

ТЕПЛОВЫЕ ПРОЦЕССЫ В КОЖЕ ЧЕЛОВЕКА ПРИ ОБЛУЧЕНИИ СВЕТОДИОДАМИ

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

¹Харьковский национальный университет имени В.Н.Каразина, Харьков, Украина

²Национальный фармацевтический университет, Харьков, Украина

kokodiyng@gmail.com

Введение. Фундаментальные исследования уже давно показали перспективность и высокую результативность использования излучения видимого диапазона спектра на биологические объекты. Так как одним из факторов воздействия является тепло от источника излучения, мы в этой статье обзорно рассмотрим тепловые процессы в коже человека при облучении и проанализируем влияние скорости кровотока в системе кровообращения на нагрев облучаемого светодиодами участка кожи и подкожных слоев.

В качестве источника излучения рассматривается светодиод.

Математическая модель. В литературе, посвященной проблеме воздействия электромагнитного излучения можно встретить описание разных моделей строения кожи человека (семислойная и трехслойная).

В наших исследованиях использовалась трехслойная модель, согласно которой в коже выделяются три части. Верхняя часть – эпидермис – представляет собой многослойный эпителий, наружный слой которого – роговой. Толщина эпидермиса – от 0,02 мм до 2,4 мм в различных частях тела. Нижний слой эпидермиса лежит на базальной мембране. В ней находятся клетки-меланоциты, защищающие кожу от вредного действия солнечных лучей. Внутренняя кожа – дерма – имеет толщину от 0,5 мм до 5 мм. В ней располагаются кровеносные сосуды.

Была решена тепловая задача о нагреве полубесконечного тела излучением светодиодов, проникающим в тело на некоторую глубину. Учитывается, что внутри тела находятся кровеносные сосуды. Отвод тепла, вызванного поглощением излучения, определяется скоростью кровотока. Несмотря на простоту этой модели, с ее помощью получены данные, позволившие сформулировать некоторые рекомендации, относящиеся к режиму облучения ткани светодиодами.

Важную роль играет глубина проникновения излучения в биоткань. Она увеличивается с увеличением длины волны излучения. Так, глубина проникновения излучения от ультрафиолетовой до оранжевой части оптического спектра постепенно увеличивается от 1–20 мкм до 2,5 мм, с резким увеличением глубины проникновения в красной части (до 20–30 мм). Коротковолновое инфракрасное излучение с длинами волн от 0,76 до 1,5 мкм относительно поглощается биологическими тканями, и поэтому проникает в них глубоко (до 3–7 см).

В экспериментах использовались красные светодиоды. Толщина эпидермиса принята равной 0,6 мм, коэффициент поглощения красного света в нем равен $3,5 \text{ мм}^{-1}$. Доля энергии, поглощенной в этом слое мала, поэтому наличие слоя можно не учитывать, а считать ткань однородным телом.

Расчеты. При расчетах были использованы следующие данные о теплофизических параметрах кожи: $k = 0,5 \text{ Вт/(м град)}$, $c = 3500 \text{ Дж/(кг град)}$, $\rho = 1100 \text{ кг/м}^3$, $\rho_{\text{blood}} = 1060 \text{ кг/м}^3$.

Плотность кровотока в сосудах дермы f равна $15 \text{ мл/(мин} \cdot 100 \text{ г)}$. В единицах СИ

$$f = 2,5 \cdot 10^{-6} \text{ м}^3/(\text{кг} \cdot \text{с}).$$

Источник излучения – светодиод с апертурой диаметром 5 мм. Мощность излучения – 10 мВт, максимум излучения – на длине волны 630 нм. Интенсивность излучения I_0 получается равной 500 Вт/м^2 . Глубина проникновения излучения красного светодиода $\delta = 10 \text{ мм}$.

Выводы. При облучении кожи человека светодиодами ее нагрев сильно зависит от скорости потока крови в облучаемых тканях. Даже при небольшой мощности (10 мВт) нагрев может достигать 50° C , если кровообращение затруднено (например, при некотором нажатии на кожу). При таком нагреве может наблюдаться покраснение кожи и даже ожог.

Ключевые слова: кожа человека, тепловые процессы, светодиодное излучение.

Введение

В результате фундаментальных исследований действия света на биологические объекты в НИЛ квантовой биологии и квантовой медицины ХНУ имени В.Н.Каразина разработаны фототерапевтические методы профилактики и лечения заболеваний человека с помощью облучения тела лазерами и светодиодами и приборы, использующие эти методы. Одним из главных видов воздействия излучения светодиодов на биологический объект является его нагрев. Поэтому

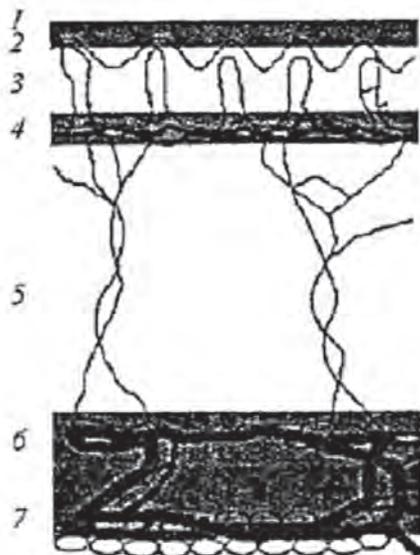


Рис. 1. Модель кожи (7 слоев) [1].

1 – роговой слой, 2 – эпидермис, 3 – капиллярная (верхняя) дерма, 4 – верхнее сплетение микрососудов, 5 – ретикулярная (нижняя) дерма, 6 – глубокое сосудистое сплетение, 7 – гиподерма

анализ тепловых процессов в объекте – важная составляющая изучения влияния излучения.

При испытаниях одного из разработанных в НИЛ приборов было обнаружено, что в условиях сжатия исследуемого объекта, когда движение крови по сосудам затруднено, возникает перегрев поверхности кожи.

Поэтому целью описанных ниже исследований был анализ влияния скорости кровотока в системе кровообращения на нагрев облучаемого светодиодами участка кожи и подкожных слоев.

Математическая модель

В литературе, посвященной проблеме воздействия электромагнитного излучения на кожу, используются различные модели строения кожи. В работе [1] принята семислойная модель (рис. 1).

В работе [2] используется трехслойная модель (рис. 2). Считается, что кожа состоит из эпидер-

миса и дермы. Электромагнитное излучение сначала проходит через эпидермис, где наибольший коэффициент поглощения имеет меланин, поэтому оптические свойства эпидермиса считаются равными свойствам меланина. Пройдя часть излучения попадает в дерму, где поглощается преимущественно гемоглобином, присутствующим в поверхностном слое дермы. Пройдя далее излучение диффузно отражается от коллагена, присутствующего в остальной части дермы, и снова проходит через слои гемоглобина и меланина, частично поглощаясь в них.

В наших исследованиях использовалась модель, показанная на рис. 3 [3, 4]. В коже выделяются три части. Верхняя часть – эпидермис – представляет собой многослойный эпителий, наружный слой которого – роговой слой. Толщина эпидермиса – от 0,02 мм до 2,4 мм в различных частях тела. Нижний слой эпидермиса лежит на базальной мембране. В ней находятся клетки-меланоциты, защищающие кожу от вредного действия солнечных лучей. Внутренняя кожа – дерма – имеет толщину от 0,5 мм до 5 мм. В ней располагаются кровеносные сосуды.

Была решена тепловая задача о нагреве полубесконечного тела излучением светодиодов, проникающим в тело на некоторую глубину. Учитывается, что внутри тела находятся кровеносные сосуды. Отвод тепла, вызванного поглощением излучения, определяется скоростью кровотока. Несмотря на простоту этой модели, с ее помощью получены данные, позволившие сформулировать некоторые рекомендации, относящиеся к режиму облучения ткани светодиодами.

Важную роль играет глубина проникновения излучения в биоткань. Она увеличивается с

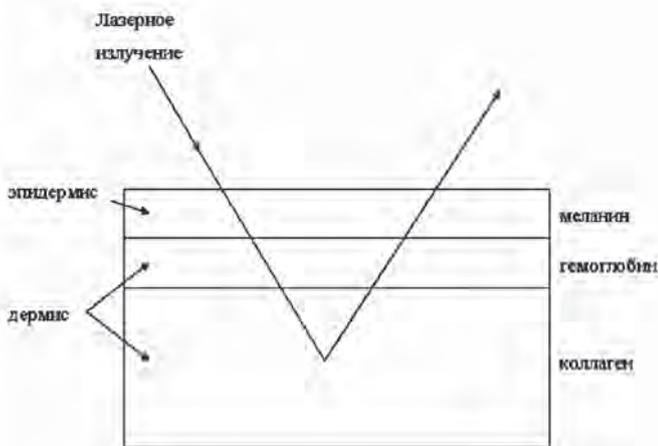


Рис. 2. Модель кожи (3 слоя) [2]

увеличением длины волны излучения. Так, глубина проникновения излучения (по уровню 0,1

от начальной интенсивности) от ультрафиолетовой до оранжевой части оптического спектра постепенно увеличивается от 1–20 мкм до 2,5 мм, с резким увеличением глубины проникновения в красной части (до 20–30 мм). Коротковолновое инфракрасное излучение с длинами волн от 0,76 до 1,5 мкм относительно поглощается биологическими тканями, и поэтому проникает в них глубоко (до 3–7 см) – рис. 4.

В экспериментах использовались светодиоды, излучающие в красном диапазоне спектра (630 нм). Толщина эпидермиса принята равной



Рис. 3. Модель, учитывающая расположение кровеносных сосудов в подкожных тканях

0,6 мм, коэффициент поглощения красного света в нем согласно [3] равен $3,5 \text{ мм}^{-1}$. Доля энергии, поглощенной в этом слое, мала, поэтому наличие слоя можно не учитывать, а считать ткань однородным телом.

Изменение интенсивности вдоль оси z (вглубь тела) описывается законом Бугера:

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

где δ – глубина проникновения излучения по уровню $1/e$.

Объемная плотность источников тепла в этом случае определяется формулой:

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

Отвод тепла кровотоком будем учитывать как отрицательные источники тепла [1, 5] с объемной плотностью:

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

где c - удельная теплоемкость ткани, ρ - плотность ткани, ρ_{blood} - плотность крови, T_{blood} - температура крови, T - температура «холодной» ткани, f - плотность кровотока в ткани. Последняя величина измеряется в мл/(мин·100 г) или $\text{см}^3/(\text{с}\cdot\text{г})$ [6]

и представляет собой объем крови, переносимый в секунду в 1 грамме ткани.

Основным механизмом переноса тепла к тканям является теплопроводность. Одномерное уравнение, которое использовалось при исследованиях, имеет следующий вид [7]:

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

где $S(z, t)$ - объемная плотность внутренних источников тепла, $S_{blood}(z, t)$ - объемная плотность отвода тепла кровотоком, $a = k/(c\rho)$ - коэффициент температуропроводности, k - коэффициент теплопроводности, c - удельная теплоемкость, ρ - плотность ткани.

Начальное условие – $T(z, 0) = 0$.

Граничные условия –

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

и $T(\infty, t) = 0$.

Они означают отсутствие теплообмена между нагреваемой поверхностью и окружающей средой и нулевую температуру в глубине тела.

Результаты расчетов

При расчетах были использованы следующие данные о теплофизических параметрах кожи [3]:

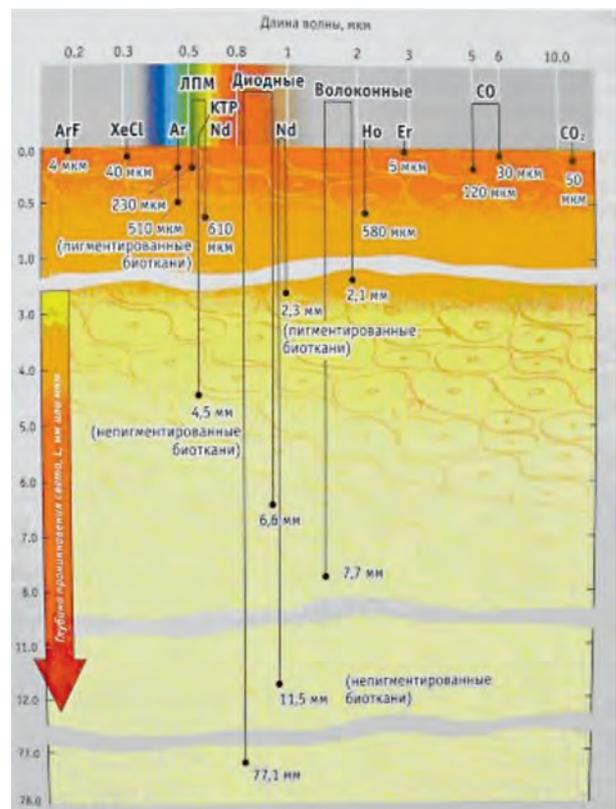


Рис. 4. Глубина проникновения лазерного излучения в биоткань

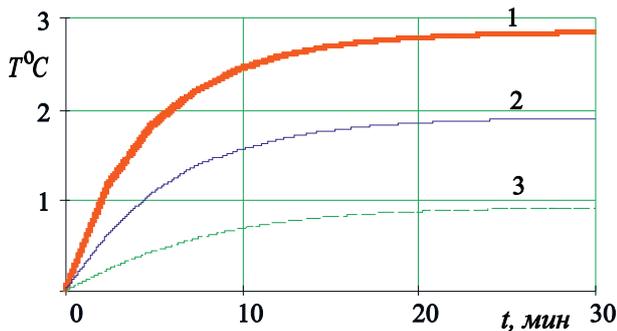


Рис. 5. Изменение температуры кожи во времени при скорости кровотока $2,5 \cdot 10^{-6} \text{ м}^3/(\text{кг} \cdot \text{с})$
1 – на глубине $z = 1 \text{ мм}$, 2 – $z = 10 \text{ мм}$, 3 – $z = 20 \text{ мм}$.

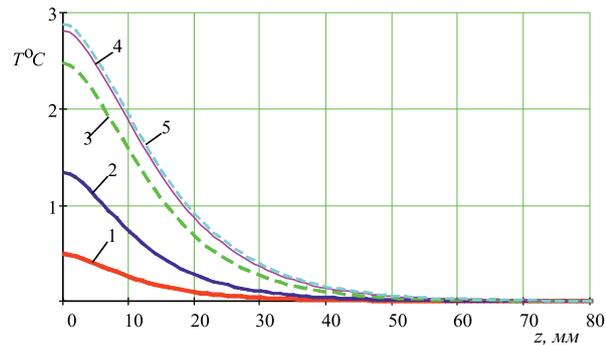


Рис. 6. Распределение температуры по глубине кожи при скорости кровотока $2,5 \cdot 10^{-6} \text{ м}^3/(\text{кг} \cdot \text{с})$
1 – время $t = 1 \text{ мин.}$, 2 – $t = 3 \text{ мин.}$, 3 – $t = 5 \text{ мин.}$,
4 – $t = 20 \text{ мин.}$, 5 – $t = 1 \text{ час.}$

$$k = 0,5 \text{ Вт}/(\text{м град}), c = 3500 \text{ Дж}/(\text{кг град}),$$

$$\rho = 1100 \text{ кг}/\text{м}^3, \rho_{\text{blood}} = 1060 \text{ кг}/\text{м}^3.$$

Плотность кровотока в сосудах дермы f согласно [5, 6] равна $15 \text{ мл}/(\text{мин} \cdot 100 \text{ г})$. В единицах СИ

$$f = 2,5 \cdot 10^{-6} \text{ м}^3/(\text{кг} \cdot \text{с}).$$

Источник излучения – светодиод с апертурой диаметром 5 мм . Мощность излучения – 10 мВт , максимум излучения – на длине волны 630 нм . Интенсивность излучения I_0 получается равной $500 \text{ Вт}/\text{м}^2$.

Глубина проникновения излучения красного диапазона спектра $\delta = 10 \text{ мм}$.

На рис. 5 показано, как меняется температура в ткани на различной глубине. По оси ординат отложено повышение температуры по отношению к начальной (около 36° C). Оно невелико – меньше 3° C . Температура устанавливается медленно – в течение 20 мин . Это объясняется малой теплопроводностью кожи ($a = k/(c\rho) = 1,3 \cdot 10^{-7} \text{ м}^2/\text{с}$), что на два порядка меньше, чем, например, у металлов, а также не очень сильным отводом тепла кровью.

На рис. 6 показано распределение температуры по глубине ткани в разные моменты времени.

Тепло проникает довольно глубоко – до 60 мм . Процесс распространения тепла со временем прекращается – через 20 мин . и через 1 час распределение температуры почти одинаково. Через 30 мин. распределение температуры устанавливается и далее не меняется.

На рис. 7 показан временной ход температуры в условиях, когда кровотока по сосудам затруднен – скорость потока в 10 раз меньше нормальной скорости. Установление температуры теперь происходит значительно медленнее – стационарное значение достигается через 3 часа вместо 30 мин . Кожа нагревается сильнее. Вблизи поверхности повышение температуры достигает 15° C , то есть абсолютное значение температуры составляет 50° C . При такой температуре происходят сильные изменения структуры кожи, может возникнуть ожог.

Тепло проникает в ткань глубже – до 100 мм , и прогрев по этому объему получается сильный (рис. 8).

На рис. 9 показана зависимость установившейся температуры на поверхности кожи от скорости кровотока. При уменьшении скорости потока нагрев растет – сначала медленно, затем все быстрее.

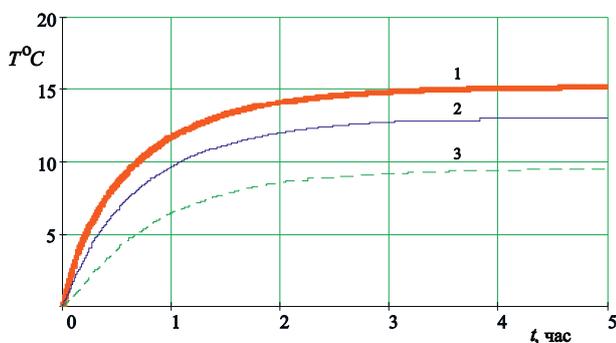


Рис. 7. Изменение температуры кожи во времени при скорости кровотока $0,25 \cdot 10^{-6} \text{ м}^3/(\text{кг} \cdot \text{с})$
1 – на глубине $z = 1 \text{ мм}$, 2 – $z = 10 \text{ мм}$, 3 – $z = 20 \text{ мм}$.

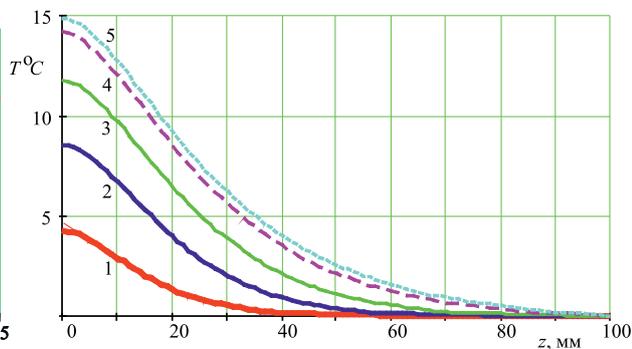


Рис. 8. Распределение температуры по глубине кожи при скорости кровотока $0,25 \cdot 10^{-6} \text{ м}^3/(\text{кг} \cdot \text{с})$
1 – время $t = 10 \text{ мин.}$, 2 – $t = 30 \text{ мин.}$, 3 – $t = 1 \text{ час.}$,
4 – $t = 2 \text{ часа.}$, 5 – $t = 3 \text{ часа.}$

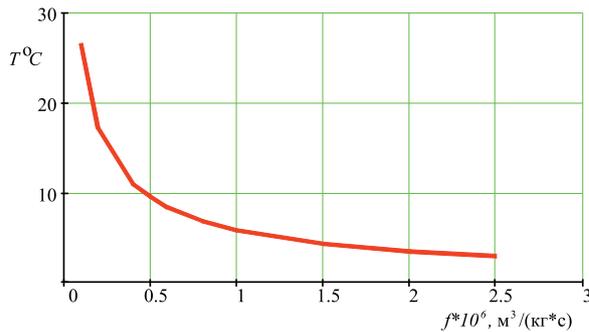


Рис. 9. Зависимость повышения температуры ткани от скорости теплообмена

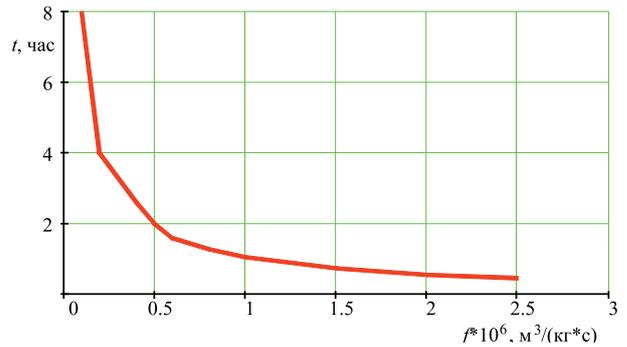


Рис. 10. Зависимость времени установления температуры от скорости теплообмена

Подобная зависимость у времени установления температуры (рис.10). При нормальной скорости кровотока она составляет 20-30 мин., а при уменьшении скорости потока возрастает до нескольких часов.

Выводы

При облучении кожи человека светодиодами ее нагрев сильно зависит от скорости кровотока в облучаемых тканях. Даже при небольшой мощности (10 мВт) нагрев может достигать 50° С, если кровообращение затруднено (например, при контактном облучении с компрессией). При таком нагреве может наблюдаться покраснение кожи и даже ожог.

Литература

1. Сетейкин А.Ю. Модель расчета температурных полей, возникающих при воздействии лазерного излучения на многослойную биоткань // оптический журнал. – 2005. – Т.72, №7. – С.42-47.
2. Dolotov L.T., Sinichkin Yu.P., Tuchin V.V., Uts S.R., Altshuler G.B., Yaroslavsry I.V. Design and evaluation of a novel portable erythema-melanin-meter // Laser in Surgery and Medicine. – 2004. – Vol.34. – P.127-135/
3. Пушкарева А.Е. Методы математического моделирования в оптике биоткани: учебное пособие. СПб: СПбГУИТМО, 2008. – 103 с.
4. Астафьева Л.Г., Желтов Г.И., Рубанов А.С. Моделирование процесса нагрева сосудов крови лазерным излучением // Оптика и спектроскопия. – 2001. – Т.90, №2. – С.287-292.
5. Smithies D.,J., Butler P.H. Modelling the distribution of laser light in port-wine stains with the Monte Carlo method // Physics in Medicine and Biology. – 1995. – Vol. 40. – P. 701-733.
6. Valvano J.W. Tissue thermal properties and perfusion // Optical-thermal response of laser-irradiated tissue / Ed. by Welch A.J. and van Gemert M.J.C. – N.Y., 1995. – P. 445-488.
7. Лыков А.В. Теория теплопроводности. – М.: Высшая школа, 1967. – 600 с.

ТЕПЛОВІ ПРОЦЕСИ В ШКІРІ ЛЮДИНИ ПРИ ОПРОМІНЕННІ СВІТЛОДІОДАМИ

^{1,2}Кокодій Н.Г., ²Тіманюк В.А., ¹Коробов А.М.

¹Харківський національний університет імені В.Н. Каразіна, Харків, Україна

²Національний фармацевтичний університет, Харків, Україна
kokodiyn@gmail.com

Фундаментальні дослідження вже давно показали перспективність і високу результативність використання випромінювання видимого діапазону спектра на біологічні об'єкти. Одним із чинників впливу від джерела випромінювання є тепло. Ми в цій статті оглядово розглянемо теплові процеси в шкірі людини при опроміненні та проаналізуємо вплив швидкості кровотоку в системі кровообігу на нагрів ділянки шкіри і підшкірних шарів, що опромінюються.

Як джерело випромінювання розглядається світлодіод.

Математична модель. У літературі, присвяченій проблемі впливу електромагнітного випромінювання можна зустріти опис різних моделей будови шкіри людини (семішарова і тришарова).

У наших дослідженнях використовувалась тришарова модель, згідно з якою в шкірі виділяються три частини. Верхня частина - епідерміс - являє собою багатошаровий епітелій, зовнішній шар якого - роговий. Товщина епідермісу - від 0,02 мм до 2,4 мм в різних частинах тіла. Нижній шар

епідермісу лежить на базальній мембрані. У ній знаходяться клітини-меланоцити, що захищають шкіру від шкідливого впливу сонячних променів. Внутрішня шкіра - дерма - має товщину від 0,5 мм до 5 мм. У ній розташовуються кровеносні судини.

Була вирішена теплова задача про нагрів напівнескінченного тіла випромінюванням світлодіодів, що проникає в тіло на деяку глибину. Враховується, що всередині тіла знаходяться кровеносні судини. Відведення тепла, викликаного поглинанням випромінювання, визначається швидкістю кровотоку. Незважаючи на простоту цієї моделі, з її допомогою отримані дані, що дозволили сформулювати деякі рекомендації, які стосуються режиму опромінення тканини світлодіодами.

Важливу роль відіграє глибина проникнення випромінювання в біотканини. Вона збільшується зі збільшенням довжини хвилі випромінювання. Так, глибина проникнення випромінювання від ультрафіолетової до помаранчевої частини оптичного спектра поступово збільшується від 1-20 мкм до 2,5 мм, з різким збільшенням глибини проникнення в червоній частині (до 20-30 мм). Короткохвильове інфрачервоне випромінювання з довжинами хвиль від 0,76 до 1,5 мкм відносно поглинається біологічними тканинами, і тому проникає в них глибоко (до 3-7 см).

В експериментах використовувалися червоні світлодіоди. Товщина епідермісу прийнята рівною 0,6 мм, коефіцієнт поглинання червоного світла в ньому дорівнює $3,5 \text{ мм}^{-1}$. Частка енергії, що поглинається в цьому шарі, мала, тому наявність шару можна не враховувати, а вважати тканину однорідним тілом.

Розрахунки. При розрахунках були використані наступні дані про теплофізичних параметрах шкіри: $k = 0,5 \text{ Вт / (м град)}$, $c = 3500 \text{ Дж / (кг град)}$, $\rho = 1100 \text{ кг/м}^3$, $\rho_{\text{blood}} = 1060 \text{ кг/м}^3$.

Щільність кровотоку в судинах дерми f дорівнює $15 \text{ мл/(хв} \cdot 100 \text{ г)}$. В одиницях СІ $f = 2,5 \cdot 10^{-6} \text{ м}^3/(\text{кг} \cdot \text{с})$.

Джерело випромінювання – світлодіод з апертурою діаметром 5 мм. Потужність випромінювання – 10 мВт, максимум випромінювання - на довжині хвилі 630 нм. Інтенсивність випромінювання I_0 виходить рівною 500 Вт/м^2 . Глибина проникнення випромінювання червоної ділянки оптичного діапазону спектра $\delta=10 \text{ мм}$.

Висновки. При опроміненні шкіри людини світлодіодами її нагрівання сильно залежить від швидкості кровотоку в тканинах, які опромінюють. Навіть при невеликій потужності (10 мВт) нагрів може досягати $50 \text{ }^\circ\text{C}$, якщо кровообіг утруднений (наприклад, при контактному опроміненні з компресією). При такому нагріванні може спостерігатися почервоніння шкіри і навіть опік.

THERMAL PROCESSES IN HUMAN SKIN IN RADIATION BY LED

Kokodiy N.G.^{1,2}, Timaniuk V.A.², Korobov A.M.¹

¹ V.N. Karazin Kharkiv National University,
6 Svobody Sq., Kharkiv, 61022, Ukraine
e-mail: amkorobov@i.ua

²National University of Pharmacy, Kharkiv, Ukraine

Basic researches has shown the prospectivity and high efficiency of the visible spectrum of radiation on biological objects. Since the heat from the radiation source is one of the exposure factors, in this article we'll review the thermal processes in human skin exposed by irradiation, and analyze the effect of blood flow velocity in the circulatory system on the heating of the LED irradiated skin area and subcutaneous layers.

LED is reviewed as the radiation source.

Mathematical model. The publications about the impact of electromagnetic radiation include descriptions of the different models of human skin structure (seven-layer and three-layer).

In this study the three-layer model, consisting of three parts was used. The upper part – the epidermis is a multilayered epithelium, with the horny outer layer. The thickness of the epidermis is from from 0.02 mm to 2.4 mm in various parts of the body. The bottom epidermis layer is lying on the basal membrane. It contains the melanocytes, the cells protecting skin from the harmful sunlight effects. The inner skin – dermis – has a thickness of from 0.5 mm to 5 mm. Blood vessels are located there.

Heat problem was solved by heating of a semi-infinite body by LEDs radiation, penetrating into the body to a certain depth. It is recognized, that the blood vessels are inside the body. Dissipation of heat, caused by absorption of radiation, is determined by the blood flow velocity. Despite the simplicity of this model, it helped to obtain data, allowing definition of some recommendations related to the regimen of LEDs radiation of tissue.

Depth of penetration into biological tissue is a significant parameter. It increases with the wavelength increase. Thus, the depth of radiation penetration from ultraviolet to the orange part of the optical spectrum is gradually increased from 1-20 microns to 2.5 mm, with a sharp increase of the penetration depth in the red part (up to 20-30 mm). Short-wave infrared radiation with wavelengths of 0.76 to 1.5 microns is relatively absorbed by biological tissues, so they penetrate deeply (to 3-7 cm).

In the experiments, the red LEDs were used. The thickness of the epidermis is taken to be 0.6 mm, the coefficient of absorption of red light in it is equal to 3.5 mm^{-1} . The energy fraction absorbed in this layer is small, so the presence of the layer can be ignored and considered as a homogeneous body tissue.

Calculations. *The following data on thermophysical skin parameters were used: $k = 0,5 \text{ W/(m grad)}$, $c = 3500 \text{ J/(kg grad)}$, $\rho = 1100 \text{ kg/m}^3$, $\rho_{\text{blood}} = 1060 \text{ kg/m}^3$.*

Blood stream density in vessels of dermis f is equal to $15 \text{ ml/(min} \cdot 100 \text{ g)}$. In SI units
$$f = 2,5 \cdot 10^{-6} \text{ m}^3/(\text{kg} \cdot \text{sec}).$$

Radiation source – LED with aperture of 5 mm diameter. Radiating power – 10 mW, maximum radiation – on 630 nm wavelength. Radiation intensity I_0 is then equal to 500 W/m^2 . Red LED radiation penetration depth $\delta = 10 \text{ mm}$.

Conclusions. *When human skin is exposed to irradiation by LED, its heating it strongly depends on the blood flow rate in the irradiated tissues. Even at low power (10 mW) heating can reach $50 \text{ }^\circ\text{C}$, if the circulation is difficult (for example, in certain pressing on the skin). In such heat skin reddening or even burn may be observed.*

Keywords: *human skin, thermal processes, LED light.*