

ОПТИМИЗАЦИЯ ВОЗДЕЙСТВИЯ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ НА МЯГКИЕ БИОТКАНИ

© 2008 г. А. В. Беликов*, канд. физ.-мат. наук; В. Б. Карасев*, канд. техн. наук;
А. Е. Пушкарёва*, канд. техн. наук; А. В. Скрипник*, канд. физ.-мат. наук;
М. З. Смирнов**, канд. физ.-мат. наук; Я. С. Овчаренко*; В. Ю. Храмов*, доктор техн. наук

* Санкт-Петербургский государственный университет информационных технологий,
механики и оптики, Санкт-Петербург

** Palomar Medical Technologies Inc., Burlington, MA, USA

E-mail: alpshkareva@yandex.ru

Проведено математическое моделирование медленного нагрева кожи человека лазерным излучением. Показано влияние кровотока на изменение температуры кожных тканей в процессе нагрева. Оптимизирована длина волны лазерного излучения для равномерного терапевтического нагрева подкожных структур.

Коды OCIS: 170.0170.

Поступила в редакцию 29.03.2007.

Введение

Лазерное излучение в настоящее время достаточно широко используется в медицинских целях. Одним из результатов воздействия такого излучения на биологические ткани является их нагрев, в большинстве случаев приводящий к термическому повреждению биологических структур. Однако в некоторых случаях существует необходимость слабого нагрева биоткани без ее повреждения, например с целью очистки кожи и улучшения ее состояния. При прогреве кожи (например, лица) на глубину около 5 мм до температур выше 42 °С в течение нескольких минут происходит расширение пор, их содержимое становится более жидким и выходит наружу. При этом температура кожи не должна превышать 52 °С, поскольку при более высоких температурах и времени воздействия 200–250 с начинается коагуляция тканей кожи, что в данном случае нежелательно.

Равномерность же распределения температуры в первую очередь зависит от распределения потолка излучения в ткани, т. е. от длины волны лазерного излучения. Поэтому основной задачей данной работы является выбор оптимальной длины волны лазерного излучения, для которой будут выполняться все поставленные условия с помощью методов математического моделирования.

Описание модели

Моделирование проводилось на основе четырехслойной одномерной модели кожи, включающей в себя эпидермис (толщиной 0,07 мм), базальный слой (0,015 мм), дерму (3 мм) и подкожную жировую клетчатку (5 мм). В последних двух слоях равномерно располагаются кровеносные сосуды.

Расчет динамики оптических и тепловых процессов диффузии при воздействии оптического излучения на кожу проводился на основе теории переноса излучения и теории теплопроводности.

Распределение источников тепла по глубине ткани рассчитывалось следующим образом:

$$Q(z) = \mu_a \varphi(z) \frac{E_0}{\tau_p}, \quad (1)$$

где μ_a – коэффициент поглощения, $\varphi(z)$ – полная освещенность на глубине z , E_0 – плотность энергии излучения, τ_p – длительность импульса.

Полная освещенность складывается из коллимированного ($E(z)$) и диффузного ($\varphi_{\text{diff}}(z)$) компонентов:

$$\varphi(z) = E(z) + \varphi_{\text{diff}}(z). \quad (2)$$

Коллимированный компонент затухает по экспоненциальному закону за счет поглощения и рассеяния:

$$E(z) = E_0(z) \exp(-\mu_t z). \quad (3)$$

Здесь $E_0(z)$ – интенсивность излучения на глубине z в отсутствие ткани, $\mu_t = \mu_a + \mu_s$ – полный коэффициент затухания, μ_s – коэффициент рассеяния.

Диффузный компонент освещенности определяется с помощью решения уравнения переноса излучения в диффузионном приближении [1]

$$\nabla^2 \varphi_{\text{diff}}(z) - 3\mu_a \mu_{tr} \varphi_{\text{diff}}(z) + 3\mu_s \mu_{tr} E(z) - 3\mu_s g \nabla E(z) = 0, \quad (4)$$

где $\mu_{tr} = \mu_a + (1 - g)\mu_s$ – транспортный коэффициент затухания, g – фактор анизотропии рассеяния.

Граничное условие для решения уравнения переноса в диффузионном приближении на границе поверхности кожи с воздухом может быть записано следующим образом [1]:

$$\left(\frac{1-r_{21}}{1+r_{21}}\right)\frac{\Phi_{\text{diff}}(z)}{2} + \frac{\mu_s g}{\mu_{\text{tr}}} E(z) \mathbf{n} - \frac{1}{3\mu_{\text{tr}}} \nabla \Phi_{\text{diff}}(z) \mathbf{n} = 0, \quad (5)$$

где $r_{21} = 1 - \left(\frac{1}{n_{\text{от}}}\right)^2$ – коэффициент отражения на границе воздух–биоткань, $n_{\text{от}}$ – показатель преломления биоткани, $\mathbf{n}$ – единичный вектор нормали к поверхности, направленный внутрь среды.

На основе полученного таким образом распределения источников тепла внутри кожи проводился расчет распределения температуры в среде, для чего использовалось нестационарное уравнение теплопроводности [2]

$$\rho c \frac{\partial T(z, t)}{\partial t} = \kappa \frac{\partial^2 T(z, t)}{\partial z^2} + Q(z), \quad (6)$$

где ρ – плотность, c – удельная теплоемкость, t – время, κ – коэффициент теплопроводности. Здесь T – температура ткани (дермиса или жира), но не крови.

В тех областях, где нет крови (эпидермис, базальный слой) уравнение (1) остается неизменным. В дермисе и жире добавляются еще источники тепла, обусловленные потоком крови, $Q_{\text{blood}}(t, T)$. В этих слоях уравнение теплопроводности принимает вид [3]

$$\rho c \frac{\partial T(z, t)}{\partial t} = \kappa \frac{\partial^2 T(z, t)}{\partial z^2} + Q(z) + Q_{\text{blood}}(t, T). \quad (7)$$

Кровь может поглощать или выделять тепло в зависимости от того, как ее температура соотносится с температурой окружающей ткани. Соответствующее слагаемое можно записать следующим образом [4]:

$$Q_{\text{blood}}(t, T) = \rho_b f [T_{\text{blood}} - T], \quad (8)$$

где ρ_b – плотность крови, T_{blood} – ее температура (36,5 °C), f – плотность потока крови в ткани. Последняя величина измеряется в см³/г с и представляет собой объем крови, переносимый в секунду в 1 грамме соответствующей ткани. В стационарных условиях плотность потока равна f_0 и различна в дермисе и жире, а также зависит от температуры, т. е. можно написать $f_0 = f_0(T)$.

В нестационарных условиях воздействия света на кожу, которые рассматриваются в данной работе, $f \neq f_0(T)$, где T – текущая температура. При изменении температуры поток крови изменяется не мгновенно, а с задержкой $t_{\text{delay}} = 60\text{--}90$ с. Для учета

данной задержки использовалось следующее уравнение для потока крови [3]:

$$\frac{\partial}{\partial t} f = \frac{f_0(T) - f}{t_{\text{delay}}}. \quad (9)$$

При расчете тепловых полей на верхней границе задавалось граничное условие третьего рода

$$\alpha(T - T_0) = -\kappa \left(\frac{\partial T}{\partial n} \right)_S, \quad (10)$$

где α – коэффициент пропорциональности, называемый коэффициентом теплопередачи, T_0 – температура окружающей среды (20 °C), n – нормаль к поверхности тела S . При расчетах был принят коэффициент теплопередачи, равный 100 Вт/м² К (поверхность обдувается воздушным потоком с температурой 20 °C). Начальная температура всех слоев считалась равной 37 °C.

Моделирование проводилось с использованием системы для математических вычислений Mathcad. Оптические и теплофизические параметры слоев кожи взяты из литературных источников [5–9]. Для расчетов были приняты следующие значения скорости течения крови: в дерме 15 мл/(мин 100 г), в подкожной жировой клетчатке 5 мл/(мин 100 г) [4]. Рассматривался непрерывный режим с длительностью воздействия 250 с. Плотность мощности излучения 1,28 Вт/см². Диаметр пятна на коже 7,5 см.

Результаты и их обсуждение

Для конкретизации расчетов были выбраны контрольные точки по глубине для базального слоя 0,083 мм, дермы – 2 мм и подкожной жировой клетчатки – 5 мм. В этих точках в течение всего времени обработки проводился контроль температуры и плотности потока крови (кроме базального слоя).

Первоначально расчет проводился для лазерного излучения с длиной волны 810 нм для анализа характера динамики нагрева тканей. На рис. 1 приведены графики зависимостей температуры базального слоя, дермы и жировой ткани от времени. Первое время температура нарастает, затем происходит замедление роста и через некоторое время температура начинает снижаться, в дальнейшем приходя к стабильному значению. Данный эффект можно объяснить изменением плотности потока крови со временем вследствие повышения температуры.

Изменение температуры в дерме и подкожной жировой клетчатке вследствие изменения потока крови оказывает влияние также и на динамику температуры базального слоя.

В базальном слое поток крови был принят равным нулю, и соответственно здесь не происходит непосредственного отведения тепла за счет крово-

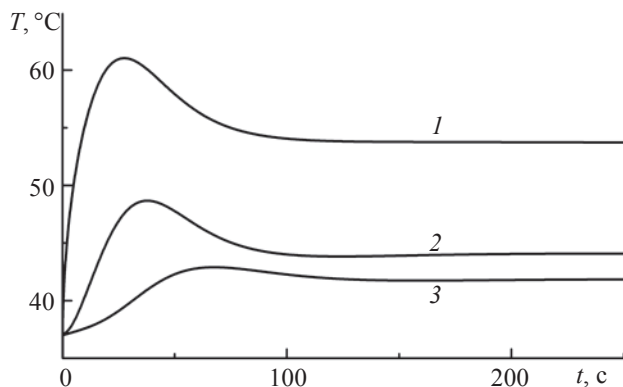


Рис. 1. Зависимости температуры слоев кожи от времени. Длина волны излучения 810 нм. 1 – базальный слой, 2 – дерма, 3 – подкожная жировая клетчатка.

тока. Однако снижение температуры также происходит за счет отведения тепла из более глубоких слоев кожи. Максимальная температура данного слоя намного больше, чем дермы и жира, поскольку он находится намного ближе к поверхности и за счет содержащегося в нем меланина излучение поглощается сильнее.

Изменение кровотока при нагреве также оказывает влияние и на распределение температуры по глубине (рис. 2).

Наибольшая скорость спада температуры в этом случае наблюдается в верхней части дермы, а в более глубоких слоях распределение температуры достаточно равномерно. На глубине 8 мм все температуры выравниваются на уровне 37 °С, поскольку при моделировании предполагалось, что на этой глубине интенсивный кровоток обеспечивает стабильность температуры на нормальном физиологическом уровне. Однако анализ этого выходит за рамки данной работы, поскольку нас интересует глубина до 5 мм.

С целью определения оптимальных спектральных характеристик лазерного излучения для равномерного нагрева тканей кожи были проведены расчеты распределений освещенности и температуры в кожных тканях для длин волн в спектральном диапазоне от 400 до 2000 нм.

Исследования показали, что при лазерном излучении с длиной волны в диапазоне 1000–1330 нм достигаются необходимые равномерность нагрева и температурный диапазон ткани для обеспечения желаемого эффекта (рис. 3).

Полученные результаты рассмотрим на примере лазерного излучения с длиной волны 1064 нм. На рис. 4 приведено распределение температуры по глубине и во времени для длины волны 1064 нм, а на рис. 5 – зависимости температуры базального слоя и верхнего слоя подкожной жировой клетчат-

ки от времени. Хорошо видно, что по истечении некоторого времени (от 5 до 20 с в зависимости от глубины слоя) температура ткани превышает 42 °С и не опускается ниже в течение всего времени обработки. Максимум температуры не превышает 52 °С. Аналогичная динамика температуры наблю-

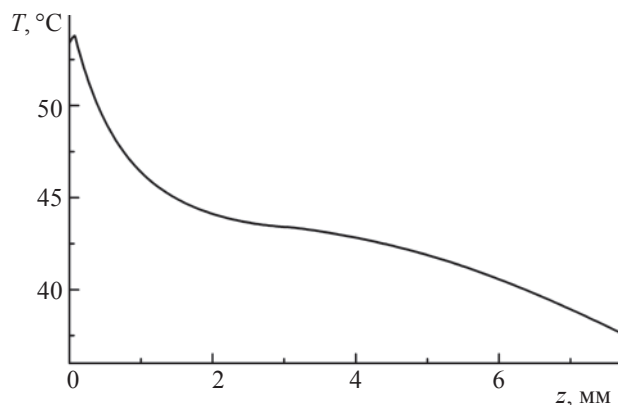


Рис. 2. Зависимость температуры кожи от глубины (длина волны излучения 810 нм).

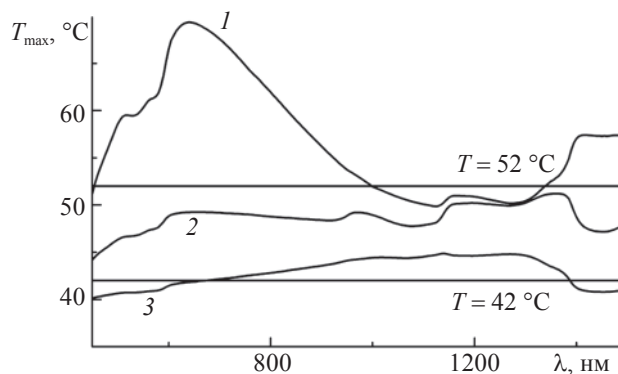


Рис. 3. Зависимости максимальной температуры, достигаемой в ткани, от длины волны излучения. 1 – базальный слой, 2 – дерма, 3 – подкожная жировая клетчатка.

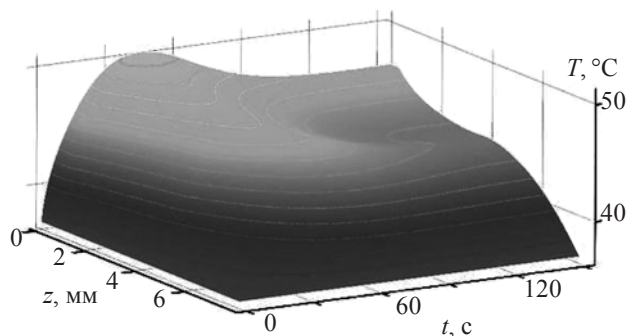


Рис. 4. Распределение температуры в коже по глубине и во времени при воздействии лазерным излучением с длиной волны 1064 нм.

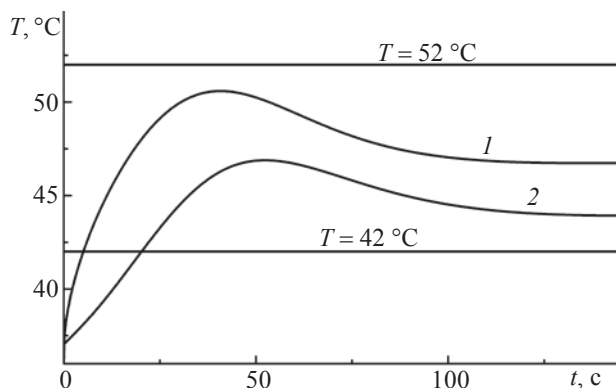


Рис. 5. Зависимости температуры базального слоя 1 и подкожной жировой клетчатки 2 от времени при воздействии лазерным излучением с длиной волны 1064 нм.

дается для всех длин волн в диапазоне 1000–1330 нм.

Заключение

Таким образом, наиболее равномерный нагрев тканей наблюдается при воздействии излучением с длиной волны в спектральном диапазоне 1000–1330 нм. По этой причине для обеспечения длительного равномерного терапевтического прогрева тканей кожи рекомендуется использовать неодимовые лазеры, в частности YAG:Nd³⁺-лазер, волоконные и полупроводниковые лазеры, удовлетворяющие указанному требованию.

ЛИТЕРАТУРА

1. Star W.M. Diffusion Theory of Light Transport // Optical-Thermal Response of Laser-Irradiated Tissue / Ed. by Welch A.J. and van Gemert M.J.C. N.-Y.: Plenum Press, 1995. P. 131–206.
2. Исаченко В.П., Осипова В.А., Сукомел А.С. Теплопередача. Учебник для вузов. М.: Энергоиздат, 1981. 416 с.
3. Смирнов М.З., Пушкарева А.Е. Влияние кровотока на лазерный нагрев кожи // Опт. и спектр. 2005. Т. 99. № 5. С. 877–880.
4. Sekins K.M., Emery A.F. Thermal Science for Physical Medicine. Therapeutic Heat and Cold. 4-th edition / Ed. by J.F. Lehmann. Baltimore: Williams & Wilkins, 1990. 62 p.
5. Cheong W.-F., Prahl S.A., Welch A.J. A Review of the Optical Properties of Biological Tissues // IEEE Journal of Quantum Electronics. 1990. V. 26. № 12. P. 2166–2185.
6. Jacques S.L. Origins of Tissue Optical Properties in the UVA, Visible, and NIR Regions // Advances in Optical Imaging and Photon Migration. 1996. V. 2. P. 364–369.
7. Van Gemert M.J.C., Jacques S.L., Sterenborg H.J.C.M., Star W.M. Skin Optics // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 1989. V. 36. № 12. P. 1146–1154.
8. 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.: Plenum Press, 1995. P. 445–488.
9. Altshuler G.B., Zenzie H.H., Erofeev A.V., Smirnov M.Z., Anderson R.R., Dierickx C. Contact Cooling of the Skin // Physics in Medicine and Biology. 1999. V. 44. P. 1003–1023.