

УДК [681.7.01+66.088+615.478.6]

ЗЛЕПКО С.М.<sup>1</sup>, КЛАПОУЩАК А.Ю.<sup>1</sup>, СКОРЮКОВА Я.Г.<sup>1</sup>,  
ПАВЛОВ В.С.<sup>1</sup>, БЕЗСМЕРТНИЙ Ю.О.<sup>2</sup>, БЕЗКРЕВНИЙ О.С.<sup>1</sup>

## ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННА СИСТЕМА ДЛЯ ОЦІНЮВАННЯ ПЕРИФЕРИЧНОГО КРОВООБИГУ НИЖНІХ КІНЦІВОК ЛЮДИНИ

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

<sup>2</sup>Вінницький національний медичний університет ім. М. Пирогова

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

Тел. (0432) 51-32-56, e-mail: psv@vntu.edu.ua

**Анотація.** Набуло подальший розвиток схематичні реалізації неінвазивного оптико-електронної системи для аналізу гемодинамічних показників, зокрема, при оцінюванні стану регіонарної гемодинаміки у хворих з місцевим гіпертензивно-ішемічним больовим синдромом ампутаційних кукс нижніх кінцівок. Розроблено тривимірну модель поверхні для представлення фотоплетизмографічного сигналу. Доведена ефективність розробленої моделі різницевої поверхні для візуального виявлення ступеню порушень гемодинаміки на кінцівках. Запропоновано визначення динамічних кривих як основних параметрів пульсових хвиль для задач моніторингу стану судинного русла.

**Ключові слова:** світлодіодні та лазерні джерела випромінювання, фотоплетизмографічний метод, оптико-електронна система, мікроциркуляція

**Аннотация.** Приобрело дальнейшее развитие схематические реализации неинвазивной оптико-электронной системы для анализа гемодинамических показателей, в частности, при оценке состояния регионарной гемодинамики у больных с местным гипертензивно-ишемическим болевым синдромом ампутационных культей нижних конечностей. Разработана трехмерная модель поверхности для представления фотоплетизмографического сигнала. Доказана эффективность разработанной модели разностной поверхности для визуального выявления степени нарушений гемодинамики на конечностях. Предложено определение динамических кривых в качестве основных параметров пульсовых волн для задач мониторинга состояния сосудистого русла.

**Ключевые слова:** светодиодные и лазерные источники излучения, фотоплетизмографический метод, оптико-электронная система, микроциркуляция

**Abstract.** Schematic implementation of a non-invasive opto-electronic system for the analysis of hemodynamic parameters has been further developed, in particular when assessing the status of regional hemodynamics in patients with local hypertensive-ischemic pain of lower limb amputation stumps. A three-dimensional surface model has been developed to represent the photoplethysmographic signal. The effectiveness of the developed model of the difference surface for the visual detection of the degree of disorders of hemodynamics on the extremities was proved. The definition of dynamic curves as the main parameters of pulse waves for the problems of monitoring the state of the vascular bed is proposed.

**Keywords:** LED and laser radiation sources, photoplethysmographic method, opto-electronic system, microcirculation

**DOI:** 10.31649/1681-7893-2019-37-1-77-83

### ВСТУП

Сьогодні в медичну діагностику впроваджується все більша кількість методів, основаних на застосуванні лазерних та оптико-електронних приладів. До них відноситься і фотоплетизмографічний метод (ФПМ), що дозволяє вимірювати кровонаповнення та кровострум як в потужних венах і артеріях, так і в периферійних судинах і капілярах [1, 4, 9].

Одним із перспективних напрямків застосування оптико-електронних методів аналізу периферійного кровообігу є використання лазерного випромінювання при діагностиці гемодинамічних розладів у хворих з місцевим гіпертензивно-ішемічним больовим синдромом ампутаційних кукс нижніх кінцівок. Для оцінювання характеру та ступеня важкості ураження судинного русла у хворих з ампутаційними куксами досить часто використовують такі методи як артеріографія, флебографія, осцилографія, сфігмографія, реографія, термографія, плетизмографія, тощо. Однак, незважаючи на великий перелік методів та досить тривалий період їх застосування, діагностика судинних змін та порушення регіонарного кровообігу, особливо у хворих з хронічним гіпертензивно-ішемічним синдромом, залишається до кінця не вивченою. Тому впровадження в клінічну практику нових методів

оцінки стану регіонарного кровообігу (особливо, лазерних та оптико-електронних методів) дозволило б не тільки встановити виразність і важкість судинних порушень, але й об'єктивізувати ефективність фармакотерапії [4, 9-12, 14, 16].

Враховуючи вище викладене, **метою роботи** є підвищення достовірності при оцінюванні гемодинамічних показників шляхом розроблення оптико-електронного пристрою для інтегральної оцінки колатеральної мікроциркуляції, зокрема, для оцінювання стану регіонарної гемодинаміки у хворих з місцевим гіпертензивно-ішемічним синдромом.

### МЕТОД ДОСЛІДЖЕННЯ

Сьогодні поширеним методом вивченням периферійного кровообігу є електроплетизмографія. У теперішній час поширено два типи електро-плетизмографів: апарати для імпедансної плетизмографії (реєстрація змін опору електричному струму високої частоти) і плетизмографи, засновані на діелектричному ефекті. До останніх можна віднести плетизмограф Фігара (1959), який заснований на вимірюванні коливань ємності конденсатора, у полі якого знаходиться досліджуваний орган [1,2]

Від усіх перерахованих вище типів плетизмографів принципово відрізняються фотоплетизмографи (ФП), в основі яких лежить принцип денситометрії. Денситометрія – це розділ фізичної оптики, який вивчає проникнення і поглинання світла різними середовищами. Денситометрія, або фототензометрія, розвивається в основному по двох напрямках: визначення периферійного кровообігу монохроматичним світлом - фотоплетизмографія (ФПГ) і вивчення вмісту кисню у крові дихроматичним світлом – оксигеметрія [1,2].

Сьогодні у медичну діагностику впроваджується все більша кількість методів, основаних на застосуванні оптико-електронних приладів та систем. До них відноситься і фотоплетизмографічний метод (ФПМ), що дозволяє вимірювати кровонаповнення та кровотік як в потужних венах і артеріях, так і у периферійних судинах і капілярах [1,2].

В основу фотоплетизмографічного методу покладено особливість біологічної тканини змінювати ступінь поглинання або відбиття світлового потоку, що проходить через неї. Відповідно до закону Бугера-Ламберта-Бера поглинання світла в об'єкті з однорідними оптичними властивостями залежить від товщини шару, через який це випромінювання проходить. Якщо світловий потік пропускати через біологічну тканину і оцінювати значення світлового потоку, що пройшов через неї, то поглинання (абсорбція) світлового випромінювання буде залежати від товщини біоткани, її внутрішньої структури, розмірів кровеносних судин і спектрального складу джерела світла. При зміні розмірів судин, пульсуючих синхронно з роботою серця, відповідно змінюється ступінь поглинання світлового потоку і коефіцієнт його відображення.

При використанні цього методу можливо одночасно визначати ЧСС, що характеризує пульс і насиченість крові киснем. Фотоплетизмографічний метод має допоміжне діагностичне і прогностичне значення при вивченні багатьох захворювань.

Фотоплетизмографічний метод порівняно з електроплетизмографічним має такі переваги:

- більш висока чутливість, лінійність вимірювання датчиком, портативність і швидкість запису, відсутність перешкод, пов'язаних з інерційністю перетворювача, можливість реєстрації судин в будь-якій області шкіри і слизових оболонок людини, фотодатчик не викликає здавлювання досліджуваної ділянки, тобто не вносить порушення кровообігу;
- кров сильно поглинає світлову енергію;
- розсіювання світлової енергії в основному визначається наявністю в ній формених елементів крові;
- зростання величини сигналу змінюється при зміні відстані між тканиною і датчиком;
- зміна обсягу крові в тканинах не викликає значного підвищення величини електричного сигналу;
- з достатнім ступенем впевненості можна сказати, що запис фотоплетизмограм в світлі несе інформацію про безпосередньому зміні інтенсивності кровотоку в тканинах, а для відбитого світла фотоплетизмографічний сенсор реєструє тільки зміну положення найближчої до неї поверхні, пульсація якої пов'язана зі зміною інтенсивності кровотоку в тканинах.

### ТРИВИМІРНА МОДЕЛЬ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЧНОГО СИГНАЛУ

Усі відомі моделі фотоплетизмографічного сигналу та методи його обробки та аналізу можна поділити на такі групи: 1) графічний; 2) аналітичний; 3) якісний [9].

Для представлення фотоплетизмографічного сигналу тривимірною моделлю надану криву лінію розбивають на N кривих, кількість яких відповідає кількості пульсових хвиль. Отримані криві розташовують таким чином, щоб початок кожної кривої, що відповідає одній пульсовій хвилі, знаходився в одній площині (наприклад, ZOY) (рис. 1). При цьому, відстані між кривими по осі OY

мають бути однакові. Кожна з цих кривих може розглядатися як твірна, яка змінюється в процесі руху в певному напрямку (наприклад вектору, перпендикулярному площині проєкцій ZOX). Отже, сукупність вказаних кривих утворює поверхню, яка моделює сигнал, що розглядається, на певному проміжку часу.

На кожній кривій-твірній визначаються характерні точки, а саме, точки початку пульсової хвилі ( $C_1...C_N$ ), точки максимальної швидкості кровонаповнення ( $B_1...B_N$ ), точки максимальної амплітуди пульсової хвилі ( $A_1...A_N$ ), точки спаду дикротичної хвилі ( $D_1...D_N$ ), точка максимальної амплітуди анакротичної складової пульсової хвилі ( $E_1...E_N$ ), точки спаду анакротичної хвилі ( $F_1...F_N$ ). Якщо однойменні точки кривих сполучити між собою, то отримаємо характерні криві.

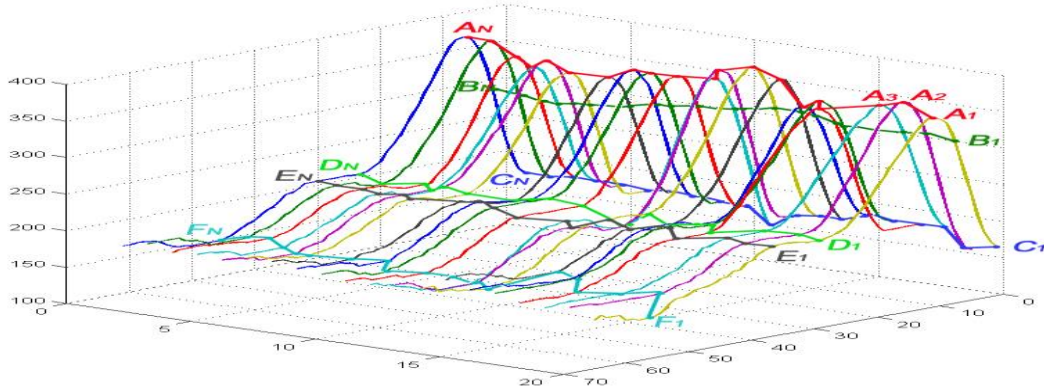


Рис. 1. Визначення кривих, що характеризують основні параметри пульсових хвиль

Якщо взяти достатньо щільну сукупність кривих, що відповідають пульсовим хвилям (рис.1) та апроксимувати їх (наприклад за допомогою сплайнів), то отримуємо поверхню, яка є також тривимірною моделлю вхідного фотоплетизмографічного сигналу. Приклад такої моделі наведений на рис. 2. При цьому, кольорове забарвлення (при заданому діапазоні кольорів) покращує наочність візуалізації і дає змогу визначення порушень.

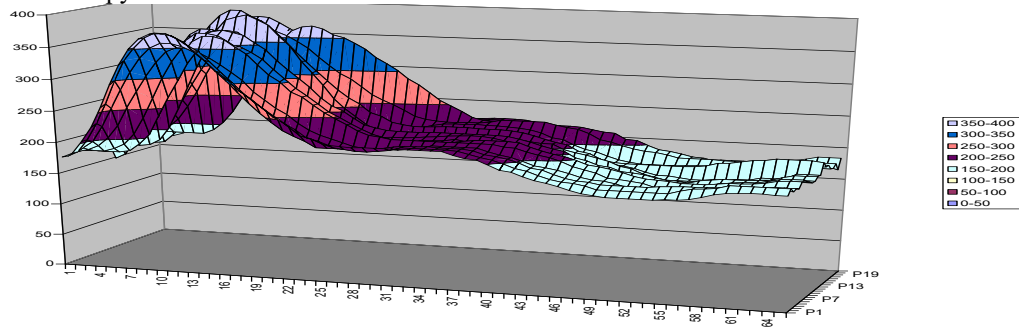


Рис. 2. Приклад змодельованої поверхні фотоплетизмографічного сигналу

**ПРАКТИЧНА РЕАЛІЗАЦІЯ.** В роботі розроблений оптико-електронна система (рис. 3) для визначення рівня мікроциркуляції периферичної крові, яка визначає основні параметри периферичної крові і рівня насиченості. Пристрій складається з двох сенсорів: інфрачервоний датчик 3, який містить інфрачервоне джерело випромінювання 1 і фотодетектор 2, і червоний датчик 6, який містить червоне джерело випромінювання 4 і фотодетектор 5 [21].

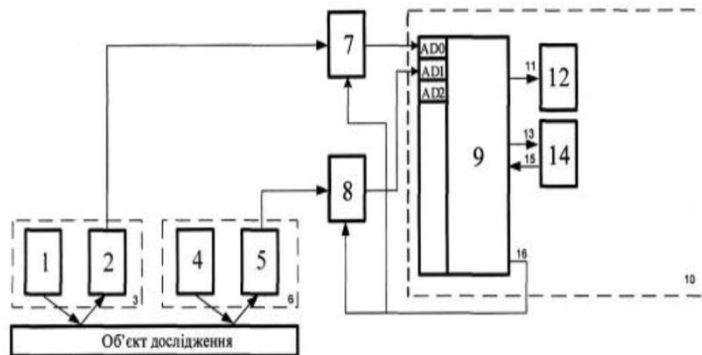


Рис. 3. Блок-схема оптико-електронної системи

У роботі експериментальним шляхом доведено оптимальний кут між світловипромінюючим джерелом світлового потоку та фотоприймачем, який дорівнює  $35^\circ$  (рис. 4). Це дозволило підвищити чутливість та достовірність оптичного сенсора при врахуванні зміни оптичної товщини середовища з врахуванням зміни інтенсивності при поглинанні і відбитті у шарах шкіри. [18, 19, 20].

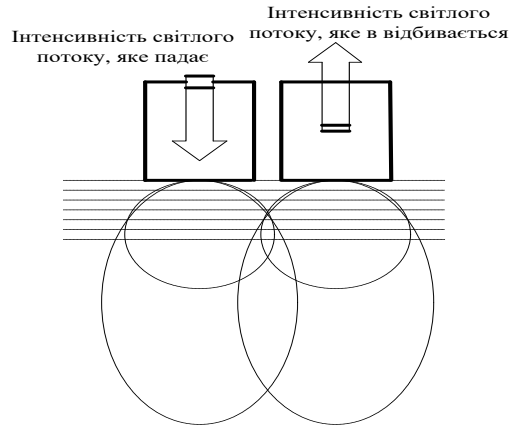


Рис. 4. Дослідження оптимального кута

Приклад зареєстрованих фотоплетизмографічних сигналів за допомогою мобільного оптико-електронного неінвазивного приладу представлений на рис. 5

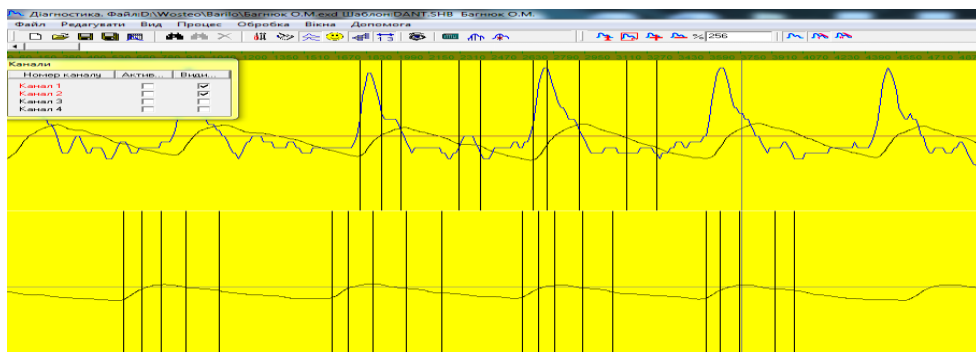


Рис. 5. Приклад зареєстрованих фотоплетизмографічних сигналів (канал 1) і (канал 2)

### МЕТОДИКА ТА РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ.

Метою даного дослідження було визначення чутливості та відтворюваності результатів оцінки стану регіонарної гемодинаміки у хворих з місцевим гіпертензивно-ішемічним больовим синдромом ампутаційних кукс нижніх кінцівок методом фотоплетизмографії. [2, 3, 5].

Відповідно до мети дослідження та в залежності від отриманого лікування усі хворі були розподілені на дві репрезентативні групи. Першу групу склали 12 хворих, яким на фоні традиційного консервативного лікування (прийом судинних, протизапальних та сечогінних препаратів, вітамінотерапії) проводили напівзакриту фасціотомію м'язово-фасціальних футлярів ампутаційної кукси. До другої групи увійшли 14 хворих, яким на фоні зазначеної терапії напівзакриту фасціотомію доповнювали реваскуляризуючою остеотрєпанациєю метафізарних зон ампутаційної кукси. Додатково у частини хворих проведено перегляд схеми протезування. За вихідними показниками додаткових методів дослідження групи статистично не відрізнялись. Інтенсивність больового синдрому за ВАШ в зазначених групах до лікування коливалась у межах 45-75 балів і в середньому становила  $53,6 \pm 3,1$  бали. Показник баростезіометрії визначався у межах 34-88 мм.рт.ст. і в середньому дорівнював  $58,3 \pm 5,4$  мм.рт.ст., а рівень напруги кисню в м'яких тканинах був надто низьким і знаходився в межах 29-47% ( $37,9 \pm 3,2\%$ ) [6, 7, 8].

За результатами вивчення гемодинамічних показників відмічено, що у хворих першої групи зростання рівня кровонаповнення ампутаційної кукси було помірним на 46,5%, при цьому рівень діастолічного відтоку зріс лише на 31%. Динаміка зниження інтенсивності болю в цій групі хворих була також невиразною і становила 62,7% ( $19,8 \pm 4,1$  бали). Насичення м'яких тканин киснем і поріг больової

пресорної чутливості збільшилися помірно на 30% ( $74,4 \pm 2,2$  %) і 38,6 % ( $52,1 \pm 1,5$  мм.рт.ст), відповідно (табл. 1).

Таблиця 1

Показники оцінювання рівня мікроциркуляції до і після проведеного лікування хворих

Показники*	I група хворих, n=12		II група хворих, n=14	
	до лікування	після лікування	до лікування	після лікування
РШКН, yo	$8,8 \pm 2,5$	$9,8 \pm 3,1$	$9,7 \pm 1,4$	$28,5 \pm 6,4^{* \#}$
ЧШКН, мс	$58,8 \pm 15,7$	$61,8 \pm 23,7$	$59,9 \pm 9,5$	$65,7 \pm 11,4^{*}$
РПКН, yo	$8,8 \pm 2,8$	$11,5 \pm 1,4^{*}$	$10,5 \pm 2,8$	$23,9 \pm 5,8^{* \#}$
ЧПКН, мс	$71,7 \pm 26,7$	$79,4 \pm 19,1^{*}$	$68,4 \pm 6,7$	$84,5 \pm 20,8^{*}$
РКН, yo	$18,7 \pm 3,1$	$27,4 \pm 2,7^{*}$	$20,2 \pm 4,8$	$52,4 \pm 4,8^{* \#}$
РДВ, yo	$7,1 \pm 3,1$	$9,3 \pm 1,9^{*}$	$6,9 \pm 1,4$	$11,4 \pm 2,5^{* \#}$
ВАСН, бали	$53,2 \pm 2,7$	$19,8 \pm 4,1^{*}$	$54,1 \pm 3,3$	$13,8 \pm 2,6^{* \#}$
БОС,	$57,2 \pm 7,3$	$74,4 \pm 5,2^{*}$	$59,4 \pm 8,9$	$91,4 \pm 5,8^{* \#}$
SpO <sub>2</sub>	$37,6 \pm 1,9$	$52,1 \pm 1,5^{*}$	$38,3 \pm 1,3$	$63,7 \pm 2,1^{* \#}$

Примітка: 1. РШКН – рівень швидкого кровонаповнення, ЧШКН – час швидкого кровонаповнення, РПКН – рівень повільного кровонаповнення, ЧПКН – час повільного кровонаповнення, РКН – рівень загального кровонаповнення, РДВ – рівень діастолічного відтоку.

2. \* –  $p < 0,05$  – порівняно зі станом до лікування.

3. # –  $p < 0,05$  – порівняно з першою групою.

У хворих другої групи поєднане застосування напівзакритої фасціотомії і реваскуляризуючої остеотрапанатії ампутаційної кукси сприяло значному покращенню локальної мікроциркуляції і більш швидкому усуненню проявів захворювання. За даними фотоплетизмографічного метода рівень швидкого кровонаповнення зріс у 2,9 рази, рівень кровонаповнення в 2,5 рази, а рівень діастолічного відтоку покращився на 65%.

Діаграми оцінювання рівня мікроциркуляції до і після проведеного лікування хворих I та II груп представлено на рис. 6.



Рис. 6. Діаграми оцінювання рівня мікроциркуляції до і після проведеного лікування хворих I та II груп

## ВИСНОВКИ

Набуло подальший розвиток схемотехнічні реалізації неінвазивного оптико-електронного приладу для аналізу гемодинамічних показників, зокрема, при оцінюванні стану регіонарної гемодинаміки у хворих з місцевим гіпертензивно-ішемічним больовим синдромом ампутаційних кукс нижніх кінцівок.

### Основні наукові результати:

- Розроблено тривимірну модель поверхні для представлення фотоплетизмографічного сигналу. Доведена ефективність розробленої моделі різницевої поверхні для візуального виявлення ступеню порушень гемодинаміки на кінцівках. Запропоновано визначення динамічних кривих як основних параметрів пульсових хвиль для задач моніторингу стану судинного русла.
- використана двовимірна структурно-зв'язнісна модель для представлення фотоплетизмографічного сигналу. Для вказаного сигналу запропоновано обчислення внутрішньозрізових та міжзрізових функцій, які в подальшому використовуються для оцінки стану судинного русла людини.

ЛІТЕРАТУРА

1. Allen, J., "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurements," *Allen . Physiol. Meas.* 28, 21-39 (2007).
2. Drexler M, Rutenberg TF, Rozen N, et al. Single minimal incision fasciotomy for the treatment of chronic exertional compartment syndrome: outcomes and complications. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2017 Jan;137(1):73-79. doi: 10.1007/s00402-016-2569-7.
3. Pavlov S.V., Kozhemiako V.P., Kolesnik P.F., Kozlovska T.I., Dumenko V.P., Physical principles of biomedical optics, NTB, Vinnitsa (2010).
4. Hsu E, Cohen SP. Postamputation pain: epidemiology, mechanisms, and treatment *J Pain Res.* 2013; 6: 121–136. doi: 10.2147/JPR.S32299
5. Pedowitz RA, Hargens AR, Mubarak SJ, Gershuni DH. Modified criteria for the objective diagnosis of chronic compartment syndrome of the leg. *Am J Sports Med.* 1990 Jan-Feb;18(1):35-40.
6. Schley MT, Wilms P, Toepfner S, et al. Painful and nonpainful phantom and stump sensations in acute traumatic amputees. *J Trauma.* 2008 Oct;65(4):858-64. doi: 10.1097/TA.0b013e31812eed9e.
7. Whitesides T.E., Haney T.C., Morimoto K., Harada H. Tissue pressure measurements as a determinant for the need of fasciotomy // *Clin. Orthop.*, 1975, Vol.13, P.43-51.
8. Photoplethysmographic technologies of the cardiovascular control / [Pavlov S.V., Kozhemiako V.P., Petruk V.G., Kolesnik P.F.]. - Vinnitsa: Universum-Vinnitsa, 2007. - 254 p.
9. A simulation model of distribution of optical radiation in biological tissues / S.V. Pavlov, S.E. Tuzhansky, T.I. Kozlovska, A.V. Kozak // *Visnyk VNTU.* - 2011. - №3. - P. 191-195.
10. Deryabin E.I. Application of photoplethysmographic method to studying of local blood flow of maxillofacial region / E.I. Deryabin., E.E. Dvinyaninova, V.G. Vaganova [et al.] // *Laser Medicine.* - № 3 (2). - 1999. - P. 72-26.
11. Kubelka P. Ein Beitrag zur Optik der Farbanstriche *Zurich Tech. / P. Kubelka, F. Munk.* – Physik, 1931. – P. 543.
12. Prahl S. A. Determining the optical properties of turbid media using the adding-doubling method / S. A. Prahl, M. C. van Gemert and A. J. Welch. // *Applied Optics.* – 1993. – № 32(4). – P. 559–568.
13. Sardar D. K. Optical properties of whole blood / D. K. Sardar and L. B. Levy // *Lasers in Medical Science.* – 1998. – P. 106–111.
14. G. Yoon. Absorption and Scattering of Laser Light in Biological Media - Mathematical Modeling and Methods for Determining Optical Properties. PhD thesis, University of Texas at Austin, USA. – 1988. – P. 45.
15. Optical biomedical diagnostics [6 vols.]. - Moscow: FYZMATLYT, 2007. - [Trans. with English. under. Ed. V. Tuchyn]. T. 1 - 2007. - 560 p.
16. J. Spigulis, L. Gailite, A. Lihachev, and R. Ertz, “Simultaneous recording of skin blood pulsations at different vascular depths by multiwavelength photoplethysmography,” *Appl. Optics* 46, 1754–1759 (2007).
17. Tetyana I. Kozlovska; Sergii V. Sander; Sergii M. Zlepko; Valentina B. Vasilenko; Volodymyr S. Pavlov, et al. Device to determine the level of peripheral blood circulation and saturation, *Proc. SPIE* 10031, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments 2016, 100312Z (September 28, 2016); doi:10.1117/12.2249131.
18. Sergii V. Sander; Tatiana I. Kozlovska; Valentina B. Vasilenko; Volodymyr S. Pavlov; Andrii Y. Klapouschak, et al. Laser photoplethysmography in integrated evaluation of collateral circulation of lower extremities, *Proc. SPIE* 9816, Optical Fibers and Their Applications 2015, 98161K (December 18, 2015); doi:10.1117/12.2229042.
19. Sergii Zlepko, Sergii Sander, Tatiana Kozlovska, Volodymyr Pavlov, Waldemar Wójcik, Laura Yesmakhanova, Oxana Zhirnova, “Analysis of the vascular tone and character of the local blood flow to assess the viability of the body using the photoplethysmographic device,” *PRZEGLĄD ELEKTROTECHNICZNY*, ISSN 0033-2097, R. 93 NR 5/2017. P. 92-95. - doi:10.15199/48.2017.05.18.
20. Патент на корисну модель 98939 Україна, МПК А61В 5/02 (2006.01). Оптичний неінвазивний пристрій для визначення рівня периферійного кровонаповнення та сатурації крові / Злепко Сергій Макарович; Сандер Сергій Володимирович; Павлов Володимир Сергійович; Козловська Тетяна Іванівна; -и 2014 13182, заявл. 8.12.2014, опубл. 2.05.2015, бюл. № 9. – 5 с.

REFERENCES

1. Allen, J., "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurements," *Allen . Physiol. Meas.* 28, 21-39 (2007).
2. Drexler M, Rutenberg TF, Rozen N, et al. Single minimal incision fasciotomy for the treatment of chronic exertional compartment syndrome: outcomes and complications. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2017 Jan;137(1):73-79. doi: 10.1007/s00402-016-2569-7.
3. Pavlov S.V., Kozhemiako V.P., Kolesnik P.F., Kozlovska T.I., Dumenko V.P., Physical principles of biomedical optics, NTB, Vinnitsa (2010).

4. Hsu E, Cohen SP. Postamputation pain: epidemiology, mechanisms, and treatment *J Pain Res.* 2013; 6: 121–136. doi: 10.2147/JPR.S32299
5. Pedowitz RA, Hargens AR, Mubarak SJ, Gershuni DH. Modified criteria for the objective diagnosis of chronic compartment syndrome of the leg. *Am J Sports Med.* 1990 Jan-Feb;18(1):35-40.
6. Schley MT, Wilms P, Toepfner S, et al. Painful and nonpainful phantom and stump sensations in acute traumatic amputees. *J Trauma.* 2008 Oct;65(4):858-64. doi: 10.1097/TA.0b013e31812eed9e.
7. Whitesides T.E., Haney T.C., Morimoto K., Harada H. Tissue pressure measurements as a determinant for the need of fasciotomy // *Clin. Orthop.*, 1975, Vol.13, P.43-51.
8. Photoplethysmographic technologies of the cardiovascular control / [Pavlov S.V., Kozhemiako V.P., Petruk V.G., Kolesnik P.F.]. - Vinnitsa: Universum-Vinnitsa, 2007. - 254 p.
9. A simulation model of distribution of optical radiation in biological tissues / S.V. Pavlov, S.E. Tuzhansky, T.I. Kozlovskaya, A.V. Kozak // *Visnyk VNTU.* - 2011. - №3. - P. 191-195.
10. Deryabin E.I. Application of photoplethysmographic method to studying of local blood flow of maxillofacial region / E.I. Deryabin., E.E. Dvinyaninova, V.G. Vaganova [et al.] // *Laser Medicine.* - № 3 (2). - 1999. - P. 72-26.
11. Kubelka P. Ein Beitrag zur Optik der Farbanstriche *Zurich Tech. / P. Kubelka, F. Munk. – Physik, 1931. – P. 543.*
12. Prah S. A. Determining the optical properties of turbid media using the adding-doubling method / S. A. Prah, M. C. van Gemert and A. J. Welch. // *Applied Optics.* – 1993. – № 32(4). – P. 559–568.
13. Sardar D. K. Optical properties of whole blood / D. K. Sardar and L. B. Levy // *Lasers in Medical Science.* – 1998. – P. 106–111.
14. G. Yoon. Absorption and Scattering of Laser Light in Biological Media - Mathematical Modeling and Methods for Determining Optical Properties. PhD thesis, University of Texas at Austin, USA. – 1988. – P. 45.
15. Optical biomedical diagnostics [6 vols.]. - Moscow: FYZMATLYT, 2007. - [Trans. with English. under. Ed. V. Tuchyn]. T. 1 - 2007. - 560 p.
16. J. Spigulis, L. Gailite, A. Lihachev, and R. Erts, “Simultaneous recording of skin blood pulsations at different vascular depths by multiwavelength photoplethysmography,” *Appl. Optics* 46, 1754–1759 (2007).
17. Tetyana I. Kozlovskaya; Sergii V. Sander; Sergii M. Zlepko; Valentina B. Vasilenko; Volodymyr S. Pavlov, et al. Device to determine the level of peripheral blood circulation and saturation, *Proc. SPIE* 10031, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments 2016, 100312Z (September 28, 2016); doi:10.1117/12.2249131.
18. Sergii V. Sander; Tatiana I. Kozlovskaya; Valentina B. Vassilenko; Volodymyr S. Pavlov; Andrii Y. Klapouschak, et al. Laser photoplethysmography in integrated evaluation of collateral circulation of lower extremities, *Proc. SPIE* 9816, Optical Fibers and Their Applications 2015, 98161K (December 18, 2015); doi:10.1117/12.2229042.
19. Sergii Zlepko, Sergii Sander, Tatiana Kozlovskaya, Volodymyr Pavlov, Waldemar Wójcik, Laura Yesmakhanova, Oxana Zhirnova, “Analysis of the vascular tone and character of the local blood flow to assess the viability of the body using the photoplethysmographic device,” *PRZEGLĄD ELEKTROTECHNICZNY, ISSN 0033-2097, R. 93 NR 5/2017. P. 92-95.* - doi:10.15199/48.2017.05.18.
20. Patent of Ukraine A61B 5/02 (2006.01). Optichnyy neinvazivnyy pristryy dlya vyznachennya pereferiynogo krovonapovnennya ta saturatsii krovi / Zlepko S.M., sander S.V., Pavlov V.S., Kozlovskaya T.I., -u 2014 13182, zayavl. 8.12.2014, opubl. 2.05.2015, Bul.. № 9. – 5 s.

**ЗЛЕПКО СЕРГІЙ МАКАРОВИЧ** - д.т.н., професор, завідувач кафедри біомедичної техніки, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна

**КЛАПОУЩАК АНДРІЙ ЮРІЙОВИЧ** – магістр, старший викладач, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна

**СКОРІЮКОВА ЯНІНА ГЕРМАНІВНА** – к.т.н., доцент Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна

**ПАВЛОВ ВОЛОДИМИР СЕРГІЙОВИЧ** – бакалавр, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна

**БЕЗСМЕРТНИЙ ЮРІЙ ОЛЕКСІЙОВИЧ** – д.м.н., професор, Вінницький національний медичний університет ім. М.Пирогова

**БЕЗКРЕВНИЙ ОЛЕКСАНДР СЕРГІЙОВИЧ** – магістр, аспірант, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна