при флуктуаційних фазових переходах другого роду і критичних явищах в конденсованих середовищах. В останньому випадку таке явище розсіяння світла називається критичною опалесценцією.

3. Узагальнення диференціального рівняння Бугера-Ламберта-Бера для врахування ефектів розсіяння світла

Існують два послідовних методи врахування ефектів розсіяння світла.

1. *Метод рівняння переносу випромінювання* для інтенсивності світла (цей метод використовується також для врахування ефектів розсіяння звукових і ультразвукових хвиль, а також рентгенівських променів та нейтронного випромінювання; див., наприклад, [4]).

Рівняння переносу випромінювання (в позначеннях, які використовуються в цій статті) є інтегро-диференціальним рівнянням, яке має наступний вигляд:

$$\frac{dI(x, \theta)}{dx} + \alpha I(x, \theta) + \int W(x, \theta; x', \theta') I(x', \theta') dx' d\theta' = 0, \quad (10)$$

де через $W(x, \theta; x', \theta')$ позначена ймовірність розсіяння світлового випромінювання з напрямку кута θ у всі інші кути θ' та в усіх точках прошарку x' , по яких проводиться інтегрування в формулі (10).

Слід зазначити, що в наближенні однократного розсіяння промінь світла, що спочатку розповсюджувався в первинному напрямку кута θ , може перейти в результаті розсіяння в усі інші напрямки θ' , викликаючи ефекти послаблення інтенсивності світла, які є додатковими до ефектів поглинання. Звичайно, такий метод дозволяє також описати ефекти й багатократного розсіяння електромагнітного і других видів випромінювання.

2. *Послідовний електродинамічний метод* розрахунку напруженості електричного E та індукції B магнітного полів, а також вектора Умова-Пойнтінга S (див., наприклад, застосування цього найбільш послідовного методу розрахунку багатократного розсіяння для явища критичної опалесценції світла в оглядовій статті [5]). Цей метод, для якого існує навіть спеціальна діаграмна техніка з використанням методів квантової теорії поля, дозволяє знаходити точні вирази для коефіцієнта розсіяння та екстинкції з урахуванням ефектів багатократного розсіяння, а також для інших важливих властивостей процесів послаблення електромагнітного та других видів випромінювання в фізичних і медико-біологічних системах.

На завершення слід звернути увагу на важливий результат, який дає наступне співвідношення між значенням коефіцієнта екстинкції K_1 в наближенні однократного розсіяння, котрий співпадає з оберненим значенням коефіцієнту послаблення α в законі Бугера-Ламберта:

$$K_1 = \frac{4\pi}{\lambda} \operatorname{Im} n \quad (11)$$

Цей результат носить назву «оптична теорема», яка пов'язує коефіцієнт екстинкції K_1 з уявною частиною оптичного показника заломлення $\operatorname{Im} n$ (або з уявною частиною діелектричної проникності $\operatorname{Im} \varepsilon$). Іншими словами, за відсутності цієї уявної частини не може існувати ніякого коефіцієнта екстинкції.

Список використаних джерел

1. Christian Baumgartner, Theresa Rienmüller, Sonja Langthaler. Pulse Oximetry: Laboratory Tutorial. *Biomedical Sensor Systems Laboratory* (2019) 1-17.
2. Chalyi A, Lukomsky D, Chaika O, Zaitseva O and Chalyu K. Physical Aspects of Pulse Oximetry in the Context of COVID-19 Pandemic, *EC Clinical and Medical Case Reports* 5.5 (2022) 22-27.
3. Чалий ОВ, Цехмістер ЯВ, Агапов БТ, Меленевська АВ, Мурашко МІ, Радченко НФ, Стучинська НВ. *Медицина і біологічна фізика*. Київ, Книга плюс, 2005. Chalyi OV, Tsekhmister YV, Agapov BT, Melenevska AV, Murashko MI, Radchenko NF, Stuchynska NV. *Medical and Biological Physics*. Edited by Prof. Chalyi AV, Kyiv, Knyga plus, 2005.
4. Tatarskii VI. *Wave Propagation in a Turbulent Medium*, New York, Dover, 1968.
5. Chalyi AV and Lebed AG. *Non-Homogeneous liquids near the critical point and the boundary of stability and theory of percolation in ceramics*. Harwood Academic Press. London, 1993.