

Поведення розрахункових температурних кривих сильно залежить від параметрів моделі, в тому числі при випадкових варіаціях кожного з параметрів в межах $\pm 10\%$ від середнього значення [2]. Іменно по тому наступним етапом повинна стати валідація моделі по результатам статистичної обробки кривих $T(t)$, виміряних на поверхні шкіри в час експозиції та після неї. При цьому можна буде виділити різні типи динаміки в залежності від віку та комплекції, а також визначити найбільш достовірні діапазони значень параметрів для відповідних груп досліджуваних. Після валідації модель може використовуватися для оптимізації індивідуальних режимів впливу випромінювання фототерапевтичних апаратів, забезпечують максимальний лікувальний ефект при відсутності теплових уражень шкіри.

Література

1. Кизилова Н.Н. Механізми впливу низькоінтенсивного оптичного випромінювання на систему мікроциркуляції. *Обзор* / Н.Н.Кизилова, А.М.Коробов // *Фотобіологія та фотомедицина*. – 2016. – №1. – С.79–93.
2. Ciesielski M. Analysis of temperature distribution in the heated skin tissue under the assumption of thermal parameters uncertainty / M.Ciesielski, B.Mochnacki, A.Piasecka-Belkhat // *Abstracts of Intern. Conf. on Solid Mechanics*. Warsaw. – 2016. – P.48.

ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННИЙ ПРИБІР ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ КРОВОНАПОВНЕННЯ СУДИН ТА САТУРАЦІЇ КРОВІ

Козловська Т.І., Павлов В.С.

Вінницький національний технічний університет

Мета роботи: розроблення пристрою для визначення основних параметрів периферичного кровообігу та рівня сатурації крові.

Матеріали та методи. Розроблений пристрій має два сенсори: інфрачервоний (ІЧ) 3, який складається з ІЧ джерела випромінювання 1 і фотодетектора 2, та червоний (Ч) 6, який містить Ч джерело випромінювання 4 і фотодетектор 5 (рис. 1). Виходи сенсорів з'єднані зі входами підсилювачів 7, 8, виходи яких під'єднані до входів мікроконтролера. Для забезпечення мобільності пристрій має рідкокристалічний дисплей 12, на якому відображаються рівень серцевого ритму, графіки кровонаповнення судин та сатурації (рис. 2). Це дозволяє проводити діагностування без комп'ютера, що є важливим при діагностуванні післяопераційних хворих. Крім того, пристрій містить слот для карти пам'яті, що з'єднаний з мікроконтролером, що дозволяє зберігати дані і переносити їх на комп'ютер [1-4].

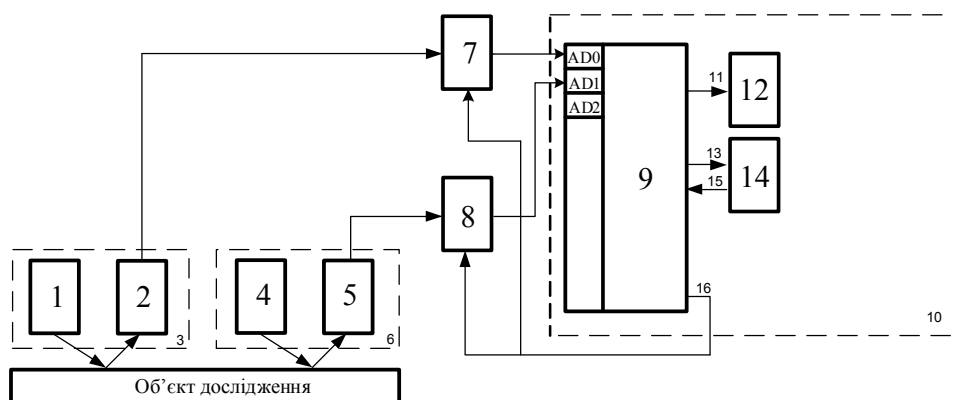


Рис. 1. Блок-схема розробленого пристрою



Рис. 2. Відображення інформації на розробленому пристрої

Для визначення сатурації крові застосовується складена система рівнянь для Ч (λ_1) та ІЧ (λ_2) випромінювання:

$$S = \frac{A_{\lambda_1}^{Hb} - \alpha A_{\lambda_2}^{Hb}}{\alpha (A_{\lambda_2}^{HbO_2} - A_{\lambda_2}^{Hb}) + A_{\lambda_1}^{Hb} - A_{\lambda_1}^{HbO_2}} \quad (1)$$

$$\text{де } \alpha = \frac{\Delta V_{\lambda_1} V_{\min \lambda_2}}{\Delta V_{\lambda_2} V_{\min \lambda_1}}, \quad \Delta V_{\lambda} = V_{\max \lambda} - V_{\min \lambda}, \quad (2)$$

S – коефіцієнт сатурації [$S=0$ (весь Hb поновлено), $S=1$ (весь Hb окисено)]; $A_{\lambda_1}^{Hb}$, $A_{\lambda_2}^{Hb}$ – коефіцієнти екстинкції відновленого гемоглобіну на довжинах хвиль Ч та ІЧ випромінювання, відповідно; ΔV_{λ_1} і ΔV_{λ_2} – подвійні амплітуди змінної напруги на виходах підсилювачів 7 і 8, відповідно; $A_{\lambda_1}^{HbO_2}$, $A_{\lambda_2}^{HbO_2}$ – коефіцієнти екстинкції оксигемоглобіну на довжинах хвиль Ч та ІЧ випроміню-

вання, відповідно; $V_{\max \lambda}$, $V_{\min \lambda}$ - максимальне та мінімальне значення напруги на виході перетворювача струм-напруга на довжинах хвиль λ_1 і λ_2 (рис. 2).

Розроблений пристрій працює на довжинах хвиль ІЧ випромінювання 905 нм для визначення базових параметрів периферичного кровонаповнення судин і Ч випромінювання 660 нм - для визначення сатурації крові. Його перевагою є мобільність і функціональність.

Висновки. Розроблено пристрій для визначення рівня периферичного кровонаповнення та сатурації крові. Складено систему рівнянь для визначення сатурації крові і представлено відображення отриманої інформації.

Література

1. Pavlov S.V. Laser photoplethysmography in integrated evaluation of collateral circulation of lower extremities / S.V.Pavlov; S.V.Sander; T.I.Kozlovskaya et al. // Proc. SPIE, Optical Fibers and Their Applications 2012. – January 11, 2013. – №869808.

2. Павлов С.В. Оптико-електронна система діагностики периферійного кровообігу / С.В.Павлов, Т.І.Козловська, В.П.Думенко // Сучасні проблеми радіоелектроніки, телекомунікацій та приладобудування. – Ч.2.: IV Міжнародна науково-технічна конференція. – Вінниця, 2009. – С.48.

3. Патент 89377 Україна, МПК А61В 5/02. Оптико-електронний пристрій діагностування стану периферичного кровообігу / Павлов С.В., Козловська Т.І.; заявник і патентовласник Вінницький національний технічний університет. – № u201306212; заявл. 20.05.2013; опубл. 25.04.2014, бюл. №8/2014.

4. Патент 98939 Україна, МПК А61В 5/02. Оптичний неінвазивний пристрій для визначення рівня периферійного кровонаповнення та сатурації крові / Злепко С.М., Сандер С.В., Павлов В.С., Козловська Т.І.; заявник і патентовласник Вінницький національний технічний університет.- № u2014 13182; заявл. 08.12.2014; опубл. 12.05.2015, бюл. №9/2015.

ТЕПЛОВЫЕ ПРОЦЕССЫ В КОЖЕ ЧЕЛОВЕКА ПРИ ОБЛУЧЕНИИ ЕЕ СВЕТОДИОДАМИ

^{1,2}Кокодий Н.Г., ¹Коробов А.М., ²Тиманюк В.А.

¹Харьковский национальный университет (ХНУ) имени В.Н.Каразина,
г. Харьков, Украина;

²Национальный фармацевтический университет, г. Харьков, Украина

Введение. В результате фундаментальных исследований действия света на биологические объекты в Научно-исследовательской лаборатории (НИЛ) квантовой биологии и квантовой медицины ХНУ разработаны фототерапевтические методы профилактики и лечения заболеваний человека с помощью облучения тела лазерами и светодиодами, а также приборы для реализации этих методов. При испытании одного из этих приборов было обнаружено, что при сжатии облучаемого биообъекта, когда движение кро-