

М. З. Смирнов, А. Е. Пушкарева

ОСОБЕННОСТИ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ УРАВНЕНИЯ ТЕПЛОПРОВОДНОСТИ ДЛЯ МОДЕЛИРОВАНИЯ ВОЗДЕЙСТВИЯ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ НА КОЖУ

Проведено моделирование воздействия лазерного излучения на кожу. Для учета влияния кровотока в уравнение теплопроводности добавлены источники тепла, обусловленные потоком крови. Показано, что учет температурной зависимости скорости кровотока приводит к появлению максимума температуры и дальнейшей ее стабилизации.

Ключевые слова: математическое моделирование, уравнение теплопроводности, кровоток, кожа.

Введение. Воздействие лазерного излучения на биологическую ткань, например кожу, обычно сопровождается локальным повышением ее температуры. Нагрев, в свою очередь, вызывает ответные реакции организма. В частности, отмечаются сосудистые реакции, проявляющиеся даже на некотором расстоянии от области воздействия. Происходит местное расширение сосудов, снижается вязкость крови, что приводит к увеличению скорости ее течения.

В норме линейная скорость кровотока в капиллярах (диаметр $d = 8$ мкм) очень низкая и составляет примерно 0,1 мм/с, а в мелких венах ($d = 0,75$ мм) — 0,05 м/с. При локальном нагреве она может возрасти в несколько раз. Кроме того, скорость кровотока не мгновенно реагирует на изменения температуры. Время задержки довольно велико и составляет, согласно [1], 60—90 с. Такие изменения скорости течения крови влияют на результат воздействия лазерным излучением, особенно если результат зависит от степени термического повреждения биоткани, поскольку кровоток может быть дополнительным и достаточно эффективным механизмом отведения тепла от области обработки. Оценка влияния данного эффекта может быть проведена с помощью численного моделирования динамики процессов, происходящих при воздействии лазерного излучения на кожу.

В настоящей работе проведено моделирование лазерного нагрева кожи для трех случаев. В первом случае расчеты проводились без принятия во внимание кровотока, во втором — задавалась постоянная скорость течения крови, в третьем учитывалась зависимость температуры от скорости кровотока. Результаты, полученные для этих трех случаев, позволяют оценить влияние кровотока на лазерный нагрев кожи.

Модель. В расчетах была воспроизведена обработка кожи лазерным излучением с длиной волны 810 нм. Рассматривался импульсный режим с длительностью одного импульса 1 с и частотой повторения 0,8 Гц. Плотность энергии импульса 1,6 Дж/см², диаметр пятна на коже 7,5 см, длительность обработки 250 с. Считалось, что начальная температура кожи равна 37 °С и в процессе обработки поверхность кожи охлаждается воздушным потоком, температура которого равна 20 °С. Такой режим представляется характерным для лазерной обработки жировой ткани.

С учетом строения кожи была разработана ее модель, включающая в себя четыре слоя — эпидермис (толщина 70 мкм), базальный слой (15 мкм), дерма, или истинная кожа (3 мм), и подкожная жировая клетчатка (5 мм). Тип кожи — наиболее распространенный — 2-й по Фицпатрику. Кровеносные сосуды располагаются в дерме и жире. Скорость течения крови в сосудах разного типа различна и зависит от диаметра сосуда. Для расчетов были приняты следующие значения плотности потока крови: в дерме 15 мл/(мин·100 г), в подкожной

жировой клетчатке 5 мл/(мин·100 г) [1]. Скорость кровотока практически неизменна при температуре меньше 41,5 °С и линейно возрастает при дальнейшем нагреве.

Моделирование динамики оптических и тепловых процессов диффузии при воздействии оптического излучения на кожу проводилось на основе теории переноса излучения, а также теории теплопроводности. Распределение освещенности в среде рассчитывалось при помощи уравнения переноса излучения в диффузионном приближении [2]:

$$\nabla^2 \varphi_s(\mathbf{r}) - 3\mu_a \mu_{tr} \varphi_s(\mathbf{r}) + 3\mu_s \mu_{tr} E(\mathbf{r}, \hat{s}_0) - 3\mu_s g \nabla(E(\mathbf{r}, \hat{s}_0) \hat{s}_0) = 0, \quad (1)$$

где $\varphi_s(\mathbf{r})$ — диффузная составляющая освещенности в точке $\mathbf{r} = (x, y, z)$, μ_a — коэффициент поглощения, μ_s — коэффициент рассеяния, $\mu_{tr} = \mu_a + (1-g)\mu_s$ — транспортный коэффициент затухания, $E(\mathbf{r}, \hat{s}_0)$ — коллимированная освещенность в точке \mathbf{r} , \hat{s}_0 — направление распространения первичного луча, g — фактор анизотропии рассеяния.

На основе распределения освещенности внутри кожи была рассчитана объемная плотность источников тепла в среде:

$$Q(\mathbf{r}) = \mu_a \varphi(\mathbf{r}) E_0 / \tau_p, \quad (2)$$

где $\varphi(\mathbf{r})$ — полная освещенность в точке \mathbf{r} , отнесенная к единичной плотности мощности излучения на поверхности кожи, E_0 — плотность энергии излучения, τ_p — длительность импульса.

Далее был проведен расчет распределения температуры в каждом слое (в эпидермисе и базальном слое), для чего использовалось уравнение теплопроводности:

$$\rho c \frac{\partial T(\mathbf{r}, t)}{\partial t} = \nabla(\kappa \nabla T(\mathbf{r}, t)) + Q(\mathbf{r}), \quad (3)$$

где ρ — плотность ткани, c — теплоемкость, t — время, $\kappa = \alpha \rho c$ — теплопроводность, α — температуропроводность, T — температура.

Данное уравнение применимо только для слоев, где нет кровотока — эпидермиса и базального слоя. Для дермиса и жира следует дополнительно учитывать источники тепла, обусловленные потоком крови, $Q_b(t, T)$. В этих слоях уравнение теплопроводности принимает следующий вид:

$$\rho c \frac{\partial T(\mathbf{r}, t)}{\partial t} = \nabla(\kappa \nabla T(\mathbf{r}, t)) + Q(\mathbf{r}) + Q_b(t, T). \quad (4)$$

Слагаемое $Q_b(t, T)$ можно записать следующим образом [2]:

$$Q_b(t, T) = \rho c [\rho_b f (T_b - T)], \quad (5)$$

где ρ_b — плотность крови, T_b — ее температура (36,5 °С), f — плотность потока крови в ткани, представляющая собой объем крови, переносимый в секунду в 1 грамме соответствующей ткани. В стационарных условиях плотность потока равна f_0 и различна для дермиса и жира. Кроме того, стационарная плотность потока зависит от температуры, т.е. можно записать $f_0 = f_0(T)$.

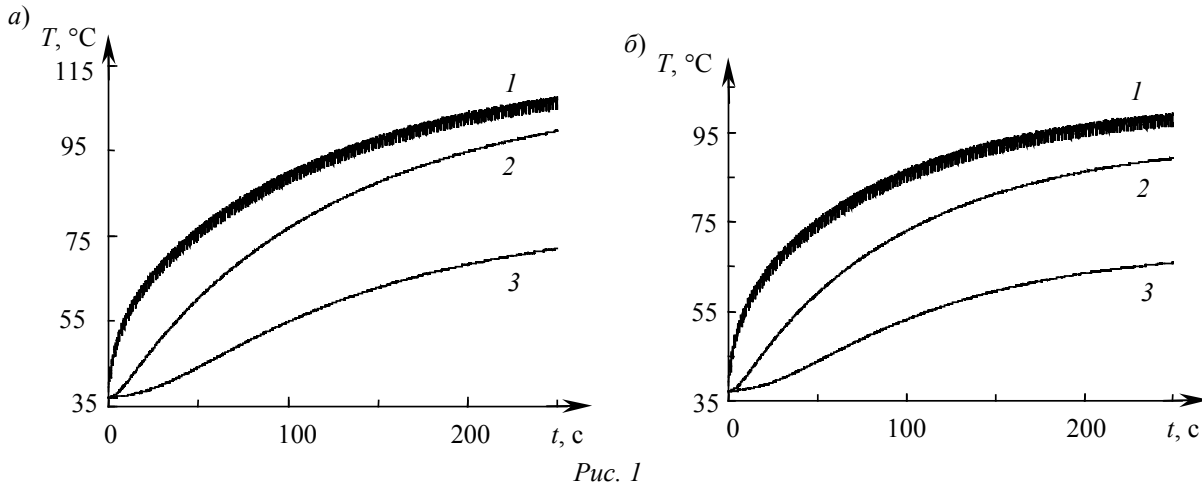
В настоящей работе рассматриваются нестационарные условия воздействия излучения на кожу. В этом случае f не равно $f_0(T)$. Как уже было отмечено выше, при изменении температуры поток крови изменяется не мгновенно, а с задержкой $t_{\text{delay}} = 60—90$ с. Для учета данной задержки используем следующее уравнение для потока крови:

$$\frac{\partial f}{\partial t} = \frac{f_0(T) - f}{t_{\text{delay}}}, \quad (6)$$

Таким образом, для расчета температуры кожи с учетом скорости кровотока и ее изменения вследствие нагрева, а также времени задержки этого изменения с использованием выражений (4)—(6) была получена система уравнений.

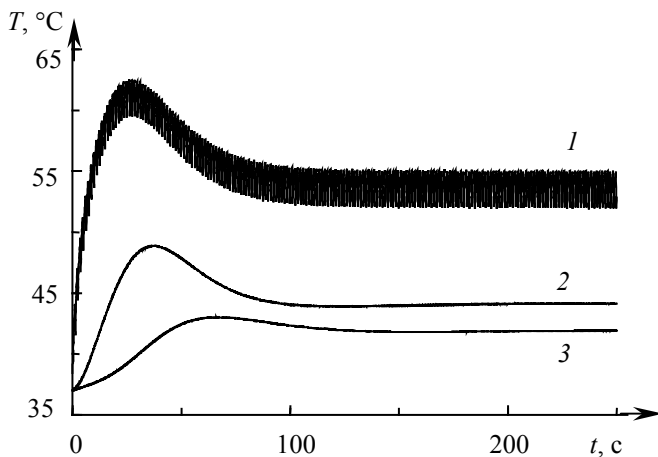
Результаты и их обсуждение. Как было указано выше, моделирование воздействия лазерного излучения на кожу проводилось для трех случаев. Для сравнения были получены графики зависимости температуры базального слоя (на глубине 83 мкм), дермы (на глубине 2 мм) и подкожной жировой клетчатки (на глубине 5 мм) от времени (рис. 1, 2), зависимости температуры от глубины для всех случаев (рис. 4) а также для третьего случая — зависимость плотности потока крови от времени (рис. 3).

На рис. 1, *а* приведены графики зависимости без учета кровотока, на рис. 1, *б* — с учетом постоянной скорости кровотока.



Временная зависимость температуры базального слоя (1) представляет собой чередование максимумов и минимумов. Такой характер объясняется импульсным режимом обработки, а также малым временем тепловой релаксации базальной мембраны. Зависимости температуры дермы (2) и жировой клетчатки (3) от времени не показывают подобных колебаний, поскольку происходит их сглаживание вследствие большей глубины указанных слоев.

Введение в расчет постоянной скорости кровотока дает снижение температуры всех слоев на несколько градусов, однако не изменяет характера временной зависимости температуры относительно первого случая (рис. 1). Нарастание температуры базального слоя происходит сначала достаточно резко, затем более медленно.



В дерме скорость увеличения температуры меньше, а в подкожной жировой клетчатке начало обработки практически не сопровождается нагревом слоя.

Введение температурной зависимости скорости кровотока резко изменяет тепловую динамику кожи (рис. 2, здесь 1 — базальный слой, 2 — дерма, 3 — жировая клетчатка). Сначала нарастание температуры ничем не ограничено. После достижения температуры 41,5—42 °С начинает возрастать плотность потока крови (рис. 3, 1 — дерма, 2 — жировая клетчатка) и через некоторое время температура начинает снижаться, в дальнейшем приводя к ее стабилизации.

Это приводит в свою очередь к уменьшению и стабилизации скорости кровотока. Изменение температуры в дерме и подкожной жировой клетчатке вследствие

изменения потока крови оказывает влияние также на динамику температуры базального слоя (рис. 2). Максимальная температура данного слоя намного больше, чем дермы и жира, так как за счет содержащегося в нем меланина излучение поглощается сильнее. Поскольку поток крови в базальном слое отсутствует, не происходит непосредственного отведения тепла за счет кровотока.

Температурная зависимость потока крови также оказывает влияние и на распределение тепла по глубине (рис. 4, здесь 1 — без учета кровотока, 2 — скорость кровотока постоянна, 3 — скорость кровотока зависит от температуры). Видно, что характер охлаждения кожи при движении в глубь среды в третьем случае отличается от первых двух. Наибольшая скорость спада температуры в этом случае наблюдается в верхней части дермы, а не в подкожной жировой клетчатке. Интересно, что на глубине 8 мм температура одинакова и равна начальной температуре ткани 37 °С.

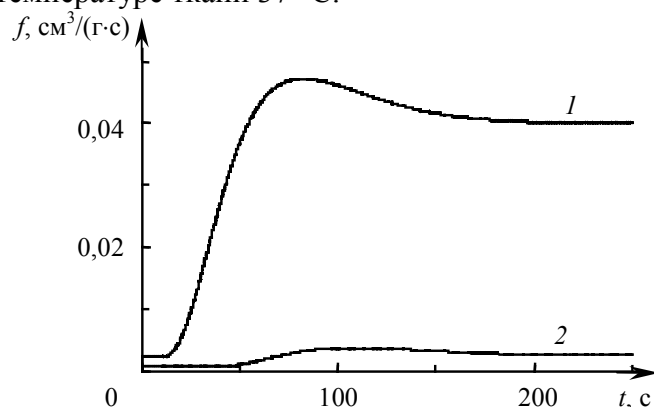


Рис. 3

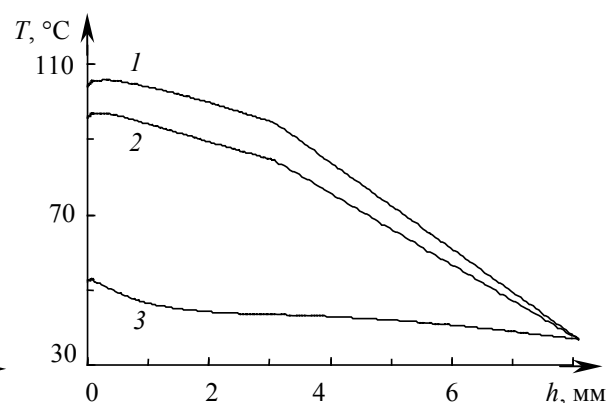


Рис. 4

Заключение. Таким образом, на основе полученных результатов можно сделать вывод о том, что для наиболее достоверного расчета температуры в коже необходимо учитывать как скорость кровотока, так и ее зависимость от температуры, поскольку это явление оказывает большое влияние на результат воздействия лазерного излучения. Учет данной особенности живых биологических тканей осуществляется посредством введения в уравнение теплопроводности источников тепла, обусловленных потоком крови. В отличие от моделей, принимающих во внимание скорость кровотока постоянной или не учитывающих ее вообще, модель, в которой скорость кровотока рассматривается как функция от температуры, позволяет дать наиболее полную оценку динамики температуры в коже.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Sekins K. M., Emery A. F.* Thermal Science for Physical Medicine. Therapeutic Heat and Cold / Ed. by *J. F. Lehmann* Baltimore: Williams & Wilkins, 1990. P. 62.
2. *Star W. M.* Diffusion theory of light transport // Optical-thermal response of laser-irradiated tissue / Ed. by *A. J. Welch and M. J. C. van Gemert*. NY: Plenum Press, 1995. P. 144.

Сведения об авторах

Михаил Захарович Смирнов

— канд. техн. наук, доцент; Palomar Medical Technologies Inc.;
E-mail: msmirnov@palomarmedical.com

Александра Евгеньевна Пушкарёва

— канд. техн. наук; Санкт-Петербургский государственный университет информационных технологий, механики и оптики, кафедра лазерной техники и биомедицинской оптики;
E-mail: alpulkareva@yandex.ru

Рекомендована кафедрой
оптико-электронных приборов

Поступила в редакцию
29.05.08 г.