

# Прилад для дослідження транспорту кисню в капілярах

Молебна М. С.  
Гімназія № 315  
Київ, Україна

**Анотація**—В роботі досліджується можливість візуалізації процесу передачі кисню тканинам організму через механізм капілярів. Запропоновано застосувати принцип оксиметрії на мікроскопічному рівні. Сконструйовано та виготовлено експериментальний пристрій на базі вимірювального мікроскопа та відеокамери з високою просторовою роздільною здатністю. Запропоновано й сконструйовано схеми освітлення. Описана структура приладу і його складових частин, описана ідея обробки зображень, отриманих для різних ділянок спектру. В дослідженнях використовувалось вузькосмугове освітлення в області спектральних ліній 527 нм, 585 нм та 650 нм, що формувалось за допомогою інтерференційних фільтрів з шириною смуги пропускання 10-12 нм.

**Ключові слова** — оксиметрія; капіляроскопія; капілярна оксиметрія; просторово роздільна оксиметрія.

## I. ВСТУП

Постачання кисню тканинам людського організму є життєво важливим процесом. Вимірювання насиченості крові киснем використовує відмінності параметрів поширення світла різних кольорів в оксигенованому та деоксигенованому гемоглобіні. Це явище добре відоме ще з 40-х років минулого століття. Прилади для детального лабораторного аналізу, включно з визначенням вмісту окислу вуглецю, зазвичай використовують видиме світло й отримали назву СО-оксиметрів, а прилади більш широкого вжитку, які до своїх основ приєднали ще й різновиди венозної та артеріальної крові, в результаті чого почергово змінюється її склад в ритмі серцевого пульсу, мають назву пульс-оксиметрів. Вони здебільшого мають справу зі світлом з довжиною хвилі більшою за 600 нм. Комерційні імпульсні оксиметри вимірюють інтегральне значення насичення гемоглобіну крові киснем, не маючи просторового розділення, необхідного для спостереження за рухом крові.

## II. ПРИНЦИПИ ТА ІСТОРИЧНИЙ АСПЕКТ ОКСИМЕТРІЇ

Фотометричні дослідження вмісту газів у крові людини беруть свій початок ще в XIX столітті, коли професор Тюбінгенського університету von Vierordt, автор закону про відчуття часу, в 1872 році опублікував роботу про використання спектральних приладів для фотометрії спектрів поглинання [1]. В двадцятих-тридцятих роках минулого століття спектральні фотометричні дослідження препаратів крові суттєво розширилися, а на початку сорокових практично одночасно з'являються дві публікації, в одній з яких Ногескер з Національного інституту здоров'я США публікує результати своїх досліджень гемоглобіну та його похідних у видимій та інфрачервоній ділянках спектру [2], а Millikan з Пенсильванського університету описує декілька варіантів приладу, який він

називає оксиметром [3]. Від сучасних пульс-оксиметрів його відрізняє також спектральний діапазон – червона лінія у сучасних пульс-оксиметрах використовується в парі з інфрачервоною, а не з зеленою. Історичний аспект початкових етапів розвитку оксиметрії детально писано в роботі [4].

Формули для обчислення насиченості крові киснем виявились досить складними і такими, що потребують урахування значної кількості параметрів, а самі вимірювання потребують трудомісткого калібрування [5]. На допомогу приходить періодичність в збагаченні аортальної крові киснем за рахунок пульсової хвилі, яка додає ще один відлік. Це відкриття зробив біоінженер Aoyagi в дослідницькому відділенні японської корпорації Nihon Kohden, вивчаючи діяльність серця. Воно дозволило йому сконструювати прилад, в якому можна уникнути трудомісткого калібрування. Так класичний оксиметр, який започаткував Millikan, перетворився на пульс-оксиметр, що використовує ділянку спектру від червоного до ближнього інфрачервоного. Видима ж ділянка, що містить у собі декілька екстремумів, які відповідають різним сполукам з гемоглобіном, залишається для лабораторних приладів, що аналізують ці сполуки. Оскільки інтерес до карбомонооксигемоглобіну преважує в таких сполуках (здебільшого з мотивів екології), за цими приладами зберігається термін СО-оксиметр.

Перший зразок «вушного» пульс-оксиметра OLV-5100 з'явився на ринку в 1975 році [6]. Його виготовила компанія Nihon Kohden, в якій працював Aoyagi. Конструктивно прилад складався з двох частин – датчикового блоку, що фіксувався на мочці вуха, та основного електронного блоку. З бурхливим розвитком мікроелектроніки обидві ці частини тепер вміщуються в мініатюрному корпусі, причому структурна схема приладу залишилась такою ж, з тією відмінністю, що обчислення тепер виконуються мініатюрним



мікропроцесором, а світлодіоди та фотодетектор охоплюють кінчик пальця.

Довгий час компактні пульс-оксиметри базувались на вимірюванні проходження світла через тканину (палець, мочка вуха). Набагато ширше використання має схема, в якій вимірюються сигнали зворотнього розсіяння світла. Характеристики зворотнього розсіяння [7], яке інколи умовно називають відбиттям, нагадують дзеркальне відтворення характеристик поглинання. Максимальне відбиття для оксигемоглобіну має місце при довжині хвилі 650 нм, в той час як дезоксигемоглобін має локальний мінімум відбиття при довжині хвилі 750 нм. Зазвичай цей локальний екстремум не використовується для вимірювання. Тому традиційно використовують світлодіоди з довжиною хвилі випромінювання 940 нм.

### III. ДИНАМІКА РУХУ КРОВІ В СУДИНАХ

Вивчати динаміку руху крові в капілярах можна за допомогою аналізу послідовності кадрів відеомікроскопа з такою просторовою роздільною здатністю, що дозволяє візуалізувати одинокі або агреговані червоні кров'яні тільця. Було запропоновано [8] зображення капілярів записувати у вигляді відеокadrів, а потім виконувати їх інтерактивну обробку. Вікно розміром  $1 \times 100$  пікселів записувалось з частотою 60 Гц (розмір пікселів становив 0,93 мкм). За 10 секунд формувалось вікно розміром  $100 \times 300$  пікселів. Швидкість обчислювалась в мкм/с.

Цей метод було застосовано для вимірювання швидкості кровотоку в капілярах наднігтя [9]. Використовувався капіляроскоп M320 (JMC Corporation, Japan), вузол візуалізації якого складався з ПЗС камери, рідинно-кристалічного дисплея та чотирьох світлодіодів. Відеозапис виконувався у форматі DV-AVI при збільшенні  $380 \times$ , просторовому розділенні 1,42 мкм, з кадровою частотою 30 Гц. Статична піксельна матриця мала розмір  $720 \times 480$ , а поле зору було  $1 \times 0,68$  мм<sup>2</sup>. Застосовувалась візуально-оптична оцінка швидкості потоку та крос-кореляційна, причому візуально-оптична оцінка виявилась більш точною, ніж крос-кореляційна. Це можна пояснити тим, що при швидкості потоку 0,5 мм/с зображення є розмитим, а тому було рекомендовано збільшувати швидкодію відеокамери.

У 80-х Fercher і Briers [10] звернули увагу на те, що контраст спеклової структури лазерного випромінювання, розсіяного на рухомій структурі зображення кровоносної судини, залежить від швидкості руху крові. На цьому принципі було розроблено декілька варіацій приладів, які умовно можна поділити на дві групи – такі, що використовують багатокадрове накопичення, й такі, що використовують аналіз просторової структури в одному кадрі. Прикладом першого типу може бути прилад, описаний Fujii et al. [11]. В ньому використано освітлення у вигляді лінії і відповідний їй прийом сигналів на багатоелементну лінійку детекторів. Освітлення гелій-неонового лазера у формі лінії формується за допомогою циліндричної лінзи, а детектор являє собою лінійку з 256 ПЗС детекторів, розташованих так, щоб прийом сигналів здійснювався уздовж лінії освітлення. Цикли

зчитування повторюють сотні разів, інтегруючи сигнали для кожного елемента лінійки детекторів. В результаті отримують профіль швидкості кровотоку.

Варіант без багатокадрової обробки інформації [12] базується на тому, що спекли, створені розсіянням на елементах крові, що швидко рухаються, розвиваються швидше, а тому контраст в цих частинах зображення буде нижчим. Цифрове зображення з ПЗС матриці розміром  $512 \times 512$  пікселів аналізується вікном  $7 \times 7$  пікселів. Через необхідність обчислення у такому широкому вікні просторова роздільна здатність нескануючого пристрою є нижчою, ніж при використанні накопичення сигналів у часі.

### IV. ПРОСТОРОВО РОЗДІЛЬНА ОКСИМЕТРИЯ

Візуалізація насиченості капілярів очного дна киснем була вперше здійснена й описана Delori [13]. Він використав для цього фондус-камеру, замінивши в ній широкоспектральне (біле) освітлення сітківки виокремленими кольорами з довжиною хвилі 558 нм, 569 нм, та 586 нм. Оскільки за основу була взята концепція проходження світла, були потрібні три довжини хвилі для компенсації розсіяння. Вибір робочих довжин хвиль дуже важливий. У роботі [14] з чотирьох довжин хвиль – 542 нм, 558 нм, 586 нм і 605 нм, перші дві були відкинута через менш надійні результати.

Вузьке вікно у світ капілярів в людському тілі - це область наднігтя, яка використовується для виявлення патологічних змін та отримання морфологічного опису капілярів, що містить інформацію про стан мікроциркуляції крові [15]. Інформація, отримана в капіляроскопії, використовує аналіз структурних деталей зображення капілярів.

Розроблений нами прилад дозволяє розкрити функціональну активність капілярів, побачити наскільки ефективно вони постачають кисень до тканин [16]. Ми розробили декілька версій приладу [17]. Той, що показаний на Рис. 1, запозичує дизайнерські ідеї капіляроскопа – до тубусу мікроскопа "Мир-2" приєднано об'єктив зі збільшенням  $10 \times$  та цифрову відеокамеру Naugar. Світлодіоди трьох типів – білий, зелений і червоний (по два кожного кольору) – розташовані з боків рефлектора (Рис. 2). Ми також вивчали можливість висвітлити нігтьову складку зсередини (щоб таким чином уникнути рефлексів від крапель олії на нігтьовій складці). Для цього світлові діоди були встановлені в бічних стінках тримача пальців (Рис. 3).

У прототипі, зображеному на Рис. 1, об'єктиви можуть бути змінними –  $10 \times$ ,  $20 \times$  та  $40 \times$ . Ми працювали при загальному збільшенні  $200 \times$ .



Рис. 1 Загальний вигляд мікроскопічної частини приладу

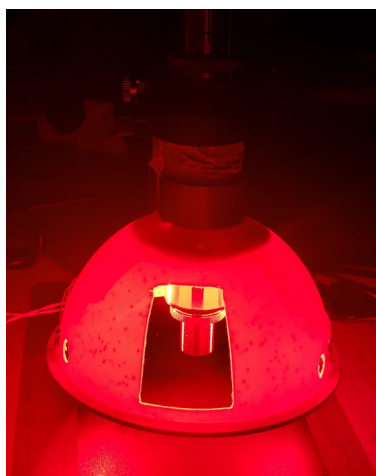


Рис. 2 Верхнє освітлення світлодіодами

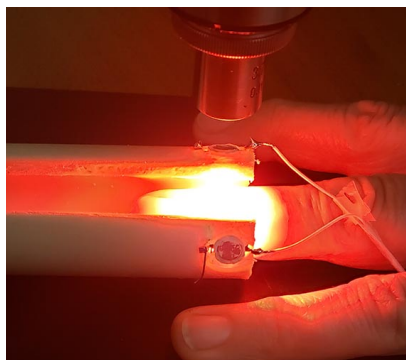


Рис. 3 Бокове освітлення світлодіодами

## V. ВУЗЬКОСМУГОВЕ ОСВІТЛЕННЯ

Конструкторська модель прототипу з вузькосмуговими освітлювачами, виконана в програмі SolidWorks, представлена на Рис. 4. Подібно до версії Рис. 1, основні компоненти зосереджено навколо тубуса мікроскопа Мир-2 з цифровою HD-відеокамерою зверху. Зображення поля відображається на 28-дюймовому HD моніторі. У камери є слот для TF або SD карт. Предмет (палець) розміщуємо на лівці – тримачі пальця так, щоб він був у фокусі мікроскопа. В процесі фокусування для освітлення використовуються білі світлодіоди. Після наведення на фокус біле світло слід вимкнути і вмикати по черзі вузькосмугові освітлювачі.

Для формування вузькосмугового освітлення нами використані інтерференційні фільтри на довжину хвилі 527 нм та 585 нм, що доречно знайшлися в Інституті біомедтехніки від старих спектральних приладів. Їх використання було осучаснено застосуванням точкового джерела світла у вигляді світлодіода LED 1 (Рис. 5), розмішеного в передньому фокусі колімаційної лінзи. Перший інтерференційний фільтр на довжину хвилі 527 нм встановлено в паралельному ході променів, що важливо з точки зору ширини спектральної смуги, яку має пропускати фільтр. Після інтерференційного фільтра встановлено лінзу, що фокусує світловий потік на наднігтя. Аналогічно є структура і другого каналу для освітлення довжиною хвилі 585 нм. В одному з варіантів освітлювачі спрямовувались на предмет з двох напрямів, як показано на Рис. 5 [18]. Оскільки напрями освітлення різними довжинами хвиль створювали стереоефект, небажаний для подальшої обробки, нами було запропоновано схему з об'єднанням освітлення обох кольорів так, щоб обидва кольори освітлювали предмет під одним і тим же кутом падіння [19]. Отриманням зображень послідовно в часі управляє попередньо запрограмований мікроконтролер через пульт дистанційного керування.

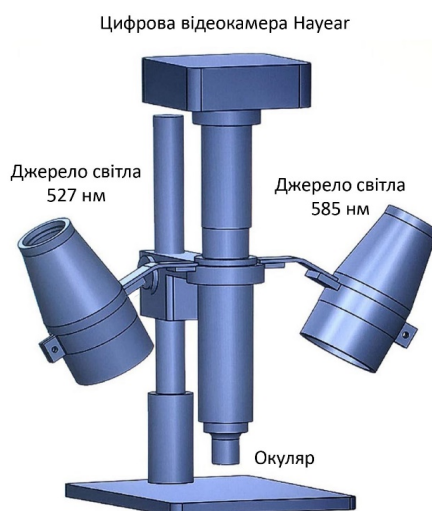


Рис. 4 Модель приладу з вузькосмуговим освітленням

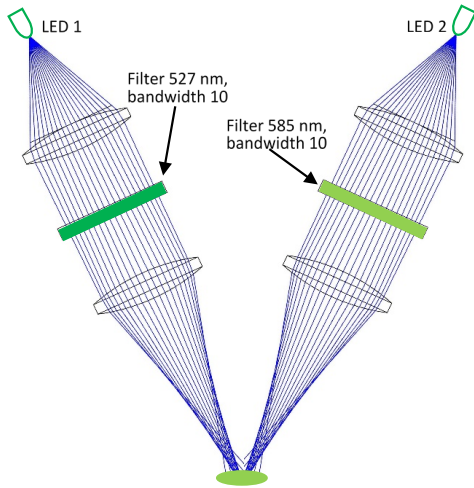


Рис. 5 Формування вузькосмугового освітлення

Джерелом світла є білий світлодіод потужністю 3 Вт. Пропускна здатність фільтра становить 30%, ширина смуги пропускання – 10 нм та 12 нм. Щоб зробити освітлювачі більш компактними, ми використовували лінзи з короткими (40 мм і 50 мм) фокусними відстанями. Ми виявили, що асферичні лінзи дають освітлення предметного поля більш однорідне, ніж сферичні лінзи. Діаметр фільтрів та лінз становить 40 мм.

#### VI. ФУНКЦІОНУВАННЯ ПРИБАДУ

Для проникнення світла через шкіру на нігтьову складку наносять краплю олії, що на жаль створює небажані світлові рефлекси. Щоб позбавитися цих рефлексів, або, принаймні, їх зменшити, після інтерференційного фільтра встановлено плівковий поляризатор з горизонтальною поляризацією (на рисунку не показано). Ортогонально орієнтований поляризатор ставиться на об'єктив мікроскопа.

Не дивлячись на досить просту схему одержання вузькосмугового (не монохроматичного) освітлення, описану вище, нас приваблювала можливість використання монохроматичного освітлення за допомогою лазерів з уже наявною вузькою лазерною лінією. Для експериментів ми обрали два лазери широкого вжитку (лазерні вказівники) – зеленого й червоного кольорів. Ми змакетували схему, показану на Рис. 6. В цій схемі ми не просто завели два лазерні промені в одну точку наднігтя. Ми завели їх через дзеркало, спільне для обох лазерних пучків. Призначення цього дзеркала – розбити спекл-структуру завдяки швидкій зміні фазових співвідношень у лазерному пучку.

Хоч згладжувачі спеклової структури і випускаються серійно [20], більш привабливою нам видалась можливість використання в майбутньому дзеркальця, закріпленого на дифузори навушника. Для експерименту ми скористалися електромагнітними сканерами SC-5 та SC-30 [21, 22]. На Рис. 7 зображено сканер та плату драйвера. Частоту мікроскопічного коливання дзеркала встановлювали 1,5 кГц та 16 кГц. При виключеному драйвері зображення складалось зі збільшених мікроскопом спеклів, на якому неможливо

розрізнити капіляри. При значних же (до градуса) коливаннях дзеркала зображення розмивалось й було схоже на нефокусоване. Оптимумом виявились коливання з кутовою амплітудою біля 0,1 градуса, причому для різних звукових частот цей оптимум виявився різним.

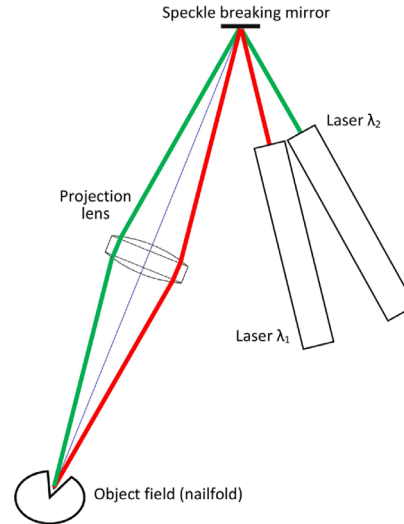


Рис. 6 Згладжування спеклової структури

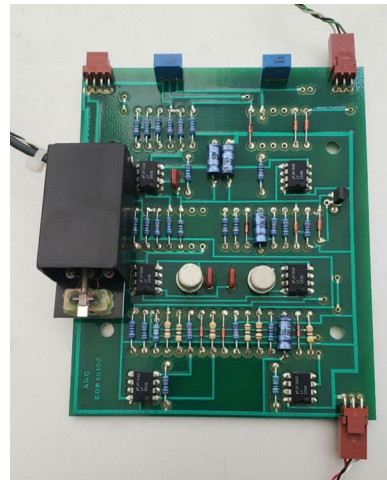


Рис. 7 Сканер SC-30 з драйвером

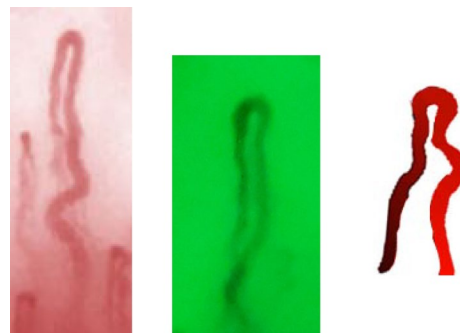


Рис. 8 Зображення капілярів при червоному й зеленому освітленні та результат обробки

## ВИСНОВКИ І ПЕРСПЕКТИВИ

Ідея просторово розрізняваної оксиметрії в мікроскопічному масштабі з'явилась у нас як реакція на насторожливі наслідки захворювання на ковід-19. Ми вирішили спробувати можливість заглянути у світ капілярів через вузьке віконце в зоні наднігтя, відкрити для дослідження з можливістю отримати дані для діагностики та навіть для прогнозу захворювання.

Новим у нашому підході є використання спектрально обмеженого освітлення на відміну від відомих підходів, що базуються на селекції спектральних компонентів у прийнятному зображенні, отриманому при широкоспектральному освітленні. Основною перевагою цього підходу є використання лише однієї відеокамери і відсутність проблем з узгодженням полів зору при використанні декількох відеокамер.

Ми впевнились, що це віконце у світ капілярів відчинене для фізичних досліджень, і маємо сподівання, що за допомогою нашого приладу ним скористаються клініцисти.

Ми не ставили собі за мету розробити складну навколо-комп'ютерну систему. Це не буде проблемою, якщо клініцисти сприймуть та одобрять саму ідею. Ми можемо сформулювати деякі проблеми, які потрібно подолати, щоб продовжувати роботу. Перш за все, слід стабілізувати досить рухливий характер зображення, необхідно знайти збалансоване співвідношення між експозиціями та інтервалами між ними і шукати дешеві вузькосмугові джерела світла, придатні для отримання максимуму інформації про оксигеновані та деоксигеновані форми заповнення капілярів.

При позитивній реакції клініцистів ми думаємо про доцільність об'єднання в єдиному приладі принципів оксиметрії та доплерівської велосиметрії.

## ПОДЯКА

Вдячна керівництву Академії технологічних наук України за надану можливість виконання робіт в Інституті біомедичної техніки та технологій. Окрема дяка моему науковому керівникові професору В. В. Молебному за ідею цього дослідження й постійну увагу до його виконання. Я вдячна моїй вчительці фізики О. А. Гребенщиківій, а також учителям гімназії № 315 за допомогу при підготовці до участі в конкурсах учнівських наукових робіт.

## ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

- [1] K. von Vierordt, "Die Anwendung des Spectralapparates zur Photometrie der Absorptionsspektren und zur quantitativen chemischen Analyse." Tübingen: Laupp, 1872, URL: <https://vlp.mpiwg-berlin.mpg.de/people/data?id=per166>.
- [2] B. L. Horecker, "The absorption spectra of hemoglobin and its derivatives in the visible and near infra-red regions," *J Biol Chem*, vol. 148, no. 1, pp. 173–183, 1943, DOI: [10.1016/S0021-9258\(18\)72329-6](https://doi.org/10.1016/S0021-9258(18)72329-6).
- [3] G. A. Millikan, "The Oximeter, an Instrument for Measuring Continuously the Oxygen Saturation of Arterial Blood in Man." **Надійшла до редакції 05 березня 2021 р.**

*Rev. Sci. Instrum.*, vol. 13, no. 10, pp. 434–444, Oct. 1942, DOI: [10.1063/1.1769941](https://doi.org/10.1063/1.1769941).

- [4] M. W. Wukitsch, M. T. Petterson, D. R. Tobler, and J. A. Pologe, "Pulse oximetry: Analysis of theory, technology, and practice," *J. Clin. Monit.*, vol. 4, no. 4, pp. 290–301, Oct. 1988, DOI: [10.1007/BF01617328](https://doi.org/10.1007/BF01617328).
- [5] H.-W. M. Breuer, H. Groeben, J. Breuer, and H. Worth, "Oxygen saturation calculation procedures: A critical analysis of six equations for the determination of oxygen saturation," *Intensive Care Med.*, vol. 15, no. 6, Sep. 1989, DOI: [10.1007/BF00261498](https://doi.org/10.1007/BF00261498).
- [6] J. W. Severinghaus and Y. Honda, "History of blood gas analysis. VII. Pulse oximetry," *J. Clin. Monit.*, vol. 3, no. 2, pp. 135–138, Apr. 1987, DOI: [10.1007/BF00858362](https://doi.org/10.1007/BF00858362).
- [7] M. L. J. Landsman, N. Knop, G. Kwant, G. A. Mook, and W. G. Zijlstra, "A fiberoptic reflection oximeter," *Pflügers Arch. Eur. J. Physiol.*, vol. 373, no. 3, pp. 273–282, Mar. 1978, DOI: [10.1007/BF00580835](https://doi.org/10.1007/BF00580835).
- [8] C. G. Ellis, M. L. Ellsworth, R. N. Pittman, and W. L. Burgess, "Application of image analysis for evaluation of red blood cell dynamics in capillaries," *Microvasc. Res.*, vol. 44, no. 2, pp. 214–225, Sep. 1992, DOI: [10.1016/0026-2862\(92\)90081-Y](https://doi.org/10.1016/0026-2862(92)90081-Y).
- [9] C.-C. Wu *et al.*, "Accuracy evaluation of RBC velocity measurement in nail-fold capillaries," *Microvasc. Res.*, vol. 81, no. 3, pp. 252–260, May 2011, DOI: [10.1016/j.mvr.2011.01.003](https://doi.org/10.1016/j.mvr.2011.01.003).
- [10] A. F. Fercher and J. D. Briers, "Flow visualization by means of single-exposure speckle photography," *Opt. Commun.*, vol. 37, no. 5, pp. 326–330, Jun. 1981, DOI: [10.1016/0030-4018\(81\)90428-4](https://doi.org/10.1016/0030-4018(81)90428-4).
- [11] H. Fujii, K. Nohira, Y. Yamamoto, H. Ikawa, and T. Ohura, "Evaluation of blood flow by laser speckle image sensing Part 1," *Appl. Opt.*, vol. 26, no. 24, p. 5321, Dec. 1987, DOI: [10.1364/AO.26.005321](https://doi.org/10.1364/AO.26.005321).
- [12] J. D. Briers, "Laser speckle contrast analysis (LASCA): a non-scanning, full-field technique for monitoring capillary blood flow," *J. Biomed. Opt.*, vol. 1, no. 2, p. 174, 1996, DOI: [10.1117/12.231359](https://doi.org/10.1117/12.231359).
- [13] F. C. Delori, "Noninvasive technique for oximetry of blood in retinal vessels," *Appl. Opt.*, vol. 27, no. 6, p. 1113, Mar. 1988, DOI: [10.1364/AO.27.001113](https://doi.org/10.1364/AO.27.001113).
- [14] S. H. Hardarson, "Retinal Oximetry," Univ Iceland, 2012.
- [15] C. Criveanu *et al.*, "Capillaroscopy – a valuable tool for the assessment of vascular impairment in systemic sclerosis," *Rom. J Rheumatol*, vol. 25, no. 3, pp. 112–116, 2016. URL: [https://rjr.com.ro/articles/2016.3/RJR\\_2016\\_3\\_Art-02.pdf](https://rjr.com.ro/articles/2016.3/RJR_2016_3_Art-02.pdf)
- [16] M. S. Molebna, "Doslidzhennia spektralnoi mikroskopichnoi oksymetrii krovi". Zvit pro naukovo-doslidnytsku robotu MAN. Viddilennia tekhnichnykh nauk. [‘Studies of spectral microscopic blood oxymetry’. Report on R&D at Small Academy of Sciences], Kyiv (manuscript, in Ukrainian), 2021.
- [17] V. Molebny and M. Molebna, "Capillary oximeter," in *European Conferences on Biomedical Optics (ECBO 2021)*, 2021.
- [18] V. Molebny and M. Molebna, "Instrument for visualization of oxygen transport in nailfold capillaries as an aid in diagnosing oxygen-deficiency diseases," in *Euro Asia 8th International Congress on Applied Sciences*, 2021.
- [19] V. Molebny and M. Molebna, "Illumination for Capillary Oximeter," in *OSA Imaging and Applied Optics Congress*, 2021.
- [20] "LSR-3005 — Optotune." URL: <https://www.optotune.com/lsr-3005>.
- [21] "SC-5-HF High frequency resonant optical scanner." URL: <http://www.eopc.com/sc5.html>.
- [22] V. Molebny and M. Molebna, "Spectral narrow-band illumination of the object field in capillary oximetry," in *The Fifth International Conference on Biological Information and Biomedical Engineering (BIBE 2021)*, 2021.



# Instrument for Studying the Oxygen Transport in Capillaries

M. S. Molebna  
Gymnasium no. 315  
Kyiv, Ukraine

DOI: [10.20535/2617-0965.eac.228255](https://doi.org/10.20535/2617-0965.eac.228255)

**Abstract**—A possibility has been studied of the process of oxygen transfer to the tissues through the capillaries. The idea of spatially resolved oxymetry to be applied at the microscopic scale was induced due to appalling results of oxygen deficiency problems aroused as a result of the last pandemic of covid-19. A narrow window into the world of capillaries in the human body is the nailfold region which is used for the so-called nailfold capillaroscopy, a practical method for identifying and obtaining morphological description of capillaries, unveiling a bit of information on the health of microcirculation and potential pathological changes. The information assessed in capillaroscopy is based on the analysis of structural details of the capillary images. We decided to check this very narrow window of nailfold for in-vivo studies of a feasibility to get the argumentation for diagnosis and even for the prognosis of the disease.

The instrument, we designed, allows the unveiling of the functional activity of capillaries, the observation of how efficiently they upload the oxygen to the tissues. We developed several versions of the prototype. The basic part of the instrument is the measuring microscope of the Mir-2 type with the 10× objective. The Hayear digital video camera is mounted on the top of the barrel instead of the eyepiece. In one of the versions, to avoid the reflexes from the oil drops on the nailfold, the tip of the finger is illuminated by light emitting diodes from the bottom of the finger bed. We tested also the light emitting diodes installed in the side walls of the finger holder.

The image of the capillaries is displayed on the 28-inch monitor. The image is registered with the HD resolution on the SD card installed in the video camera. The procedure is controlled by the program upon pushing the “Register” button. Not to touch the camera and not to shift the image accidentally during this procedure, that takes 200 ms, a remote control is used being included in the program loop. Registered images are then transferred to the computer for further processing. In this version of the instrument, we “decolorize” the images and pixel-by-pixel compare their intensities.

A prototype of the device has been designed and manufactured. Proposed and designed is the illumination schematic. The instrument structure is described including its parts, as well as the idea of image processing, the latter being acquired in different sections of the spectrum. In the studies, the narrow-band illumination was used in the regions of spectral lines 527 nm, 585 nm, and 650 nm, that were selected by the interference filters with transmission bandwidths 10-12 nm. As a conclusion, we found the narrow nailfold window into the world of capillaries still open, and hope our findings to be useful to further studies and tests with clinicians.

**Keywords** — *oximetry; capillaroscopy; capillary oximetry; spatially resolved oximetry.*

