

*Я.В. Павлова, С.И. Сакович, Г.Г. Устинов***Нагревание крови человека низкоинтенсивным излучением гелий-неонового лазера**

В настоящее время существуют многочисленные работы, посвященные прямым инструментальным измерениям повышения температуры различных органов и тканей в результате лазерного облучения. Так, в офтальмологических исследованиях некоторых авторов с помощью термомпар были изучены температурные сдвиги в тканях глаза при облучении сетчатки [1]; определены температуры в опухолях, печени, кожи животных [2]. Абсолютные величины повышения температуры, приведенные в этих работах, представляют ограниченный интерес из-за того, что авторы указывают лишь выходную энергию лазерного излучения, не приводя данные о плотности энергии. Следует также указать на необходимость осторожной интерпретации результатов измерения температуры тканей с помощью термомпар, так как даже экранирование обращенной к лазеру стороны термомпары не гарантирует от ошибки, связанной с нагревом самой термомпары. Во избежание этого авторы [3], изучая действие излучения рубинового лазера на печень крыс, вводили термомпары в ткань через 20 мс после лазерного импульса.

Известно, что при сравнительно небольшой мощности лазерного излучения энергия, получаемая биологическим объектом, расходуется тремя основными путями [4]:

- переизлучается или рассеивается в результате флуоресценции либо фосфоресценции, резонансного, комбинационного и рэлеевского рассеяния;
- превращается в тепло;
- вызывает активацию химических реакций.

Тепловое воздействие лазерного излучения на биоткань основывается на поглощении излучения и преобразовании его энергии в тепло. Коэффициент поглощения зависит от типа ткани и длины волны лазерного излучения.

В огромном массиве литературных данных нами не обнаружено сведений о нагреве крови низкоинтенсивным лазерным излучением, используемым в лазеротерапии. Кровь, как известно, является основной составляющей практически любой биологической ткани. Поэтому проведение теоретических расчетов и получение экспериментальных данных в данном направлении представляет собой огромный интерес. В настоящей статье приведены результаты про-

веденных нами расчетов и измерений динамики температуры слоя крови в поле излучения гелий-неонового лазера.

В основу вывода уравнения теплового баланса положен закон сохранения энергии [5]. Так как уравнение теплового баланса получено на основе общих законов физики, то оно описывает явление теплопроводности в самом общем виде. Поэтому можно сказать, что полученное уравнение описывает целый класс явлений теплопроводности. Чтобы из бесчисленного количества выделить конкретно рассматриваемый процесс и дать его полное математическое описание, к уравнению необходимо присоединить математическое описание всех частных особенностей рассматриваемого процесса. Эти частные особенности, которые вместе с уравнением дают полное математическое описание конкретного процесса теплопроводности, называются условиями однозначности.

Условия однозначности включают в себя:

- геометрические условия, они характеризуют форму и размеры тела, в котором протекает процесс;
- физические условия, характеризующие физические свойства среды и тела;
- временные (начальные) условия, характеризующие распределение температур в изучаемом теле в начальный момент времени;
- граничные условия, характеризующие взаимодействие рассматриваемого тела с окружающей средой.

Учитывая вышеизложенное, из уравнения теплового баланса нами была вычислена теоретическая температура крови T_s в поле низкоинтенсивного лазерного излучения. Известно, что кровь состоит из жидкой части – плазмы и взвешенных в ней форменных элементов – клеток крови [6]. Поскольку концентрация эритроцитов в крови значительно превышает концентрацию лейкоцитов и тромбоцитов, то в дальнейшем мы будем рассматривать кровь как плазму с взвешенными в ней красными кровяными тельцами – эритроцитами, которые равномерно распределены в слое крови и хаотически ориентированы по отношению к друг другу. Следовательно, поглощение кровью обусловлено в основном поглощением энергии лазерного излучения эритроцитами (поглощением энергии плазмой можно

пренебречь в виду его малости), тогда в общем виде уравнение баланса энергии частицы – эритроцита можно представить как

$$\frac{du}{dt} = Q_1 + Q_2 + Q_3, \quad (1)$$

где $\frac{du}{dt}$ – изменение внутренней энергии частицы; Q_1 – поглощенный эритроцитом поток энергии; Q_2 – поток за счет конвективного теплообмена; Q_3 – поток энергии переизлучения.

Для упрощения вывода уравнения условимся также считать, что эритроцит представляет собой шар.

Изменение внутренней энергии эритроцита можно записать

$$\frac{du}{dt} = V \rho c_p \frac{dT_s}{dt} = \frac{4\pi}{3} a^3 \rho c_p \frac{dT_s}{dt}, \quad (2)$$

где V – объем частицы; a – эквивалентный радиус эритроцита.

Из определения фактора эффективности поглощения суммарный поток излучения, поглощенный частицей

$$Q_1 = S k_n I = \pi a^2 k_n I, \quad (3)$$

где S – площадь сечения эритроцита; I – плотность потока энергии лазерного излучения; k_n – фактор эффективности поглощения.

Поток энергии Q_2 за счет конвективного теплообмена складывается из потока $Q_{\text{тепл}}$, обусловленного теплопроводностью и потока $Q_{\text{конв}}$ за счет конвекции.

Поток тепла, исходящий от нагретой частицы в окружающую среду за счет теплопроводности, может быть записан [5]

$$Q_{\text{тепл}} = -4\pi r^2 \lambda_m(T) \frac{dT}{dr}, \quad (4)$$

где r – текущая координата.

Разделяя переменные и интегрируя, получаем

$$Q_{\text{тепл}} = 4\pi r^2 \int_{T_0}^{T_r} \lambda_m(T) dT, \quad (5)$$

T_0 – температура окружающей среды.

С учетом граничных условий

$$\begin{aligned} T|_{r \rightarrow \infty} &= T_0, \\ T|_{r=a} &= T_s, \end{aligned} \quad (6)$$

$$Q_{\text{тепл}} = 4\pi a^2 \int_{T_0}^{T_s} \lambda_m(T) dT. \quad (7)$$

Окончательно,

$$Q_{\text{тепл}} = -4\pi a \lambda_m(T_s - T_0). \quad (8)$$

Поток энергии за счет конвекции

$$Q_{\text{конв}} = S \rho \omega_k i, \quad (9)$$

где i – энтальпия; ω_k – скорость конвекции.

При этом необходимо учесть, что для реальной жидкости энтальпия есть функция температуры и давления $i = i(T, p)$. Для многих задач в предположении о несжимаемости жидкости ($\rho = \text{const}$) с достаточной степенью точности можно принять $(\partial i / \partial p)_T = 0$, т.е. воспользоваться соотношением, справедливым для термодинамически идеального газа

$$i = \int_T c_p dT. \quad (10)$$

Учтем также, что в данном интервале температур удельная теплоемкость вещества не зависит от температуры, поэтому окончательно можно записать

$$i = c_p (T_s - T_0), \quad (11)$$

где T_0 , T_s – начальная и конечная температура нагрева соответственно.

Наибольший перегрев среды в канале возникает в так называемых зонах «покоя», где тепло из канала выносится возникающим конвективным потоком и теплопроводностью. Образуется нелинейная тепловая линза, изменяющая распределение интенсивности в сечении пучка [7].

Нелинейную тепловую линзу, образующуюся в результате взаимодействия лазерного излучения с поглощающей средой, принято определять скоростью конвекции [7]

$$\omega_k = \left(\frac{\beta g \alpha W R}{\rho c_p 16 \nu} \right)^{1/2}. \quad (12)$$

В приведенном выражении W – мощность воздействующего пучка; ρ , c_p – удельная плотность и теплоемкость среды; β – температурный коэффициент расширения среды; g – ускорение свободного падения; ν – вязкость среды; α – коэффициент поглощения; R – радиус пучка.

Оценка скорости конвекции для условий нашего эксперимента составляет $\omega_k = 6,67 \cdot 10^{-3} \frac{\text{см}}{\text{с}}$.

Окончательно поток энергии за счет конвективного теплообмена примет вид

$$\begin{aligned} Q_2 &= Q_{\text{тепл}} + Q_{\text{конв}} = -4\pi a \lambda_m(T_s - T_0) + \\ &+ \pi a^2 \rho \omega_k c_p (T_s - T_0). \end{aligned} \quad (13)$$

Поток энергии переизлучения можно представить в виде

$$Q_3 = -S_{\text{нов}} \sigma \alpha_c (T_s^4 - T_0^4) = -4\pi a^2 \sigma \alpha_c (T_s^4 - T_0^4), \quad (14)$$

где $S_{\text{нов}}$ – площадь поверхности эритроцита; σ – постоянная Стефана-Больцмана; α_c – степень черноты.

Учитывая формулы (2), (3), (13), (14), уравнение (1) примет вид

$$\frac{4\pi a^3}{3} \rho c_p \frac{dT_s}{dt} = \pi a^2 k_n I - 4\pi a \lambda_m (T_s - T_0) + \pi a^2 \rho \omega_k c_p (T_s - T_0) - 4\pi a^2 \sigma \alpha_q (T_s^4 - T_0^4) \quad (15)$$

При значениях $a = 2,75$ мкм; $r = 1100$ кг/м³;

$$c_p = 4100 \frac{\text{Дж}}{\text{кг} \cdot \text{К}}; I = \frac{W}{\pi R^2} = 200 \frac{\text{МВт}}{\text{см}^2}; k_n = 0,5;$$

$\lambda_m = 0,58 \text{ Вт} \cdot \text{м}^{-1} \cdot \text{К}^{-1}$; $T_0 = 293 \text{ К}$; $\sigma = 5,6696 \cdot 10^{-8} \text{ Вт}/(\text{м}^2 \cdot \text{К}^4)$; $\alpha_q = 0,5$ можно пренебречь потоком энергии переизлучения, а также вторым слагаемым потока за счет конвективного теплообмена, отвечающим за конвекцию, ввиду их малости (два последних члена). Тогда получаем

$$\frac{4\pi}{3} a^3 \rho c_p \frac{dT_s}{dt} = \pi a^2 k_n I - 4\pi a \lambda_m (T_s - T_0) \quad (16)$$

Разделив переменные в уравнении (16), получаем

$$\frac{d(T_s - A)}{(T_s - A)} = -B dt, \quad (17)$$

$$A = T_0 + \frac{k_n I a}{4 \lambda_m}, \quad (18)$$

$$B = \frac{3 \lambda_m}{a^2 \rho c_p}, \quad (19)$$

а затем проинтегрировав (17)

$$\int_{T_0}^{T_s} \frac{d(T_s - A)}{(T_s - A)} = -B \int_0^t dt, \quad (20)$$

и учитывая начальные условия ($t = 0, T = T_0$), а также обозначения (18) и (19), получим следующее выражение:

$$T_s = T_0 + \frac{k_n I a}{4 \lambda_m} \left[1 - \exp \left(- \frac{3 \lambda_m}{a^2 \rho c_p} t \right) \right] \quad (21)$$

Таким образом, соотношение (21) является решением уравнения теплового баланса для слоя крови, с помощью которого можно теоретически изучить динамику температуры крови при лазерном облучении. На рисунках 1, 2 показаны зависимости изменения температуры $\Delta T = T_s - T_0$, рассчитанные с помощью соотношения (20). Время, за которое элементарный объем крови пройдет

через сечение лазерного луча: $t_0 = \frac{a}{\omega_k} = 31 \text{ с}$.

Для наглядной интерпретации решения уравнения теплового баланса нами были проведены эксперименты по измерению температуры кро-

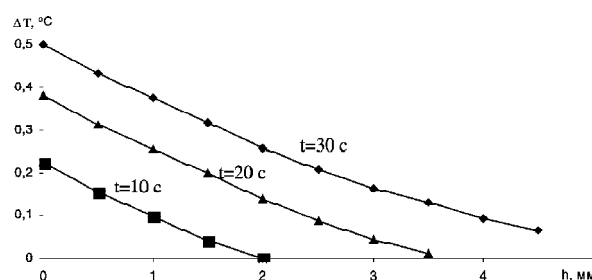


Рис. 1. Теоретическая зависимость изменения температуры крови от толщины слоя для различного времени нагрева

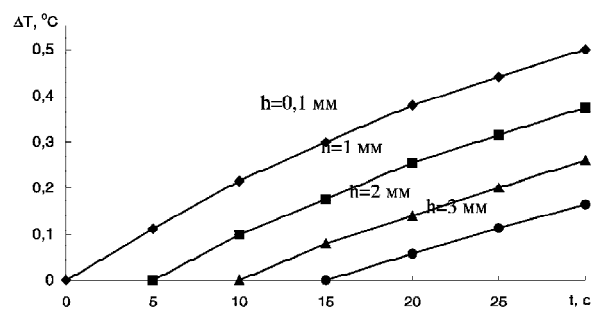


Рис. 2. Теоретическая зависимость изменения температуры от времени нагрева для различных слоев крови

ви при облучении ее гелий-неоновым лазером. Некоторые результаты наших исследований уже были опубликованы в работах [8–12]. Опыты проводились с использованием платино-платинородиевой термопары.

Для проведения экспериментов по определению температуры используются в основном две методики.

1. Термоэлемент вводится в образец сразу после окончания действия лазерного излучения. Во избежание ошибок измерения, связанных с перегревом термопары, последнюю вводят в биообъект через некоторый промежуток времени после лазерного воздействия. Такой способ применяется для определения температуры образца после воздействия лазерного излучения с высокой плотностью мощности либо для таких тканей, как склера глаза, кожа, опухоль.

2. Термоэлемент вводится непосредственно перед лазерным воздействием. Такой способ применяют для определения температуры жидких тканей, а также тогда, когда диапазон измеряемых термопарой температур много больше нагрева ткани. Термоэлемент вводится перед воздействием для того, чтобы избежать перемешивания слоев с различной температурой.

С учетом вышеприведенных соображений в работе использовался второй метод для определения температуры слоя крови.

Эксперименты проводились с использованием низкоинтенсивного лазерного излучения. В качестве источника использовался гелий-неоновый лазер типа ЛГ-75 (длина волны $\lambda = 0,63$

мкм, плотность мощности $I = \frac{P}{\pi R^2} = 200 \frac{\text{мВт}}{\text{см}^2}$, где $P = 12$ мВт – мощность излучения, $R = 0,2$ см – радиус пучка). Выбор данного источника обусловлен его широким применением в медицинской практике.

На рисунке 3 представлено схематическое изображение экспериментальной установки.

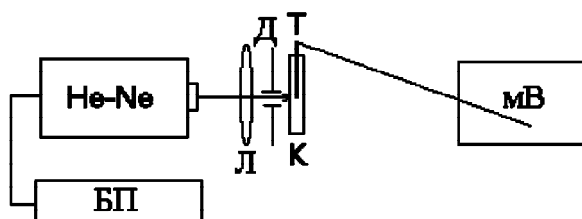


Рис. 3. Схема экспериментальной установки для измерения температуры крови: He-Ne – гелий-неоновый лазер, БП – блок питания лазера, Т – термодатчик, К – кювета, Л – линза, Д – диафрагма, мВ – милливольтметр

Лазерное излучение, проходя через слой крови К толщиной 5 мм, передает ей некоторое количество теплоты. С помощью термодатчика Т, подключенной к милливольтметру постоянного тока ЦЧ-1516, регистрировалось изменение сигнала. Из градуировочного графика платино-платинородиевой термодатчика получено, что изменение сигнала на 8 мкВ соответствует изменению температуры на 1 °С. В ходе эксперимента регистрировалось изменение температуры при времени воздействия лазерного излучения до 30 секунд. При времени, превышающем 30 секунд, изменение температуры зафиксировано не было.

Также было получено распределение температур вдоль оси луча и перпендикулярно ей. Зависимость изменения температуры крови от расстояния по ходу луча в кювете от входа до точки измерения при плотности мощности

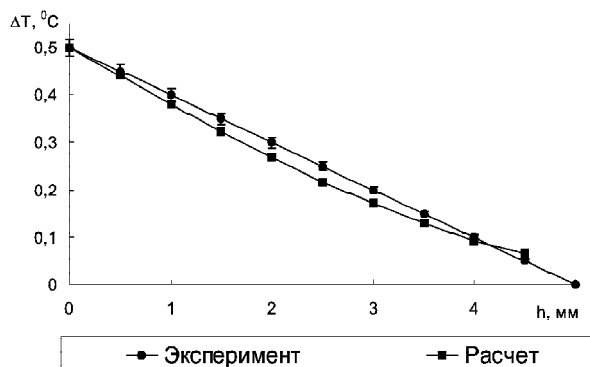


Рис. 4. Зависимость изменения температуры крови от толщины кюветы при времени воздействия 30 с

$I = 200$ мВт/см² и диаметре пучка $D = 0,4$ см изображена на рисунке 4.

При обработке результатов обнаружено, что при облучении крови температура нижних слоев (под лазерным лучом) становится выше температуры верхних слоев. Такое распределение температур, на наш взгляд, связано со структурой крови. Кровь – взвесь форменных элементов, находящихся в жидкой части – плазме. Поведение эритроцитов со временем характеризуется скоростью оседания, поэтому частица, получив некоторое количество тепла, оседает, тем самым нагревая нижние слои. Таким образом, эксперимент показал, что максимальное изменение температуры в направлении распространения луча составило 0,5 °С. Изменение температуры на 0,5 °С фиксировалось на расстоянии 0,1 мм от стенки кюветы для того, чтобы избежать эффектов, связанных с нагревом стенки и явлением конвекции. На расстоянии, равном 5 мм по ходу луча, изменение температуры уменьшалось от 0,5 до 0 °С. В перпендикулярных направлениях было получено следующее распределение температур. По вертикали над лучом и под лучом изменение температуры на 0,5 °С фиксировалось на расстоянии от центра пучка, равном 3 и 4 мм соответственно. Данное значение изменения температуры соответствует выше сделанным оценкам.

Авторы благодарят В.И. Букатого за помощь в работе.

Литература

1. Шубочкин Л.П. Диагностическое применение лазеров // Лазеры в офтальмологии. Саратов, 1982.
2. Цветкова Г.М. Действие лазерного излучения малой мощности на кожу по данным гистологических и гистохимических исследований / Г.М. Цветкова, С.А. Кириллов-Постников, Л.И. Сич и др. // Применение методов и средств лазерной техники в биологии и медицине: Тр. всес. конф. Киев, 1981.
3. Гамалея Н.Ф. Новые данные по фоточувствительности животной клетки и механизмы лазерной стимуляции / Н.Ф. Гамалея, Е.Д. Шишко, Ю.В. Яниш // Докл. АН СССР. 1983. Т. 273, №1.
4. Баранов В.Ю. Физические методы в медицине и биологии // <http://www.kiae.ru>
5. Исаченко В.П. Теплопередача: Учебник для вузов. 3-е изд., перераб. и доп. М., 1975.

6. Капитаненко А.М. Клинический анализ лабораторных исследований в практике военного врача / А.М. Капитаненко, И.И. Дочкин; Под ред. Гамбичко-го. 2-е изд., перераб. и доп. М., 1988.
7. Ильин А.Б. Исследование рефракционного канала зондирующим пучком / А.Б. Ильин, А.Р. Ларичев, В.М. Сазанович, Р.Ш. Цвык // Оптика атмосферы и океана. 1992. №1.
8. Павлова Я.В. Измерение температуры в слое крови при облучении гелий-неоновым лазером / Я.В. Павлова, С.И. Сакович // Известия АГУ. 2003. №1.
9. Букатый В.И. Измерение температуры крови человека при облучении ее низкоинтенсивным лазерным пучком / В.И. Букатый, Я.В. Павлова, С.И. Сакович // Измерение, контроль, информатизация: Мат. четвертой междунар. науч.-техн. конф. Барнаул, 2003.
10. Павлова Я.В. Температура слоя крови в поле излучения гелий-неонового лазера / Я.В. Павлова, С.И. Сакович // Известия АГУ. 2004. №1.
11. Букатый В.И. Нагрев крови человека низкоинтенсивным лазерным излучением / В.И. Букатый, Я.В. Павлова, С.И. Сакович, Г.Г. Устинов // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2005. №1.
12. Букатый В.И. Оценка вклада конвекции в теплообмен слоя крови при нагреве низкоинтенсивным лазерным лучом / В.И. Букатый, Я.В. Павлова, С.И. Сакович // Измерение, контроль, информатизация: Мат. шестой междунар. науч.-техн. конф. Барнаул, 2005.