

УДК 616-073.173:615.471

С. В. ПАВЛОВ<sup>1</sup>, Т. І. КОЗЛОВСЬКА<sup>1</sup>, В. П. ДУМЕНКО<sup>2</sup>, О. О. СИДОРУК<sup>1</sup>

## ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННИЙ МУЛЬТИСПЕКТРАЛЬНИЙ ПРИСТРІЙ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ СТАНУ ПЕРИФЕРИЧНОГО КРОВООБІГУ

<sup>1</sup>Вінницький національний технічний університет,

21021, вул. Хмельницьке шосе, 95, м. Вінниця, Україна

<sup>2</sup>Вінницький державний педагогічний університет ім. М. Коцюбинського,  
21100, вул. Острозького, 32, м. Вінниця, Україна

**Анотація.** В даній статті проведено короткий огляд методу фотоплетизмографії, детально розглянуто особливості будови шкіри, досліджено проникнення оптичного випромінювання всередину біотканини залежно від довжини хвилі, та визначено оптимальні довжини хвиль для дослідження різних шарів шкіри. На основі проведених досліджень розроблено оптико-електронний мультиспектральний пристрій для визначення стану периферичного кровообігу.

**Ключові слова:** фотоплетизмографія, периферичний кровообіг, оптико-електронний пристрій, довжина хвилі.

**Аннотация.** В данной статье проведен краткий обзор метода фотоплетизмографии, подробно рассмотрены особенности строения кожи, исследованы принципы проникновения оптического излучения в биоткани в зависимости от длины волны, и определены оптимальные длины волн для исследования различных слоев кожи. На основе проведенных исследований разработано оптико-электронное мультиспектральное устройство для определения состояния периферического кровообращения.

**Ключевые слова:** фотоплетизмография, периферическое кровообращение, оптико-электронное устройство, длина волны.

**Abstract.** A brief overview of the photoplethysmographic method was given. The structural features of the skin and the principles of penetration of optical radiation into biological tissue depending on the wavelength were studied. Besides, the optimal wavelengths were determined to study the different layers of the skin.

On the base of researches multispectral optoelectronic device to determine the state of the peripheral circulation was constructed.

**Keywords:** photoplethysmography, peripheral circulation, optical electronic device, wavelength.

### ВСТУП

На сьогодні, проблема порушення периферичного кровообігу набуває все більшої актуальності. Оскільки, в умовах сучасного науково-технічного прогресу, який все частіше спричиняє негативний вплив на навколишнє середовище, в тому числі, на здоров'я людини, вік багатьох захворювань, пов'язаних з порушеннями периферичного кровообігу, почав критично зменшуватись [1, 2].

Для успішного лікування того чи іншого захворювання важливим є проведення своєчасного діагностування, оскільки виявлення певних проблем на ранньому етапі значно підвищує ймовірність повного одужання пацієнта. Тому розробка нових діагностичних пристроїв вносить неабиякий вклад в розвиток сучасної медицини [1, 3, 4].

### МЕТОДОЛОГІЯ

Перспективним напрямом раннього діагностування порушень периферичного кровообігу вважаються оптичні методи, що дозволяють проводити безболісний та неруйнівний контроль уражених ділянок. Серед таких методів важливе місце посідає фотоплетизмографічний метод, який полягає в просвічуванні біотканини пучком інфрачервоного випромінювання, в результаті, відбитий від досліджуваної ділянки світловий потік реєструється фотоприймачем. Даний метод реалізується не лише в відбитому, але й пройденому крізь досліджувану тканину світлі, наприклад, при дослідженні мочки вуха. При цьому, на отримані результати дослідження впливає безліч факторів, які необхідно враховувати при побудові пристроїв, що реалізують даний метод. Перш за все, для правильного вибору

необхідної довжини хвилі джерела випромінювання необхідно ретельно дослідити особливості будови шкіри, і проходження крізь неї оптичного випромінювання [1, 2, 7, 8].

Як відомо, шкіра складається з трьох шарів: епідермісу, дерми і підшкірної жирової клітковини (гіподерми). Кожен з них, в свою чергу, складається також з декількох шарів (рис. 1).

Товщина епідермісу різна, вона приймає значення від 0,01 до 0,2 мм. Епідерміс являє собою багат шаровий епітелій, зовнішній шар якого називається роговим. У зв'язку з особливими оптичними властивостями роговий шар іноді вважають окремою частиною шкіри. Роговий шар відрізняється від інших шарів щільністю, пружністю, поганою провідністю тепла і електрики. Нижній шар епідермісу називають базальним, він розділяє епідерміс і дерму. Клітини цього шару (меланоцити) виробляють пігмент меланін, гранули якого в діаметрі від 30 до 400 нм [3].

Середня товщина дерми становить приблизно 1500—2000 мкм. Власне шкіра або дерма складається з сполучної тканини, клітинних елементів і основної аморфної речовини.

При взаємодії світла зі шкірою через різницю показників заломлення повітря і рогового шару шкіри відбувається часткове відбивання падаючого випромінювання. При цьому, відбите світло перевідбивається в різні боки і стає дифузним, а значна частина пучка світла (93—95 %) входить в шкіру.

При проходженні через шкіру світлове випромінювання зазнає двох видів спотворень: нерівномірне ослаблення і розмивання, обумовлене перевідбиттям всередині шкіри і характеризується оптичною передавальною функцією (ОПФ). Ослаблення в свою чергу визначається поглинанням і розсіюванням, а розмивання — тільки розсіюванням [3].

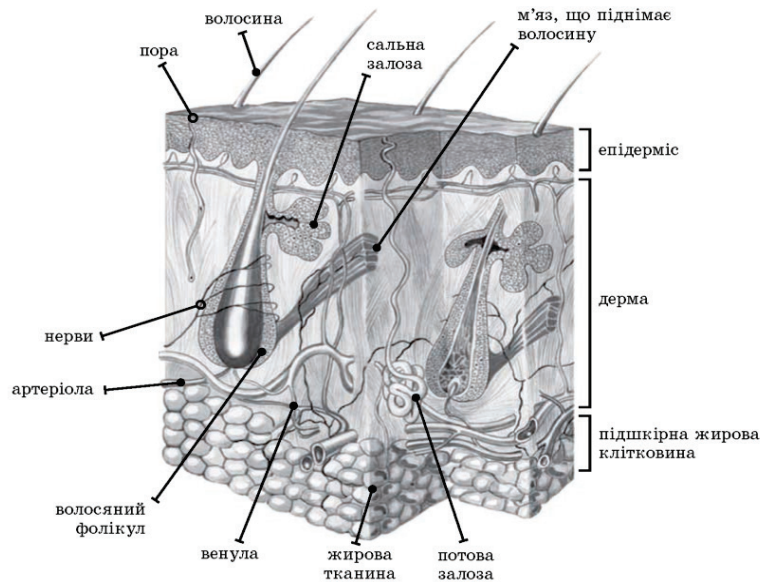


Рис. 1. Будова шкіри людини [3]

Одним з параметрів, що впливає на поглинання і розсіяння, є товщина шкіри. Товщина шкіри людини залежить від віку, кольору шкірного покриву, статі, стану здоров'я і локалізації. На різних ділянках тіла шкіра має різну товщину (табл. 1).

Таблиця 1.

**Товщина шкіри людини на різних ділянках тіла [3, 6]**

Ділянка тіла	Епідерміс	Роговий шар епідермісу	Дерма	Підшкірно жирова клітковина
Груди	0,035—0,084	0,018—0,035	1,97—3,00	0,40—1,10
Живіт	0,063—0,126	0,022—0,028	1,64—2,32	2,18—18,83
Спина	0,092—0,125	0,024—0,038	2,66—4,76	0,55—1,11
Плече	0,068—0,146	0,021—0,049	1,89—3,04	0,03—1,41
Стегно	0,076—0,163	0,022—0,058	1,80—3,06	0,62—1,33
Долоні	0,220—0,726	0,171—0,618	0,66—1,90	0,56—3,06

Поглинання світла є однією з характеристик взаємодії світла зі шкірою. Поглинання в епідермісі в основному визначається пігментом меланіном.

Дерма шкіри сильно пронизана кровоносними судинами, в яких присутній гемоглобін. Спектр поглинання гемоглобіну має смугу поглинання близько 405 нм і характерний подвійний пік поглинання в області 545-575 нм, гемоглобін також сильно поглинає поблизу 430 нм і слабше поблизу 550 нм. В інфрачервоній області спектра всі біомолекули мають досить інтенсивні коливальні смуги поглинання. Починаючи з  $\lambda = 1500$  нм і вище, спектр поглинання шкіри багато в чому визначається спектром поглинання води [3, 6].

Поглинання підшкірної жирової тканини визначається смугами поглинання ліпідів, води і  $\beta$ -каротину, що лежать в УФ та ІЧ областях спектру.

Крім поглинання шкіра характеризується значним світлорозсіювання. Спектральна залежність фактора анізотропії розсіювання визначається в основному співвідношенням довжини хвилі розсіяного випромінювання і характерним розміром частки, тобто відносним розміром частки. Спектральна залежність фактора анізотропії розсіювання епідермісу і дерми має вигляд

$$g_c \approx g_d = 0,62 + 0,29 \cdot 10^{-3} \cdot \lambda.$$

Залежність фактору анізотропії розсіювання епідермісу і дерми від довжини хвилі показана на рисунку 2. Розсіювальні властивості в основному визначаються вмістом води і крові. У таблиці 2 показано вміст води і крові (виражені в об'ємних частках) в різних шарах шкіри [3].

Таблиця 2.

**Вміст крові і води в різних шарах шкіри людини, виражене в об'ємних частках**

Найменування шару	Вміст крові	Вміст води	Товщина шару, мкм
Роговий шар	0	0,05	20
Епідерміс	0	0,2	100
Соскоподібні дерма	0,04	0,45	150
Верхня мережа кровоносних судин	0,3	0,6	100
Ретикулярна дерма	0,04	0,65	1150
Нижня мережа кровоносних судин	0,1	0,7	100
Підшкірний жировий шар	0,05	0,67	6000

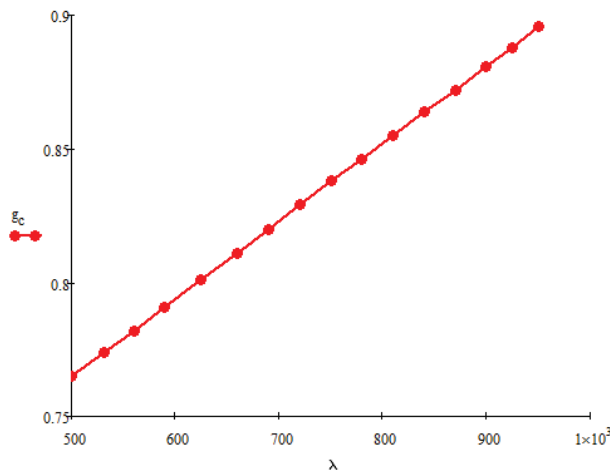


Рис. 2. Залежність фактору анізотропії розсіювання епідермісу і дерми від довжини хвилі

### РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕНЬ

За результатами проведених досліджень було розроблено оптико-електронний мультиспектральний пристрій для визначення стану периферичного кровообігу. Фундаментальною особливістю даного пристрою є те, що в ньому використовується відразу три джерела випромінювання з різними довжинами хвиль інфрачервоного (ІЧ) (905 нм) червоного (Ч) (660 нм) та зеленого (З) (532 нм) випромінювання. Застосування такої кількості джерел випромінювання обґрунтовано необхідністю досліджень різних шарів шкіри. Як відомо (рис. 3), ІЧ випромінювання досить добре проникає тканину на глибину до 5—7 см, що дозволяє ефективно досліджувати глибинні шари шкіри. Зелене світло здатне проникати лише у роговий та епідермальний шари шкіри (до 0,3 мм), але саме завдяки цьому воно краще

підходить для діагностування поверхневих шарів шкіри. Застосування в даному пристрої джерела світла з червоним випромінюванням обумовлено необхідністю визначення насичення крові киснем [9].

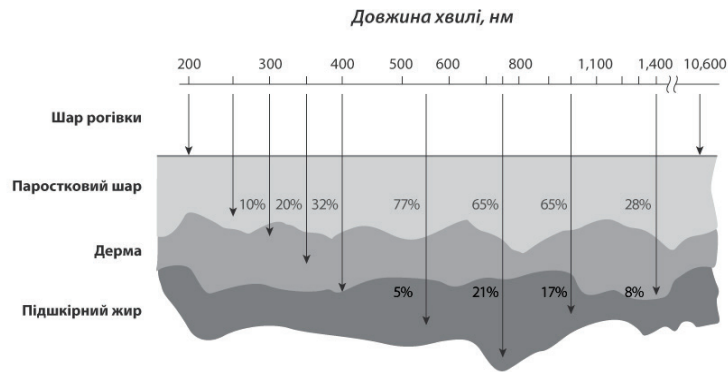


Рис. 3. Глибина проходження світла в залежності від довжини хвилі

Пристрій працює таким чином. Одразу після включення, відбувається обнулення блоків обчислювача, а саме скид мікроконтролера (МК) в нульовий стан та задання дозволу роботи пристрою. Після цього блоком керування задається послідовний вибір джерела випромінювання. Далі вибране джерело випромінювання випромінює світловий потік, який частково поглинаючись і частково розсіюючись біологічними тканинами досліджуваної ділянки тіла (об'єкта дослідження), подається на фотоприймач (ФП). Пульсації периферійних судин, що виникають за рахунок проходження пульсової хвилі, викликають коливання оптичної густини живої тканини, тому потоки випромінювання, що пройшли або відбилися від тканин, модулюються по амплітуді і наводять у фотоприймачі електричні сигнали, пропорційні цьому потоку. Сигнал з фотоприймача (ФП) надходить на підсилювач (П), з якого переходить на фільтр верхніх частот (ФВЧ), і далі, знову підсилюється. Коефіцієнт підсилення підсилювача (П) встановлюється МК. МК має вбудований аналого цифровий пристрій (АЦП), в якому проводиться серія аналого-цифрових перетворень, після чого МК перетворює сигнал в цифровий код. МК з'єднується з блоком гальванічної розв'язки (БГР), з якого сигнал передається до блока USB-контролера [5].

USB контролер використовується для передачі даних з його виходу в пам'ять персонального комп'ютера (ПК). Після того, як результати вимірювання потрапляють в ПК, на екрані висвітлюється оброблені сигнали. Структурну схему розробленого пристрою зображено на рисунку 4.

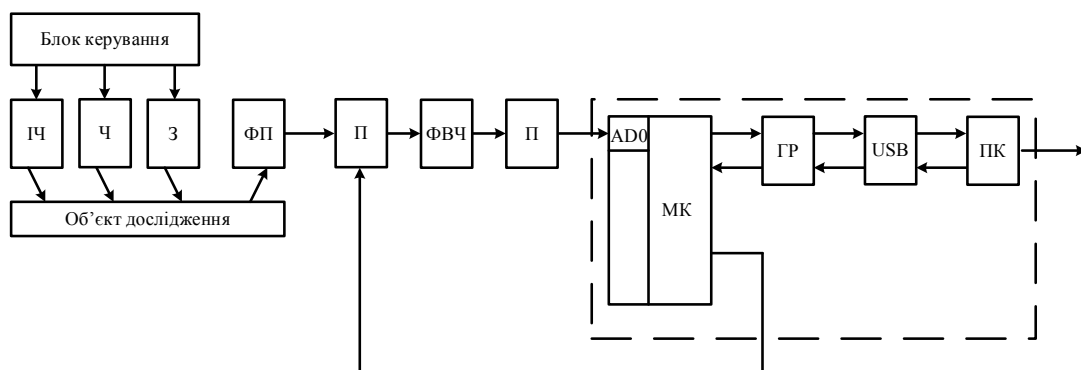


Рис. 4. Структурна схема оптико-електронного мультиспектрального пристрою для визначення стану периферичного кровообігу

### ВИСНОВКИ

Розроблений оптико-електронний мультиспектральний пристрій для визначення стану периферичного кровообігу дозволяє проводити дослідження на декількох довжинах хвиль (інфрачервоне, червоне та зелене випромінювання). Поєднання цих довжин хвиль дозволяє не лише ефективно досліджувати кровонаповнення судин, як це здійснюється в відомих фотоплетизмографах, чи визначати насичення крові киснем, а й відкриває перед нами нові діагностичні можливості. Оскільки, застосування зеленого світла дозволяє ефективно досліджувати поверхневі шари шкіри, що є дуже важливим при діагностуванні ракових захворювань шкіри.

**СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ**

1. Оптико-електронні засоби діагностування периферичного кровообігу з підвищеною достовірністю / [Павлов С. В., Козловська Т. І., Василенко В. Б.] — Вінниця : ВНТУ, 2014. — 140 с.
2. Фізичні основи біомедичної оптики / [Павлов С. В., Кожем'яко В. П., Колісник П. Ф., Козловська Т. І., Думенко В. П.] — Вінниця : ВНТУ, 2010. — 155 с.
3. Пушкарева А. Е. Методы математического моделирования в оптике биоткани. Учебное пособие. СПб : СПбГУ ИТМО, 2008. — 103 с.
4. J. Spigulis, L. Gailite, A. Lihachev, R. Erts. Simultaneous recording of skin blood pulsations at different vascular depths by multi-wavelength photoplethysmography, *Appl. Opt.*, 46, 1754—1759 (2007).
5. Патент 99581 Україна, МПК А61В 5/02. Фотоплетизмограф / Павлов С. В., Козловська Т. І., Клапоушчак А. Ю., Сидорук О. О.; заявник і патентовласник Вінн. нац. техн. унів-т. № u201500059; заявл. 05.01.2015; опубл. 10.06.2015, бюл. № 11/2015.
6. Pahl, S. A. Light transport in tissue: Ph.D. dissertation. / S.A. Pahl — Univ. Texas at Austin, 1988.
7. J. Allen, «Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement», *Physiol. Meas.*, 28, R1-R39 (2007).
8. Pavlov S. Photoplethysmography in Integrated Evaluation of Collateral Circulation of Lower Extremities (354,70kb) / S. Pavlov, S. Sander, T. Kozlovska // *Modern problems of radio engineering, telecommunications and computer science/ — TCSET'2014, February 25 — March 1, 2014, Lviv-Slavske, Ukraine.*
9. Troy, T. L. Optical properties of human skin in the near infrared wavelength range of 1000 to 2200 nm / T. L. Troy, S. N. Thennadil // *J. Biomed. Opt.* — 2001. — Vol. 6. — 2. — P. 167—176.

**SPUSOK LITERATURU**

1. Optyko-elektroonni zasoby diahnostyvnyya pereferychnoho krovoobihu z pidvyshchenoyu dostvirnistyu / [Pavlov S. V., Kozlovska T. I., Vasylenko V. B.] — Vynnytsia : VNTU, 2014. — 140 с.
2. Fizychni osnovy biomedychnoyi optyky / [Pavlov S. V., Kozhemyko V. O., Kolisnyk P. F., Kozlovska T. I., Dumenko V. P.] — Vynnytsia : VNTU, 2010. — 155 с.
3. Pushkareva A. E. Metody matematycheskoho modelyrovannya v optyke byotcany. Uchebnoe posobyе. SPb: SPbHU YTMO, 2008. — 103 с.
4. J. Spigulis, L. Gailite, A. Lihachev, R. Erts. Simultaneous recording of skin blood pulsations at different vascular depths by multi-wavelength photoplethysmography, *Appl. Opt.*, 46, 1754—1759 (2007).
5. Patent 99581 Ukraine, МПК А61В 5/02. Fotopletyzmohraf / Pavlov S. V., Kozlovska T. I., Klapoushchak A. Yu., Sydoruk O. O.; zayavnyk I patentovkasnyk Vinn. nats. tehhn. univ-t. № u201500059; zayavl. 05.01.2015; opubl. 10.06.2015, byul. № 11/2015.
6. Pahl, S. A. Light transport in tissue: Ph.D. dissertation. / S. A. Pahl — Univ. Texas at Austin, 1988.
7. J. Allen, «Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement», *Physiol. Meas.*, 28, R1-R39 (2007).
8. Pavlov S. Photoplethysmography in Integrated Evaluation of Collateral Circulation of Lower Extremities (354,70kb) / S. Pavlov, S. Sander, T. Kozlovska // *Modern problems of radio engineering, telecommunications and computer science/ — TCSET'2014, February 25 — March 1, 2014, Lviv-Slavske, Ukraine.*
9. Troy, T. L. Optical properties of human skin in the near infrared wavelength range of 1000 to 2200 nm / T. L. Troy, S. N. Thennadil // *J. Biomed. Opt.* — 2001. — Vol. 6. — 2. — P. 167—176.

Надійшла до редакції 28.12.2015 р.

**ПАВЛОВ СЕРГІЙ ВОЛОДИМИРОВИЧ** — д-р техн. наук, професор, Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, e-mail: psv@vntu.edu.ua

**КОЗЛОВСЬКА ТЕТЯНА ІВАНІВНА** — кандидат технічних наук, старший викладач, Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, e-mail: kozlovska.t.i.@gmail.com

**ДУМЕНКО ВІКТОРІЯ ПЕТРІВНА** — к.т.н., старший викладач, Вінницький державний педагогічний університет, м. Вінниця

**СИДОРУК ОЛЕГ ОЛЕКСАНДРОВИЧ** — студент групи О-136, факультет комп'ютерних систем та автоматики, Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, e-mail: sidoruk.2505@gmail.com