

УДК [681.7.01+66.088+615.478.6]

З.Ю. Готра¹, д-р техн. наук, проф.
С.В. Павлов², д-р техн. наук, проф.,
С.М. Злепко², д-р техн. наук, проф.,
А.Ю. Клапоушак², магістр, ст. викладач
А.М.Коробов³, канд. фіз.-мат. наук, проф.,
Т.І. Козловська², канд. техн. наук, доц.

¹Національний університет «Львівська Політехніка»

²Вінницький національний технічний університет

³Харківський національний університет ім. В.Н. Каразіна

Математична модель для аналізу нагрівання шкіри людини і сусідніх внутрішніх шарів за допомогою LED-випромінювання

В роботі запропоновано математичну модель процесу нагрівання шкіри людини і сусідніх внутрішніх шарів за допомогою LED-випромінювання, яке використовується в пристроях для запобігання і лікування різних хвороб. Показано, що аномальний кров'яний потік завдяки компресії тканини може приводити до значного нагрівання тіла. Це може відбуватись навіть при використанні низькоінтенсивних LED на рівні 2,5-30 mW.

Ключові слова: світлодіодні та лазерні джерела випромінювання, квантово-розмірні структури фізіотерапевтичний вплив, мікроциркуляція, фотобіологічний ефект, лікувальні процедури.

DOI: 10.31474/1996-1588-2019-1-28-27-32

Вступ

Новий виток у розвитку лікування світлом пов'язаний з появою в кінці XIX століття електричних ламп розжарювання, коли замість природного сонячного світла в медицині стали використовувати прилади з використанням штучних джерел світла. Перший в світі патент на лікування різних хвороб світлом ламп розжарювання був отриманий в Німеччині в 1882 році. «Батьком світлолікування» по праву називають Нільса Рюберга Фінзена (1860–1904), який представив першу наукову роботу зі світлотерапії, і в 1903 році був удостоєний Нобелівської премії в області медицини за свою роботу з лікування світлом.

Відомо, що біологічна дія лазерних і світлодіодних джерел випромінювання є приблизно однаковою. Це пояснюється тим, що вирішальним фактором тут є монохроматичність випромінювання і збіг його довжини хвилі з максимумом смуги стимуляції біооб'єктів. Оскільки ширина цієї смуги в середовищі, що знаходиться переважно в конденсованому стані, досить велика і складає не менше 40-60 нм, то і до монохроматичності випромінювання пред'являють не надто жорсткі вимоги [1, 2, 3, 4].

Слід зазначити, що лазери є досить дорогими приладами, які вимагають застосування дорогої оптики і спеціального інструментарію для виконання лікувальних процедур.

Такі недоліки роблять лазерну апаратуру і лікувальні процедури дорогими і мало доступними для більшості лікарень і клінік. Однак, теоретичні

та практичні результати клінічних досліджень багатьох відомих вчених дуже переконливі. У цьому контексті використання некогерентного випромінювання в медицині можна розглядати як альтернативу лазерному. Таке використання вимагає додаткових порівняльних досліджень впливу цих видів випромінювань на біологічні об'єкти [1,2].

З появою над-яскравих світлодіодів і світлодіодних квантово-розмірних структур, що випускаються серійно, з'явилася можливість створювати на їх основі терапевтичну та хірургічну апаратуру, що забезпечує високий фотобіологічний ефект для ряду методів світлолікування нарівні з лазерами.

Підвищена яскравість і потужність світлового потоку сучасних світлодіодів, використання методу контакту та стиснення та контактний метод впливу, вплив на тканини з аномальним кровотоком (наприклад, нижні кінцівки пацієнтів, які страждають на цукровий діабет) створюють високі вимоги до безпеки терапевтичних процедур. Одним з найбільш можливих негативних наслідків може бути місцевий перегрів шкіри пацієнта, внаслідок якого можна отримати опік.

Метою дослідження є підвищення ефективності застосування світлодіодного випромінювання шляхом аналізу зміни температури тканини пацієнта в зоні експозиції під час випромінювання світла залежно від швидкості периферичного кровотоку, джерела випромінювання та часу впливу.

Задачею дослідження є розроблення математичної моделі для аналізу нагрівання шкіри людини і сусідніх внутрішніх шарів за допомогою LED-випромінювання.

Математична модель

У літературі представлені різні моделі структури шкіри, що використовуються для обчислень. Автори статті використовують семишарову модель, яка враховує роговий шар, епідерміс, капілярну дерму, верхній мікросудинний сплетень, ретикулярну дерму, глибоке судинне сплетіння та гіподермію [6].

В деяких роботах [6,7] автори використовують тришарову модель структури шкіри. Вважається, що шкіра складається з епідермісу та дерми. Випадкове випромінювання спочатку проходить через епідерміс, де меланін має найбільший коефіцієнт поглинання, тому оптичні властивості епідермісу та меланіну вважаються рівними. Світло далі входить до дерми, де всмоктується гемоглобіном, розташованим головним чином у поверхневому шкірному шарі. Проходячи далі, випромінювання дифузно відбивається від колагену, виявленого в решті частини дерми, і знову проходить через шари гемоглобіну та меланіну, які також частково поглинають його. В цій статті автори використовують для розрахунку модель шкіри, показану на рис. 1, і запропоновану авторами [5] та [6]. У шкірі є три зони. Верхня зона - епідерміс - це стратифікований епітелій з зовнішнім роговим шаром. Товщина епідермісу становить від 0,02 мм до 2,4 мм у різних частинах тіла. Нижній шар епідермісу лежить на базальній мембрані. Він містить меланоцити - клітини, які захищають шкіру від шкідливих ефектів сонячних променів. Внутрішня зона - дерма - товщина від 0,5 мм до 5 мм. Саме там розташовані кровоносні судини.

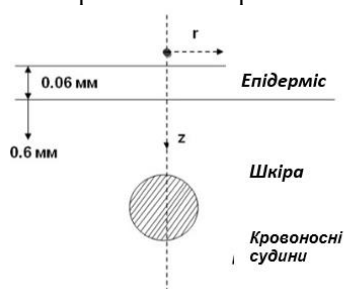


Рисунок 1 - Модель шкіри та кровоносних судин в підшкірній тканині

Для досягнення позитивних результатів у профілактиці та лікуванні захворювань людини за допомогою світла необхідно вибрати як оптимальну вихідну потужність світла, так і оптимальний діапазон застосовуваного випромінювання. Це пов'язано з тим, що поглинання світла в організмі людини відбувається на молекулярному рівні, і

фотохімічна конверсія може відбутися лише під впливом світла, який поглинається молекулами речовини (перший закон фотохімії - закон Гротгуса-Дрепера). Випромінювання хвиль з різною довжиною проникає в біологічну тканину на різних глибинах. Глибина проникнення збільшується разом з довжиною хвилі. Наприклад, глибина проникнення випромінювання (з рівнем 0,1 початкової інтенсивності) від ультрафіолетової до оранжевої частини оптичного спектру поступово збільшується від 1-20 мікронів до 2,5 мм і різко піднімається до 20-30 мм у червоній частині спектра. Інфрчервоне випромінювання з довжиною хвилі від 0,76 до 1,5 мкм погано поглинається біологічною тканиною і, таким чином, глибоко проникає в неї (до 50-70 мм).

Оскільки найбільш практичними засобами фототерапії в практичній медицині є джерела червоного світла (630-660 нм), були проведені розрахунки для такого випромінювання. Товщина епідермісу становить 0,6 мм, коефіцієнт поглинання червоного світла відповідно до [4] дорівнює $3,5 \text{ мм}^{-1}$. Частка енергії, поглиненої в цьому шарі, невелика, тому ми можемо ігнорувати присутність шару і розглядати тканину як однорідне тіло.

Зміна інтенсивності вздовж осі z (всередині тіла) описується законом Бугера:

$$I(z) = I_0 e^{-\frac{z}{\delta}}$$

де δ - глибина проникнення світла на $1/e$ рівні.

Щільність об'єму джерел тепла в цьому випадку визначається формулою:

$$S(z, t) = \frac{I_0}{\delta} e^{-\frac{z}{\delta}}$$

Теплове перенесення струмом крові розглядається як наявність негативних джерел тепла [2, 6] з об'ємною щільністю

$$S_{blood}(z, t) = c\rho[\rho_{blood} f(T_{blood} - T)]$$

де c - питома теплоємність тканини, ρ - щільність тканини, ρ_{blood} - щільність крові, T_{blood} - температура крові, T - «холодна» температура тканини, f - щільність кровообігу в тканині. Останній індикатор вимірюється в мл/(хв·100 гр) або $\text{см}^3/(\text{с}\cdot\text{гр})$ [7] і складає об'єм крові, яку несуть в одиницю часу 1 або 100 грамів тканини.

Головним механізмом теплопередачі в тканинах є теплопровідність. Одновимірне рівняння, використовуване в дослідженні, має вигляд [8]:

$$\frac{\partial^2 T(z, t)}{\partial z^2} - \frac{1}{a} \frac{\partial T(z, t)}{\partial t} = -\frac{S(z, t) - S_{blood}(z, t)}{k}$$

де $a = k/(c\rho)$ - коефіцієнт дифузійності, $S(z, t)$ - щільність об'єму внутрішніх джерел тепла, $S_{blood}(z, t)$ - щільність об'єму тепла, видаленого

кровообігом, k - коефіцієнт теплопровідності.
Початкова умова: $T(z,0) = 0$, граничні умови:

$$\frac{\partial T(0,t)}{\partial z} = 0; \quad T(\infty,t) = 0$$

Вони вказують на відсутність теплообміну між гарячою поверхнею і середовищем з нульовою температурою глибоко в тілі.

Наступні дані по теплових параметрах шкіри використовувалися в обчисленнях [7]:

$k = 0.5 \text{ W/(mdeg)}$, $c = 3500 \text{ J/(kgdeg)}$, $\rho = 1100 \text{ кг/м}^3$, $\rho_{\text{blood}} = 1060 \text{ кг/м}^3$.

Щільність кровообігу в шкірних судинах f , згідно [6, 7], дорівнює 15 мл / (хв 100 г). У одиницях СІ $f = 2.5 \cdot 10^{-6} \text{ м}^3 / (\text{кг} \cdot \text{с})$.

Джерело світла - світлодіод 5 мм в діаметрі, потужність - 10 мВт, довжина хвилі випромінювання - 600 нм. Інтенсивність випромінювання $I_0 = 500 \text{ W/м}^2$. Глибина проникнення в червоному спектрі (630 нм) $\delta = 10 \text{ мм}$.

Результати досліджень

Рис. 2 показує розрахункові криві температурної зміни в опроміненій тканині людського тіла на різних глибинах при нормальному кровообігу (безконтактне виділення, відсутність вазопатії). Вісь ординати представляє збільшення температури тканини опромінення відносно початкової температури (приблизно 36°C).

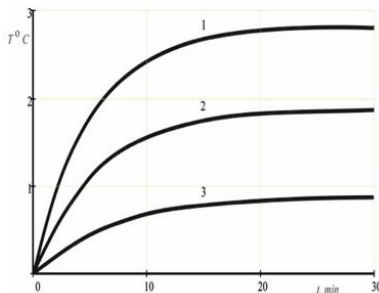


Рисунок 2 - Температурно-разова зміна в опроміненій тканині при нормальній швидкості кровообігу $2.5 \cdot 10^{-6} \text{ м}^3 / (\text{кг} \cdot \text{с})$ на різних глибинах z :
крива 1 - $z = 1 \text{ мм}$, крива 2 - $z = 10 \text{ мм}$,
крива 3 - $z = 20 \text{ мм}$.

Обчислення показують, що збільшення температури тканини є незначним - менше ніж 30°C. Зміна в температурі тканини в початкових моментах часу відбувається майже лінійно, і потім поступово досягає насиченості. Максимальний кут нахилу до горизонтальної осі має крива, що описує залежність температури зовнішнього шару тканини.

Рис. 3 показує розрахункові криві розподілу температури опроміненої тканини детально в різні моменти часу при нормальній швидкості кровообігу.

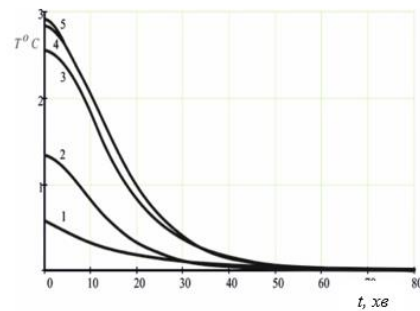


Рисунок 3 - Розподіл температури опроміненої тканини при нормальній швидкості кровообігу $2.5 \cdot 10^{-6} \text{ м}^3 / (\text{кг} \cdot \text{с})$: крива 1 - $t = 1$ хвилина, крива 2 - $t = 3$ хвилини, крива 3 - $t = 5$ хвилин, крива 4 - $t = 20$ хвилин, крива 5 - $t = 1$ година

Обчислення показує досить глибокий розподіл температурної передньої сторони в тканині - до 60 мм. Час для встановлення постійного розподілу температури в опроміненій тканині складає 30 хвилин. В разі зменшення швидкості кровообігу (компресійне і контактне опромінення, вазопатія), ситуація в області опромінення значно змінюється. Рис. 4 показує розрахункові температурно-разові криві для опроміненої тканини при швидкості кровообігу $0.25 \cdot 10^{-6} \text{ м}^3 / (\text{кг} \cdot \text{с})$. Швидкість кровообігу є в 10 разів меншою за нормальне значення.

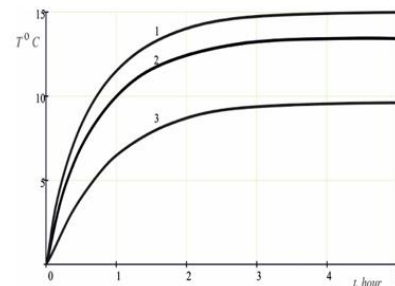


Рисунок 4 - Температурно-разова зміна в опроміненій тканині при швидкості кровообігу $0.25 \cdot 10^{-6} \text{ м}^3 / (\text{кг} \cdot \text{с})$ на різних глибинах z :
крива 1 - $z = 1 \text{ мм}$, крива 2 - $z = 10 \text{ мм}$,
крива 3 - $z = 20 \text{ мм}$.

Температурна зміна в тканині в початкові моменти часу, як і при нормальній швидкості, є майже лінійною, і потім поступово досягає насиченості. Максимальний кут нахилу до горизонтальної осі також має крива, що описує температурну залежність зовнішнього шару тканини. Проте встановлення фіксованої температури тканини в зоні опромінення відбувається тепер набагато повільніше (3 години замість 30 хвилин). В той же час тканина набагато більш нагрівається. Біля поверхні температура підвищується до 15°C. Це означає, що абсолютна температура зовнішнього шару тканини перевищує 50°C, що може привести до опіку. Температура розповсюджується глибше в тканині - до 100 мм (рис. 5).

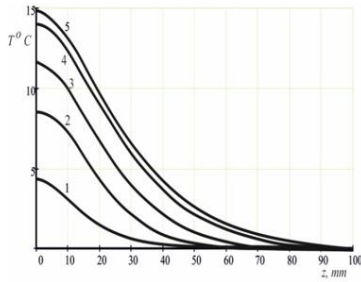


Рисунок 5 – Розподіл по глибині температури тканини при швидкості кровообігу $0,25 \cdot 10^{-6} \text{ м}^3 / (\text{кг} \cdot \text{с})$: крива 1 - $t = 10$ хвилини, крива 2 - $t = 30$ хвилини, крива 3 - $t = 1$ година, крива 4 - $t = 2$ години, крива 5 - $t = 3$ години.

Рис. 6 показує розрахункові криві встановленої температури поверхні шкіри і швидкості кровообігу в різній світлодіодній радіаційній силі. При низькому кровообігу (у 20 разів повільнішому, ніж нормальний) при нагріванні емітентами на 5 мВт, поверхня шкіри має 15 градусів (крива 3), емітентами на 10 мВт - 25 градусів (крива 2), і емітентами на 20 мВт - 55 градусів (крива 1).

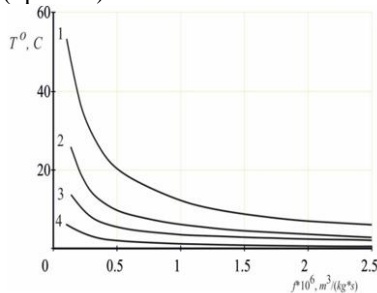


Рисунок 6 – Залежність температури поверхні шкіри від швидкості кровообігу при різній потужності випромінювання. Крива 1 - $P = 20$ мВт, крива 2 - $P = 10$ мВт, крива 3 - $P = 5$ мВт, крива 4 - $P = 2,5$ мВт

Таке перегрівання шкіри, очевидно, викличе опік шкіри. Тільки використання світлодіодів з радіаційною силою менше ніж 2,5 мВт усуває ризик опіку при будь-якому методі опромінення, включаючи стискування (крива 4), оскільки в цьому випадку поверхня шкіри нагрівається лише на 6 градусів. Швидкість кровообігу, що становить більш ніж 20% нормального значення, гарантує відсутність ризику опіків від світлодіодів на 10 мВт, і швидкість кровообігу більш ніж 50% нормального значення дозволяє використовувати безпечно світлодіоди на 20 мВт. Залежність часу встановлення температури опроміненої поверхні шкіри від швидкості кровообігу ілюструється кривою на рис. 7. Цей час складає 20-30 хвилин при нормальній швидкості кровообігу і збільшується до декількох годин при зниженій швидкості [10,11].

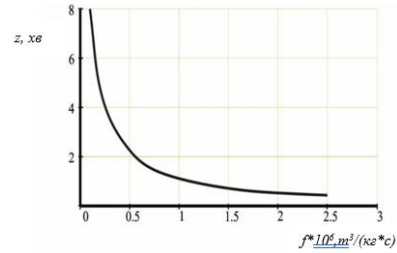


Рисунок 7 - Залежність часу встановлення температури опроміненої поверхні шкіри від швидкості кровообігу

Такий характер кривої є наслідком зменшення швидкості кровообігу одночасно із збільшенням долі енергії в зоні опромінення, віддаленою теплопровідністю підшкірної тканини. Аналіз залежностей, представлених на рис. 6 і рис. 7, показує, що суттєвими є три параметри проведення безпечного низько-інтенсивного світлолікування: швидкість кровообігу в зоні опромінення, характеристики джерела світла і час опромінення. Оскільки швидкість кровообігу зазвичай задана, слід обирати характеристики джерела світла і час опромінення відповідно до третього закону фотохімії, закону Бунзена – Роско. Згідно з цим законом, кількість продукту фотохімічної реакції пропорційна добутку інтенсивності випромінювання на час його дії [12, 13].

Висновки

1. Міра нагрівання шкіри пацієнта в зоні опромінення під час низько-інтенсивного світлолікування залежить від швидкості кровообігу, характеристик джерела і часу опромінення.

2. Безпечне низько-інтенсивне світлолікування вимагає вибору характеристик джерела світла і часу опромінення відповідно до закону Бунзена – Роско на основі швидкості кровообігу в зоні опромінення.

3. Використання світлодіодів з інтенсивністю випромінювання менше ніж 2,5 мВт для світлолікування є абсолютно безпечним і при використанні контакту, і при використанні компресійного методу, і для областей опромінення з пониженим кровообігом.

Наукова новизна. Розроблено та досліджено математичну модель для аналізу нагрівання шкіри людини і сусідніх внутрішніх шарів за допомогою LED-випромінювання.

Практична цінність. Показано, що аномальний кров'яний потік завдяки компресії тканини може приводити до значного нагрівання тіла. Це можливо навіть при використанні низькоінтенсивних LED на рівні 2,5-30 mW

Список літератури

1. Владимиров Ю.А. Три гипотезы о механизме действия лазерного облучения на клетки и организм человека// Эффективная медицина: Сб. статей. - М., 1994. - С. 51-67
2. Владимиров Ю.А., Потапенко А.Я. Физико-химические основы фотобиологических процессов. - М.: Высшая школа, 1989 - 175 с.
3. Воробьева Л.Н., Веселовский А.Б., Власов Д.Т. Влияние светодиодного излучения на состояние микроциркуляции// Проблемы лазерной медицины. Материалы 4 еждународного конгресса. — М.-Видное, 1997. — С. 247.
4. Никитина М.В. Принципы построения и аппаратурная реализация оптико-электронных устройств на основе некогерентных источников излучения для медицины // Диссертация на соискание ученой степени канд. технических наук, М.: 2005 – 212 с.
5. Allen, J., "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurements," *Allen . Physiol. Meas.* 28, 21-39 (2007).
6. Страфун С.С., Нікітін П.В. та ін. Консервативна терапія в комплексному лікуванні місцевого гіпертензивного ішемічного синдрому (компартмент синдрому) при переломах кісток кінцівок // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2005. - № 2.- с. 39-42.
7. Лазерні медичні технології : навчальний посібник / [Готра З. Ю., Павлов С. В., Микитюк З. М. та ін.] – Вінниця : ВНТУ, 2017. – 158.
8. 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.
9. Pavlov S.V., Kozhemiako V.P., Kolesnik P.F., Kozlovskaya T.I., Dumenko V.P., Physical principles of biomedical optics, NTB, Vinnitsa, 2010.
10. Hsu E, Cohen SP. Postamputation pain: epidemiology, mechanisms, and treatment. *J Pain Res.* 2013; 6: 121–136. doi: 10.2147/JPR.S32299
11. 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.
12. 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.*
13. 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.*
14. 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.*

References

1. Vladimirov, Yu.A. (1994). Three hypotheses on the mechanism of action of laser irradiation on cells and the human body [*Tri gipotezy o mekhanizme deystviya lazernogo oblucheniya na kletki i organizm cheloveka*]. Effective Medicine: Sat. articles. Moscow.p. 51-67
2. Vladimirov, Yu.A., Potapenko, A.Ya. (1989). Physicochemical fundamentals of photobiological processes [*Fiziko-khimicheskiye osnovy fotobiologicheskikh protsessov*]. Moscow: Higher school. 175 p.
3. Vorobyeva, L. N., Veselovsky, A. B., Vlasov, D. T. (1997). The effect of LED radiation on the state of microcirculation [*Vliyaniye svetodiodnogo izlucheniya na sostoyaniye mikrotsirkulyatsii*].// *Problemy lazernoy meditsiny*. Problems of laser medicine. Materials of the 4th International Congress. – Moscow -Vidnoe. p. 247.
4. Nikitina, M.V. (2005) The principles of construction and hardware implementation of optoelectronic devices based on incoherent radiation sources for medicine [*Pryntsypy postroyeniya y apparaturnaya realizatsiyya optiko-élektronnykh ustroystv na osnove nekoherentnykh ystochnykov yzlucheniya dlya medytstsyny*] // The dissertation for the degree of Cand. Technical Sciences, Moscow. 212 p.
5. Allen, J. (2007) Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurements. *Allen. Physiol. Meas.* 28, p.21-39.
6. Strafun, S.S., Nikitin, P.V. (2005) Conservative therapy in a comprehensive treatment of multiple hypertensive ischemic syndrome (compartment syndrome) in case of fractures of the extremity bones [*Konservatyvna terapiya v kompleksnomu likuvanni mistsevooho hipertenzivnooho ishemichnooho syndromu (kompartment syndromu) pry perelomakh kistok kintsivok*]. News of orthopedics, traumatology and prosthetics. No. 2, p. 39-42.

7. Gotra, Z. Yu., Pavlov, S.V., Mikityuk, Z. M. (2017). Laser medical technology: a textbook [*Lazerni medychni tekhnolohiyi : navchal'nyy posibnyk*]. Vinnitsya: VNTU. 158 p.
8. Drexler, M., Rutenberg, T.F., Rozen N. (2017). Single minimal incision fasciotomy for the treatment of chronic exertional compartment syndrome: outcomes and complications. *Arch Orthop Trauma Surg.*No 137 (1)/ p. 73-79.
9. Pavlov, S.V., Kozhemiako, V.P., Kolesnik, P.F., Kozlovska, T.I., Dumenko, V.P., (2010). Physical principles of biomedical optics, NTB, Vinnitsa.
10. Hsu, E., Cohen, S.P. (2013). Postamputation pain: epidemiology, mechanisms, and treatment *J Pain Res.* No6, p. 121–136.
11. Pedowitz, R.A., Hargens, A.R., Mubarak, S.J., Gershuni, D.H. (1990). Modified criteria for the objective diagnosis of chronic compartment syndrome of the leg. *Am J Sports Med.* No 18 (1). p. 35-40.
12. Kozlovska, T.I., Sander S.V., Zlepko, S.M., Vasilenko, V.B., Pavlov, V.S. (2016). 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.*
13. Sander, S.V., Kozlovska, T.I., Vasilenko, V.B., Pavlov, V.S., Klapouschak, A.Y. (2015). Laser photoplethysmography in integrated evaluation of collateral circulation of lower extremities, *Proc. SPIE 9816, Optical Fibers and Their Applications.*
14. Zlepko, S., Sander, S., Kozlovska, T., Pavlov, V., Wójcik, W., Yesmakhanova, L., Zhirnova, O. (2017). 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*, No 5, p. 92-95.

Надійшла до редакції 30.08.2019

З.Ю.ГОТРА, С.В.ПАВЛОВ, С.М.ЗЛЕПКО, А.Ю.КЛАПОУЩАК, А.М.КОРОБОВ, Т.И. КОЗЛОВСЬКА

Национальный университет «Львовская Политехника», Винницкий национальный технический университет, Харьковский национальный университет им. В.Н. Каразина

МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ДЛЯ АНАЛИЗА НАГРЕВА КОЖИ ЧЕЛОВЕКА И СОСЕДНИХ ВНУТРЕННИХ СЛОЕВ С ПОМОЩЬЮ LED-ИЗЛУЧЕНИЯ

В работе предложена математическая модель процесса нагревания кожи человека и соседних внутренних слоев с помощью LED-излучения, которое используется в устройствах для профилактики и лечения различных болезней. Показано, что аномальный кровяной поток благодаря компрессии ткани может приводить к значительному нагреву тела. Это возможно даже от использования низкоинтенсивных LED на уровне 2,5-30 мВт.

Ключевые слова: светодиодные и лазерные источники излучения, квантово-размерные структуры физиотерапевтический влияние, микроциркуляция, фотобиологический эффект, лечебные процедуры.

Z.YU.GOTRA, S.V.PAVLOV, S.M.ZLEPKO, F.YU.KLAPOUSCHAK, F.M.KOROBOW, T.I.KOZLOVSKA

National University «Lvivska Politechnika», Vinnytsia National Technical University, Kharkiv national University by V.N.Karazin

MATHEMATICAL MODEL FOR ANALYSIS OF HEATING OF HUMAN SKIN AND ADJACENT INNER LAYERS BY MEANS OF LED RADIATION

The mathematical model of the process of heating human skin and adjacent inner layers by means of LED radiation, which is used in devices for the prevention and treatment of various diseases, is proposed. It has been shown that abnormal blood flow due to tissue compression can lead to significant body heat. This is even possible from the use of low-intensity LEDs at 2.5-30 mW. The extent of the patient's skin being heated in the irradiation area during low-intensity phototherapy depends on the rate of blood flow, the power of the radiation source, and the time of irradiation. Safe low-intensity phototherapy requires the choice of light source power and exposure time according to Bunsen-Roscoe law, based on the rate of blood flow in the irradiation zone. The use of LEDs with a radiation intensity of less than 2.5 mW for phototherapy is absolutely safe both when using the contact and when using the compression method and areas of low blood circulation. A mathematical model for the analysis of heating of human skin and adjacent inner layers by means of LED radiation was developed and investigated.

Keywords: LED and laser radiation sources, quantum-size structures, physiotherapeutic effect, microcirculation, photobiological effect, therapeutic procedures.