

DOI: 10.20535/kpi-sn.2019.5-6.188316

УДК 615.831.7

О.Г. Шмендель*, М.Ф. Терещенко, Г.С. Тимчик, І.А. Данилюк

КПІ ім. Ігоря Сікорського, м. Київ, Україна

*corresponding author: o.shmendel@kpi.ua

ДИНАМІКА ЗМІН ТЕМПЕРАТУРНИХ ПАРАМЕТРІВ У БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИНАХ ПРІ ДІЇ ЛАЗЕРНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ РІЗНИХ ДОВЖИН ХВИЛЬ

Проблематика. Застосування лазерів є одним із перспективних напрямів розвитку терапії та хірургії. Вплив низькоінтенсивного лазерного випромінювання (ЛВ) у терапевтичних дозах активує відновлювальні процеси в тканинах, що дає змогу стимулювати процеси регенерації завдяки інтенсифікації мікроциркуляції обмінних процесів, а також впливає на нервово-рефлекторні й гуморальні механізми болю та на больові рецептори. Існує необхідність чіткого встановлення параметрів ЛВ, які важливі при відпрацюванні та отриманні дієвих результатів терапії. Діагностика *in vivo* дає змогу отримати зворотну відповідь про реакцію організму на опромінення з різними показниками дози, щільності потужності та довжини хвилі, при цьому не ушкоджуючи біологічну тканину.

Мета дослідження. Оскільки лазерні апарати застосовуються для багатьох фізіотерапевтичних і діагностичних процедур, то для правильного використання низькоінтенсивного ЛВ необхідно враховувати всі особливості структури біосередовища зони впливу, наприклад шкіри людини та процесів взаємодії ЛВ із шарами біологічних тканин і мікроциркуляцією органічних рідин. Під впливом ЛВ починається перебіг широкого спектра фотофізичних і фотохімічних змін, відбуваються підвищення температури на поверхні опромінюваної ділянки шкіри та фізико-хімічні перетворення. Головною метою роботи є визначення динаміки змін температури шкірного покриву під впливом ЛВ.

Методика реалізації. Обґрунтовано використання математичної залежності для визначення необхідної дози ЛВ і математичної моделі розрахунку зміни температури шкіри під впливом ЛВ. Проведено експеримент із порівнянням результатів розрахунку за математичною моделлю та результатів проведеного експерименту з впливу ЛВ із довжинами хвиль 0,66, 0,63 та 0,46 мкм на характер і динаміку перебігу температурних процесів у верхніх шарах шкірного покриву.

Результати дослідження. Як узагальнюючий результат отримано дані про динаміку змін температури шкірного покриву під впливом ЛВ. Результати проведених дослідів та порівняння результатів експериментів із розрахунками математичної моделі показали, що існує залежність зміни температури від будови і параметрів біологічної тканини, щільності потужності ЛВ, дози опромінення та часу впливу.

Висновки. За результатами проведеної роботи зроблено висновок, що більша інтенсивність відведення тепла відбувається в шкірному покриві саме живих тканин. Це відбувається переважно за рахунок мікроциркуляції органічних рідин і крові.

Ключові слова: лазерне випромінювання; регенерація; типи шкіри; лазерний терапевтичний апарат.

Вступ

Лазерне випромінювання видимого діапазону все частіше використовується в різних галузях медицини, а саме в дерматології та косметології, для отримання дієвого терапевтичного впливу на біологічні тканини [1]. Актуальність досліджень взаємодії біологічних тканин, таких як шкіра, із лазерним променем визначається тим, що шкіра кожної людини має різні теплофізичні та оптичні властивості і реакція шкіри кожного пацієнта на дію лазерного випромінювання може дещо відрізнятись, внаслідок чого, у деяких випадках, потужне лазерне опромінення може зашкодити пацієнту [2]. Саме тому необхідно чітко визначати часові, спек-

тральні та енергетичні параметри діючого випромінювання.

Одним із головних видів впливу лазерного випромінювання на біологічний об'єкт (БО) є зміна стану БО у зв'язку з нагріванням у зоні дії. Саме тому аналіз теплових процесів в БО є важливою складовою вивчення впливу цього випромінювання [3, 4].

Дія лазерного випромінювання на біологічну тканину є комплексною, і важливо враховувати оптичні та теплофізичні параметри шкіри [5]. Основними оптичними властивостями шкіри є відбивання, розсіювання та поглинання випромінювання [6]. Великий відсоток поглинання має меланін, який є найбільш важливою складовою повного поглинання променів епі-

дермісом і роговим шаром. Поглинання водними кластерами відіграє важливу роль, оскільки вони є основною складовою більшості біологічних тканин [7].

Враховуючи ці параметри шкіри, можна достовірно визначити кількість меланіну для шкіри різного типу та з різною пігментацією, що є важливим для забезпечення точності діагностики патологічних уражень шкіри та визначення необхідних параметрів для застосування лазерної терапії.

Постановка задачі

Головною метою роботи є визначення динаміки змін температури шкірного покриву під впливом лазерного випромінювання, що реалізується за допомогою використання математичної залежності для визначення необхідної дози лазерного випромінювання та математичної моделі для розрахунку зміни температури шкіри під впливом лазерного опромінення, а також порівняння результатів розрахунків і даних проведеного експерименту.

Фізична модель

Для отримання уявлення про процеси, що відбуваються під впливом лазерного випромінювання на БО, розглянемо фізичну модель процесу (рис. 1).

Вважають, що поверхневі шари шкіри складаються з епідермісу та дерми. Падаюче випромінювання спочатку проходить через епідерміс, де найбільший коефіцієнт поглинання має ме-

ланін, тому оптичні властивості епідермісу вважаються рівними властивостям меланіну. Частина, що пройшла, потрапляє в дерму, де поглинається переважно гемоглобіном, що міститься у поверхневому шарі дерми.

Залишкове випромінювання дифузно відбивається від колагену, що міститься в іншій частині дерми, і знову проходить через шари гемоглобіну та меланіну, частково поглинаючись [8].

Математична модель

Для об'єктивної оцінки результатів експерименту розроблено математичну модель визначення зміни температури шкіри під впливом лазерного опромінення [5, 7].

За допомогою вимірювання коефіцієнта відбиття лазерного випромінювання від біотканини і виділення частини потужності, затраченої на локальне нагрівання епідермісу, визначимо поглинену дозу лазерного випромінювання $D_{\text{погл}}$ [9]:

$$D_{\text{погл}} = D_{\text{пад}} \times k = \frac{P_{\text{пад}}}{S} \times t \times k, \quad (1)$$

де $D_{\text{пад}}$ – доза падаючого лазерного випромінювання; $P_{\text{пад}}$ – середня потужність лазерного випромінювання, яке падає на біологічну тканину, що задається при впливі; S – площа поверхні досліджуваного об'єкта; t – експозиція (час впливу); k – узагальнений параметр, що враховує зміни параметрів біологічної тканини і навколишнього середовища.

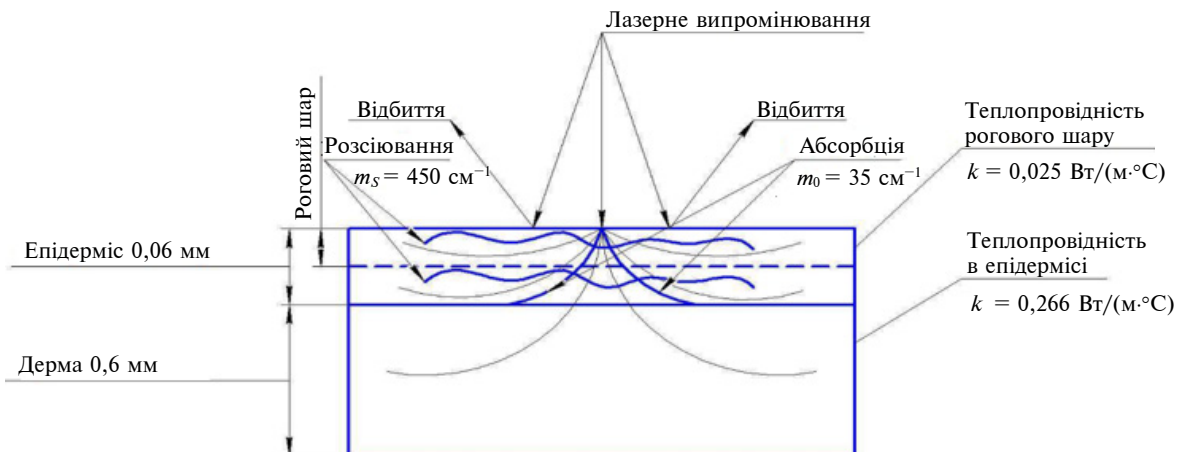


Рис. 1. Фізична модель впливу лазерного випромінювання на біологічний об'єкт

У математичну модель був введений узагальнений параметр k для більш точного визначення значення поглиненої дози лазерного випромінювання $D_{\text{погл}}$, оскільки необхідно враховувати параметри як біологічної тканини, так і навколишнього середовища.

У математичній моделі були враховані параметри коефіцієнтів, що об'єднані узагальненим параметром k [6, 7]:

- поглинання меланіну (k_M);
- показник заломлення $\eta(\lambda_0)$
- коефіцієнт оптичної щільності (екстинкції) води (k_e) [6].

Запропонована математична модель визначення поглиненої дози лазерного випромінювання має вигляд

$$D_{\text{погл}} = D_{\text{пад}} \times t \times k = \frac{P_{\text{пад}}}{S} \times t \times \frac{OD}{h_e} \times C \times \left(1 + \frac{2\lambda_0^2}{\pi} \frac{k_e(\lambda)d\lambda}{\lambda(\lambda_0^2 - \lambda^2)} \right) \times \xi \times [1 - \rho(\lambda)], \quad (2)$$

де OD – оптична щільність епідермісу, h_e – товщина шару епідермісу, C – корегуючий температурний коефіцієнт, що враховує параметри температур навколишнього середовища, λ – довжина хвилі, ξ – коефіцієнт теплового поглинання епідермісу, $\rho(\lambda)$ – коефіцієнт відбиття епідермісу.

Для підтвердження достовірності отриманої моделі проведемо моніторинг температурних параметрів для різних типів шкіри людини, нігтя, шкіри свині та курячої ніжки.

Експеримент

Експеримент проводився з піддослідними з трьома типами шкіри (III, V, VI) (саме тому при побудові математичної моделі був введений коефіцієнт кількості меланіну в шкірі людини), а також з нігтем, шкірою свині та курячою ніжкою.

Експеримент був поділений на 6 етапів.

1. Лазерний фізіотерапевтичний апарат АФЛ-2 – безперервний режим випромінювання (довжина хвилі – 630 нм, щільність потужності 1 мВт), III, V і VI типи шкіри [3, 5].

2. Апарат МІТ-МТ з випромінювачем для гінекології – безперервний режим випромінювання (довжина хвилі – 460 нм, щільність потужності 1 мВт) – III і VI типи шкіри.

3. Лазерний терапевтичний апарат “Ліка-терапевт М” – безперервний режим випроміню-

вання (довжина хвилі – 660 нм, щільність потужності 5 і 10 мВт) – III тип шкіри [7, 10].

4. Лазерний терапевтичний апарат “Ліка-терапевт М” – безперервний режим випромінювання (довжина хвилі – 660 нм, щільність потужності 10 мВт) – ніготь великого пальця руки.

5. Лазерний терапевтичний апарат “Ліка-терапевт М” – безперервний режим випромінювання (довжина хвилі – 660 нм, щільність потужності 10 мВт) – куряча ніжка [7].

6. Лазерний терапевтичний апарат “Ліка-терапевт М” – безперервний режим випромінювання (довжина хвилі – 660 нм, щільність потужності 10 мВт) – шкіра свині.

З використанням інфрачервоної камери “MobiRM3” вимірювалась температура шкіри піддослідних і неживих біологічних тканин.

Температура опромінюваного об'єкта вимірювалась до початку опромінення та кожен наступну хвилину протягом періоду проведення етапів експерименту, що тривали кожен по 6 хв для одного піддослідного/об'єкта.

На першому етапі експерименту була виміряна зміна температури у 10 піддослідних з III типом шкіри (рис. 2), у 1 піддослідного з V типом шкіри (рис. 3) та у 1 піддослідного з VI типом шкіри (рис. 4) [3, 5, 7]. Тип шкіри був визначений на основі класифікації Томаса Фіцпатріка (складається з 6 типів). Дія лазерним випромінюванням відбувалась на ділянку шкіри лівої руки над п'ястям вказівного пальця. Відстань від джерела лазерного випромінювання до БО – 1,5 см.

Вік піддослідних – від 20 до 23 років. Нормальний стан здоров'я. Статура – худощава. Вага: від 50 до 70 кг. Температура навколишнього середовища – 22 °С.

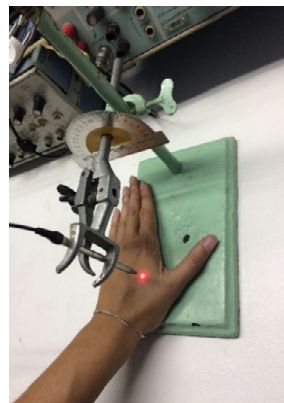


Рис. 2. III тип шкіри



Рис. 3. V тип шкіри



Рис. 4. VI тип шкіри



Рис. 7. III тип шкіри

На другому етапі експерименту була виміряна зміна температури у 10 піддослідних з III типом шкіри (рис. 5) та у 1 піддослідного з VI типом шкіри (рис. 6). Дія лазерним випромінюванням відбувалась на ділянку шкіри лівої руки над п'ястям вказівного пальця. Відстань від джерела лазерного випромінювання до БО – 1,5 см.

Вік піддослідних – від 20 до 23 років. Нормальний стан здоров'я. Статура – худощава. Вага: від 50 до 70 кг. Температура навколишнього середовища – 21,5 °С.

Перші три етапи експерименту проводилися за різної температури навколишнього середовища, температура в лабораторії коливалась від 16 до 22 °С.

Четвертий етап експерименту був виконаний за допомогою лазерного терапевтичного апарата “Лица-терапевт М” (рис. 8). Об'єктом впливу є ніготь великого пальця руки. Відстань від джерела лазерного випромінювання до БО – 1,5 см.



Рис. 5. III тип шкіри

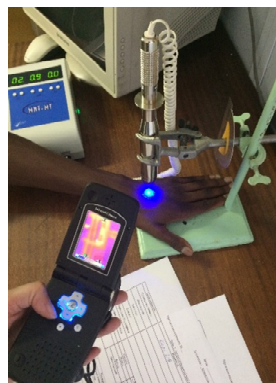


Рис. 6. VI тип шкіри

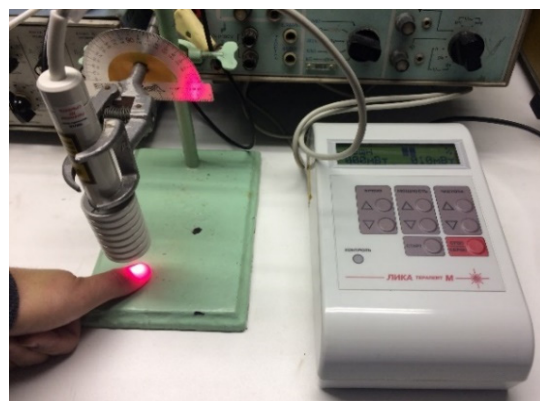


Рис. 8. Ніготь

На третьому етапі експерименту була виміряна зміна температури у 10 піддослідних під впливом лазерного випромінювання з потужністю 5 і 10 мВт (рис. 7) [7]. Дія лазерним випромінюванням відбувалась на ділянку шкіри лівої руки над п'ястям вказівного пальця. Відстань від джерела лазерного випромінювання до БО – 1,5 см.

Вік піддослідних – від 20 до 23 років. Нормальний стан здоров'я. Статура – худощава. Вага: від 50 до 70 кг. Температура навколишнього середовища – 16–18 °С.

У четвертому етапі експерименту участь узяли 10 піддослідних віком від 20 до 23 років. Нормальний стан здоров'я. Статура – худощава. Вага: від 50 до 70 кг. Температура навколишнього середовища – 20–22 °С.

П'ятий і шостий етапи експерименту (лазерний терапевтичний апарат “Лица-терапевт М”) були проведені за допомогою об'єктів – шкіра свині та куряча ніжка (рис. 9 і 10). Відстань від джерела лазерного випромінювання до БО – 1,5 см. Температура навколишнього середовища – 20–22 °С.

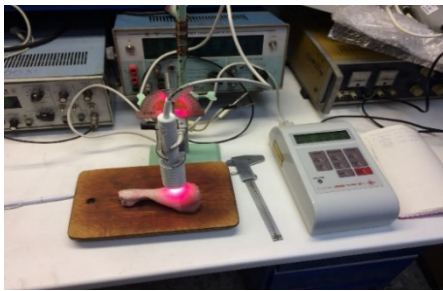


Рис. 9. Куряча ніжка

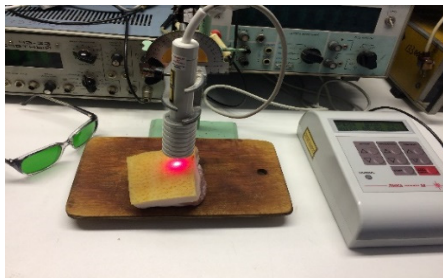


Рис. 10. Шкіра свині

Результати

На графіку (рис. 11) зображено порівняння результатів за 3–6-м етапами експерименту за всіма об'єктами досліджень.

На побудованому графіку (рис. 12) на основі отриманих даних ми можемо побачити різницю в кроці підвищення температури під впливом лазерного випромінювання потужністю 5, 10 мВт та порівняння за розрахунками раніше запропонованої математичної моделі [3, 5]:

$$T = \frac{\varepsilon \times E \times S}{t \times \alpha}, \quad (3)$$

де E – доза опромінення, S – площа опромінення, t – експозиція (час впливу), ε – коефіцієнт поглинання навантаження, α – коефіцієнт теплообміну із зовнішнім середовищем.

Різниця в підвищенні температури обумовлена різною будовою та щільністю біологічних тканин, із якими проводився експеримент.

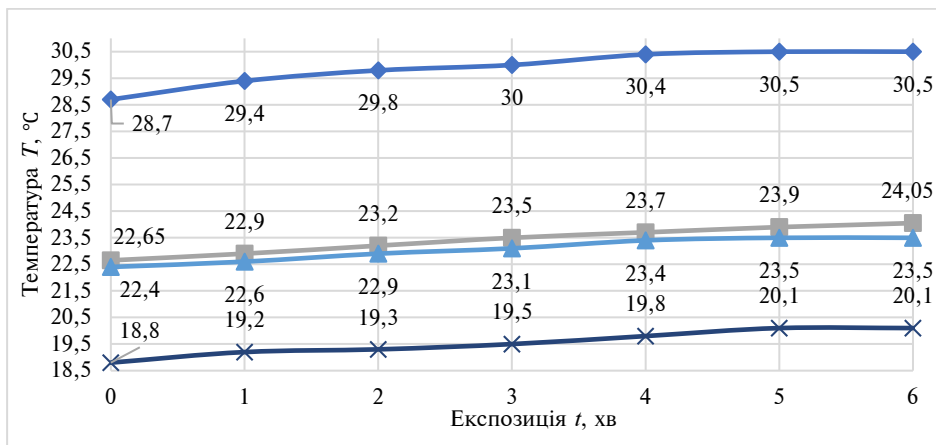


Рис. 11. Порівняння результатів 3–6-го етапів експерименту: —◆— III тип шкіри; —■— ніготь; —▲— куряча ніжка; —×— шкіра свині

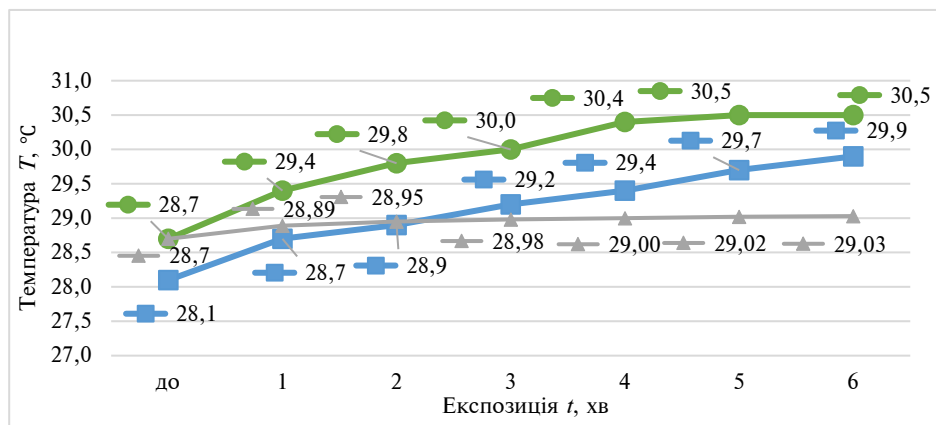


Рис. 12. Порівняння результатів експерименту та математичної моделі для III типу шкіри: —◆— 10мВт; —■— 5мВт; —▲— мат. модель

Висновки

За результатами експериментів бачимо, що рівень підвищення температури БО залежить від кількості меланіну в шкірі, тобто за наявності більшої кількості меланіну збільшується коефіцієнт поглинання шкірою випромінювання і, відповідно, виділення тепла.

У результаті збільшення щільності потужності лазерного випромінювання температура шкіри починає підвищуватися більш стрімко, що пояснюється вищою інтенсивністю лазерного випромінювання.

Але на графіках видно, що криві містять квазіекспоненційний характер. Тобто в біологічних тканинах теж є межа підвищення температури, після якої припиняється ефективна терапевтична дія лазерного випромінювання на складові біологічної тканини та зростають процеси карбонізації і відмирання живої тканини [11].

Шкірний покрив живої тканини більш інтенсивно відводить тепло за рахунок мікроциркуляції органічних рідин та крові, ніж тканини нігтя і неживі тканини шкіри свині та курячої ніжки. Але в цьому випадку необхідно враховувати фактори різниці будови та щільності біо-

логічних тканин і живої та неживої біологічних тканин.

Отримані результати корелюють з результатами, отриманими іншими дослідниками [12–24].

Найбільш поширеною низькоінтенсивна лазерна терапія є саме в дерматології. Але все ще існує низка проблемних областей щодо ефективності застосування лазерної терапії. Наразі існують невизначеності щодо основних молекулярних і клітинних механізмів, які відповідають за переведення сигналів від фотонів лазерного променя, що падає на клітину, до біологічних ефектів, які відбуваються в біологічній тканині. І другим важливим питанням є значні відмінності щодо параметрів дозиметрії, таких як довжина хвилі, щільність потужності, час опромінення, імпульсні режими та порядок проведення лазерної терапії комплексно. Більш низькі дозиметричні параметри можуть призвести до зниження ефективності лікування, а більш високі – до пошкодження тканин. Саме тому актуальним є дослідження та знаходження методик з урахуванням параметрів дозиметрії для отримання позитивного ефекту лазерної терапії.

References

- [1] M. Tereshchenko *et al.*, *Biophysics*. Kyiv, Ukraine: Polytechnika, 2019. Available: <http://ela.kpi.ua/handle/123456789/27589>
- [2] G. Tymchik *et al.*, “Investigation thermal conductivity of biological materials by direct heating thermistor method”, in *Proc. IEEE 38th Int. Conf. Electronics and Nanotechnology (ELNANO)*, Kyiv, 2018, pp. 429–434. doi: 10.1109/ELNANO.2018.8477460
- [3] G. Tymchik *et al.*, “Monitoring of temperature changes during laser therapy”, *Bulletin of Kyiv Polytechnic Institute. Series Instrument Making*, vol. 47, pp. 156–162, 2014.
- [4] M. Kokodiy *et al.*, “Thermal processes in human skin during laser pulse irradiation”, *Photobiology and Photomedicine*, vol. 24, pp. 69–72, 2018.
- [5] G. Tymchik *et al.*, “Research of the influence of laser radiation on temperature processes in biological tissues”, *Bulletin of Kyiv Polytechnic Institute. Series Instrument Making*, vol. 49, pp. 153–158, 2015.
- [6] A. Pushkareva, *Methods of Mathematical Modeling in Optics of Biological Tissue*. Saint Petersburg, Russia: SPbSU ITMO, 2008.
- [7] O. Shmendel *et al.*, “Processes of changes of temperature gradients in biological tissues under the action of laser radiation”, in *Proc. XII Conf. Looking into the Future of Instrument Making*, Kyiv, Ukraine, 2019, pp. 337–340.
- [8] L.E. Dolotov *et al.*, “Design and evaluation of a novel portable erythema-melanin-meter”, *Lasers in Surgery and Medicine*, vol. 34, pp. 127–135, 2004, doi: 10.1002/lsm.10233
- [9] A. Dunaev and S. Korndorf, “Control of laser radiation power absorbed in the epidermis during low-intensity laser therapy”, *Vestnik Novykh Medicinskikh Tekhnologiyi*, vol. 9, no. 4, pp. 63–66, 2002.
- [10] *Guide on Operation “Lika Therapevt M”*. Cherkasy, Ukraine: PSIE “Photonica Plus”, 2016.
- [11] M. Kokodiy *et al.*, “Thermal processes in the human skin irradiated with LEDs”, in *Proc. XLV Int. Conf. Application of Lasers in Medicine and Biology*, Kharkiv, Bukovel, Ukraine, 2016, pp. 124–8.
- [12] S. Matvienko *et al.*, “Influence of convection processes in a liquid on the error of measurement of thermal conductivity by the method of direct heating of a thermistor”, *Naukovi Visti NTUU KPI*, no. 4, pp. 121–130, 2017. doi: 10.20535/1810-0546.2017.5.107938.
- [13] S. Matvienko *et al.*, “Investigation of thermal conductivity of inhomogeneous biological solutions by the method of direct heating of the thermistor”, in *Proc. X Int. Conf. Instrumentmaking–2017*, Minsk, Republic of Belarus, 2017, pp. 110–111.

- [14] V. Shvidky and M. Tereshchenko, "Dynamics of changes in laser radiation parameters in biological tissues", *Bulletin of Kyiv Polytechnic Institute. Series Instrument Making*, vol. 54, no. 2, pp. 111–117, 2017. doi: 10.20535/1970.54(2).2017.119570
- [15] M. Tereshchenko *et al.*, "Using the CARDIOMOOD hardware and software complex in estimating the effect of laser radiation on the state of the autonomic nervous system of a person", *Bulletin of Kyiv Polytechnic Institute. Series Instrument Making*, vol. 50, no. 2, pp. 160–169, 2015.
- [16] D. Sliney *et al.*, *Safety with Lasers and Other Optical Sources: A Comprehensive Handbook*. New York: Springer Science+Business Media, 1980. doi: 10.1007/978-1-4899-3596-0.
- [17] S. Hellwig *et al.*, "Aktueller Stand der Lasertherapie in der Dermatologie", *Hautarzt*, Germany: Springer-Verlag, 1998, pp. 690–704. doi: 10.1007/s001050050811
- [18] M.O. Bodendorf *et al.*, "Fraktionale Lasertherapie der Haut", *J. Compilation*, vol. 7, no. 4, pp. 301–308, 2009. doi: 10.1111/j.1610-0387.2008.06845.x
- [19] R. Webb *et al.*, "Thermal transport characteristics of human skin measured in vivo using ultrathin conformal arrays of thermal sensors and actuators", *PLoS ONE*, vol. 10, no. 2, 2015. doi: 10.1371/journal.pone.0118131
- [20] F.J.C. Lima *et al.*, "Use alone or in combination of red and infrared laser in skin wounds", *J. Lasers. Med.*, vol. 5, no. 2, pp. 51–57, 2014.
- [21] S. Moskvina, "Low-level laser therapy in Russia: history, science and practice", *Lasers Med. Sci.*, vol. 8, no. 2, pp. 56–65, 2017.
- [22] V.G. Petruk *et al.*, "Modelling of spectral characteristics of biological tissues skin layer of the epidermis as objects of biomedical diagnostics", *Visnyk Khmelnytskogo Nationalnogo Universitetu. Ser. Technichni Nauki*, no. 2, pp. 218–222. 2015.
- [23] P. Oltulu *et al.*, "Measurement of epidermis, dermis, and total skin thicknesses from six different body regions with a new ethical histometric technique", *Turk. J. Plast. Surg.*, vol. 26, pp. 56–61, 2018. doi: 10.4103/tjps.tjps_2_17
- [24] P. Avci *et al.*, "Low-level laser (light) therapy (LLLT) in skin: stimulating, healing, restoring", *Semin. Cutan. Med. Surg.*, vol. 32, pp. 41–52, 2013.

О.Г. Шмендель, Н.Ф. Терещенко, Г.С. Тымчик, И.А. Данылюк

ДИНАМИКА ИЗМЕНЕНИЯ ТЕМПЕРАТУРНЫХ ПАРАМЕТРОВ В БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЯХ ПРИ ДЕЙСТВИИ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ РАЗНЫХ ДЛИН ВОЛН

Проблематика. Применение лазеров является одним из перспективных направлений развития терапии и хирургии. Влияние низкоинтенсивного лазерного излучения (ЛИ) в терапевтических дозах активирует восстановительные процессы в тканях, что позволяет стимулировать процессы регенерации благодаря интенсификации микроциркуляции обменных процессов, а также имеет влияние на нервно-рефлекторные и гуморальные механизмы боли и на болевые рецепторы. Существует необходимость четкого определения параметров ЛИ, которые важны при отработке и получении действенных результатов терапии. Диагностика *in vivo* позволяет получить обратный ответ о реакции организма на облучение с разными показателями дозы, плотности мощности и длины волны, при этом не повреждая биологическую ткань.

Цель исследования. Так как лазерные аппараты применяются для многих физиотерапевтических и диагностических процедур, для правильного применения низкоинтенсивного ЛИ необходимо учитывать все особенности структуры биосреды зоны влияния, например кожи человека и процессов взаимодействия ЛИ со слоями биологических тканей, а также микроциркуляцией органических жидкостей. Под воздействием ЛИ начинается прохождение широкого спектра фотофизических и фотохимических изменений, происходят повышение температуры на поверхности облучаемого участка кожи и физико-химические превращения. Главной целью работы является определение динамики изменений температуры кожного покрова под влиянием ЛИ.

Методика реализации. Обосновано использование математической зависимости для определения необходимой дозы лазерного излучения и математической модели расчета изменения температуры кожи под воздействием ЛИ. Проведено сравнение результатов расчета по математической модели и результатов проведенного эксперимента по влиянию ЛИ с длинами волн 0,66, 0,63 и 0,46 мкм на характер и динамику протекания температурных процессов в верхних слоях кожного покрова.

Результаты исследования. Как обобщающий результат получены данные о динамике изменений температуры кожного покрова под влиянием ЛИ. Результаты проведенных исследований и сравнение результатов экспериментов с расчетами математической модели показали, что есть зависимость изменений температуры от строения и параметров биологической ткани, плотности мощности ЛИ, дозы облучения и времени воздействия.

Выводы. За результатами проведенной работы были сделаны выводы, что большая интенсивность отведения тепла происходит в кожном покрове именно живых тканей. Это происходит в основном за счет микроциркуляции органических жидкостей и крови.

Ключевые слова: лазерное излучение; регенерация; типы кожи; лазерный терапевтический аппарат.

O.G. Shmendel, M.F. Tereshchenko, G.S. Tymchik, I.A. Danyliuk

DYNAMICS OF CHANGES IN TEMPERATURE PARAMETERS IN BIOLOGICAL TISSUES UNDER LASER RADIATION OF DIFFERENT WAVE LENGTHS

Background. The use of lasers is one of the promising directions in the development of therapy and surgery. The effect of low-intensity laser radiation (LR) in therapeutic doses activates regenerative processes in tissues, which allows stimulating regeneration processes due to the intensification of microcirculation of metabolic processes and also has an effect on neuro-reflex and humoral pain mechanisms and on pain receptors. There is a need to clearly establish the LR parameters that are important in the development and

receipt of effective results of therapy. Diagnostics *in vivo* allows getting the opposite answer about the reaction of the body to radiation with different dose indicators, power density and wavelength without damaging the biological tissue.

Objective. Since laser devices are used for many physiotherapeutic and diagnostic procedures, for the correct application of low-intensity LR, it is necessary to take into account all the structural features of the influence zone, as an example, human skin and the processes of interaction of this LR with layers of biological tissues. Under the influence of LR begins the course of a wide range of photophysical and photochemical changes, occurs the temperature rise on the surface of the irradiated skin and physicochemical transformations. The main purpose of the work was to determine the dynamics of changes in the temperature of the skin under the influence of LR.

Methods. It was justified the use of mathematical dependence to determine the required dose of LR and a mathematical model for calculating the change in skin temperature under the influence of LR. An experiment was performed comparing the results of the calculation by mathematical model and the results of the experiment on the LR influence with wavelengths of 0.66 μm , 0.63 μm , and 0.46 μm on the nature and dynamics of temperature processes in the upper layers of the skin.

Results. As a general result, data on the dynamics of changes in the temperature of the skin under the influence of LR are obtained. The results of the experiments and their comparison with the calculations of the mathematical model showed that there is a dependence of the temperature change on the structure and parameters of biological tissue, the power density of the LR, the radiation dose and the exposure time.

Conclusions. According to the results of the work, it was concluded that a higher intensity of heat removal occurs in the skin of living tissues. This is mainly due to the microcirculation of organic liquids and blood.

Keywords: laser radiation; regeneration; skin types; laser therapeutic apparatus.

Рекомендована Радою
приладобудівного факультету
КПІ ім. Ігоря Сікорського

Надійшла до редакції
20 вересня 2019 року

Прийнята до публікації
31 жовтня 2019 року