

Я.В. Павлова, С.И. Сакович

Температура слоя крови в поле излучения гелий-неонового лазера

При воздействии излучения оптических квантовых генераторов на биологические субстраты возникают термические, кинетические, ультразвуковые, электрохимические, фотохимические и другие эффекты.

Большинство применяемых в настоящее время лазеров работает в красном и инфракрасном диапазонах спектра; энергия излучения, поглощаясь в атомах и молекулах соединений, усиливает их колебательные и вращательные движения, т.е. превращается в тепловую энергию [1]. Использование прогрева тканей было одним из основных физиотерапевтических средств. Первой областью использования когерентного излучения была физиотерапия [2]. При прогреве ускоряются химические и биохимические реакции (пропорционально энергии активации реакции), что и определяет физиологический эффект. Преимущества прогрева с помощью когерентных волн определяются тем, что эти волны проникают в глубь организма, и тепловыделение в значительной мере происходит непосредственно в тканях, расположенных на некотором расстоянии от поверхности (диатермия). В этом случае снижается ненужный перегрев поверхностных тканей, неизбежный, если источники тепла воздействуют на поверхность тела [2].

Установлено, что тепловой эффект излучения оптических квантовых генераторов отличается от обычных термических поражений мгновенным повышением температуры в тканях по ходу луча. Распространение термического воздействия в сторону от хода луча лазера ограничено в отличие от термических ожогов. Главной задачей лазерной коагуляции является обеспечение строгой локализации области поражения и возможность управления ее размерами при максимальном сохранении окружающих здоровых тканей неповрежденными [3]. Для ее решения необходимы исследования оптических, теплофизических и других свойств биотканей, нелинейного характера их изменения при нагреве и коагуляции, влияния конвективного тепло-массопереноса, свойств лазерного излучения, исследования механизмов взаимодействия лазерного излучения с биотканями, а также физиологической

реакции биотканей и организма на раздражение, вызванное лазерным воздействием. Первым и наиболее понятным механизмом с точки зрения физики является диссипация поглощенной энергии в тепло [4]. Этот вопрос многократно обсуждался в литературе, однако на практике он часто игнорируется. Существует мнение и имеются многочисленные экспериментальные данные, что при уровнях энергии, используемых в низкоинтенсивной лазерной терапии, нагрев тканей не превышает 0,1 °С, что, по мнению большинства специалистов, пренебрежимо мало. Это действительно так, если говорить о средней температуре ткани в области облучения, хотя вся разница между нормой и общим болезненным состоянием укладывается в 0,3–0,4 °С. Лазерное облучение способно приводить к существенной неоднородности температурного градиента в тканях, особенно на уровне одной клетки или ее оргanelл. Используемые в расчетах данные о теплофизических и оптических параметрах биологических тканей, как правило, измеряются *in vitro* и могут сильно отличаться от живых тканей. Существенными оказываются и изменения в параметрах тканей при их нагреве лазерным излучением, причем иногда эти изменения могут кардинально менять характеристики взаимодействия излучения с биотканями.

При описании процесса передачи тепла биоткани следует обращать внимание на два аспекта. Протекание эндотермических химических реакций зависит, как показывают многие физические исследования, не только от средней подводимой тепловой энергии, но и от скорости и частоты энерговложения (нагрева). Это отличает импульсную низкоинтенсивную лазерную терапию в сравнении с непрерывным излучением. В связи с тем, что тепло излучения в импульсных лазерах выделяется за время, равное 10^{-3} – 10^{-8} секунды, оно не может быть отдано в соседние участки путем конвекции или переноса при оттекании из очага теплообразования крови. Кроме того, при попытках измерений температурных полей в биотканях необходимо обращать внимание не только на возможное наличие градиентов в малых геометрических масштабах, но и на тот факт,

что в условиях метастабильных растворов тепловая энергия практически моментально расходуется на протекание той или иной химической реакции.

Температурный градиент существует лишь до начала поглощающей тепло химической реакции. Измерение температуры необходимо проводить с очень малым временным разрешением, на уровне микро- и наносекунд. В этом случае не исключена регистрация динамики колебаний температурных полей в тканях. На основании измерения температуры в опухолях, подвергнутых воздействию лазерного излучения с использованием термодатчиков, обнаружено, что после облучения температура снижается более замедленно [1]. Следует подчеркнуть, что при воздействии на биологические объекты излучения лазеров на подъем температуры и образование тепла оказывают влияние следующие факторы: плотность энергии излучения, отражение излучения лазера, степень гидратации ткани, ее вторичное окружение, электрическая проводимость. Нами были проведены эксперименты по измерению температуры крови при облучении ее гелий-неоновым лазером. Опыты проводились с использованием платино-родиевой термопары. Лазерное излучение, проходя через слой крови К толщиной 5 мм, передает ей некоторое количество теплоты. С помощью термопары Т, подключенной к милливольтметру постоянного тока Щ-1518, регистрировалось изменение сигнала. Из градуировочного графика платино-родиевой термопары следует, что изменение сигнала на 8 мкВ соответствует изменению температуры на 1°C.

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. При обработке результатов стало ясно, что при облучении крови температура нижних слоев становится выше температуры верхних слоев. Однако это вполне объяснимо. Такое распределение температур 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. Эксперимент показал, что градиент температуры по ходу луча составил 0,4 °C, в других на-

правлениях он составил 0,1 °C. Для подтверждения достоверности экспериментальных результатов была вычислена теоретическая температура T_s из уравнения теплопроводности.

Существуют три различных способа передачи тепла, которые могут иметь место в нашей задаче – кондуктивный, конвективный и лучистый. Кондуктивный теплообмен – теплообмен вследствие молекулярного переноса теплоты в сплошной среде, обусловленный наличием градиента температуры. Конвективный теплообмен – теплообмен внутри области, заполненной жидкой или газообразной средой вследствие перемещения этой среды. Лучистый теплообмен – теплообмен между телами или частями тела, обусловленный переносом теплоты в виде электромагнитных волн. В действительности элементарные виды теплообмена не обособлены и в чистом виде встречаются редко. В большинстве случаев один вид теплообмена сопровождается другим. В ряде случаев сложные процессы теплообмена иногда целесообразно рассматривать как одно целое.

С учетом вышеизложенного из уравнения теплового баланса нами была вычислена теоретическая температура крови T_s в поле низкоинтенсивного лазерного излучения. Так как поглощение кровью обусловлено, в основном, поглощением энергии лазерного излучения эритроцитами, то в общем виде уравнение баланса энергии частицы – эритроцита можно представить

$$\frac{du}{dt} = q_1 + q_2 + q_3, \quad (1)$$

где $\frac{du}{dt}$ – изменение внутренней энергии частицы, q_1 – поглощенный эритроцитом поток энергии лазерного излучения, q_2 – поток за счет кондуктивного теплообмена с окружающей средой, q_3 – поток энергии переизлучения.

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

$$q_1 = \pi a^2 k_n I, \quad (3)$$

$$q_2 = -4\pi a \lambda_m (T_s - T_0), \quad (4)$$

$$q_3 = -4\pi a^2 \sigma \alpha (T_s^4 - T_0^4). \quad (5)$$

Учитывая формулы (2) – (5), уравнение (1) примет вид

$$\frac{4\pi}{3} a^3 \rho c_p \frac{dT_s}{dt} = \pi a^2 k_n I - 4\pi a \lambda_m (T_s - T_0) - 4\pi a^2 \sigma \alpha (T_s^4 - T_0^4). \quad (6)$$

Здесь $a = 2,75$ мкм – эквивалентный радиус эритроцита, $\rho = 1100$ кг/м³ – плотность крови, $c_p = 4100$ Дж/(кг·К) – удельная теплоемкость

вещества частицы, $I = \frac{P}{\pi R^2} = 200 \frac{mBm}{cm^2}$ – плотность

потока энергии лазерного излучения, где R – радиус светового пучка, $k_n = 0,5$ – фактор эффективности поглощения, $\lambda = 0,58 \text{ Вт}\cdot\text{м}^{-1}\cdot\text{К}^{-1}$ – коэффициент теплопроводности крови, $T_0 = 293 \text{ К}$ – начальная температура крови, $\sigma = 5,6696 \cdot 10^{-8} \text{ Вт}/(\text{м}^2\cdot\text{К}^4)$ – постоянная Стефана-Больцмана, $\alpha = 0,5$ – степень черноты.

Разделив переменные в уравнении (6) и пренебрегая потоком излучения, получаем, а затем, проинтегрировав полученное выражение и учитывая начальные условия ($t = 0$, $T = T_0$), получим следующее уравнение:

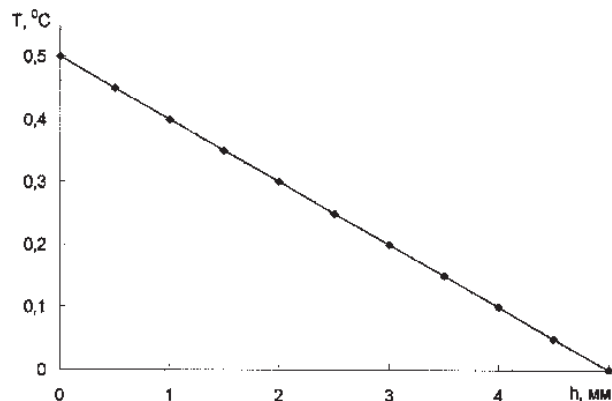
$$T_s = T_0 + \frac{k_n I a}{4\lambda_m} \left[1 - \exp\left(-\frac{3\lambda_m}{a^2 \rho c_p} t\right) \right]. \quad (7)$$

Уравнение (7) называется уравнением теплового баланса слоя крови. С помощью этого уравнения можно теоретически получить динамику температур при облучении крови излучением гелий-неонового лазера и сделать оценку применительно к условиям нашего эксперимента.

Нами были проведены эксперименты по измерению температуры крови при облучении ее гелий-неоновым лазером. Для проведения экспериментов по определению температуры используются, в основном, две методики.

Термоэлемент вводится в образец сразу после окончания действия лазерного излучения. Во избежание ошибок измерения, связанных с перегревом термопары, последнюю вводят в биологический объект 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.

Термоэлемент вводится непосредственно перед лазерным воздействием. Такой способ применяют для определения температуры жидких тканей, а также тогда, когда диапазон измеряемых термопарой температур много больше



Зависимость температуры крови от толщины кюветы

нагрева ткани. Термоэлемент вводится перед воздействием для того, чтобы избежать перемешивания слоев с различной температурой.

Эксперименты проводились с использованием низкоинтенсивного лазерного излучения. В качестве источника использовался гелий-неоновый лазер типа ЛГ-75 (длина волны $\lambda = 0,63 \text{ мкм}$, плотность мощности $I = \frac{P}{\pi R^2} = 200 \frac{\text{МВт}}{\text{см}^2}$, где P – мощность излучения, R – радиус пучка). С учетом вышеприведенных соображений в работе использовался второй метод для определения температуры слоя крови.

Теоретические значения температуры составили при толщине $h = 2 \text{ мм}$ изменение температуры $T = 0,35 \text{ }^\circ\text{C}$, $h = 4 \text{ мм}$ – $0,5 \text{ }^\circ\text{C}$. Инструментально зарегистрированные значения повышения температуры удовлетворительно согласуются с полученными теоретически в пределах рассчитанной погрешности. Следует обратить внимание на тот факт, что биологические последствия зависят не только от величины максимальной температуры, но и от динамики процесса во времени: длительности температурного пика, быстроты возвращения температуры ткани к нормальному уровню.

Литература

1. Олейник Б.Н., Лаздина С.И., Лаздин В.П. и др. Приборы и методы температурных измерений. М., 1987.
2. Девятков Н.Д., Бецкий О.В., Голант М.Б. Использование когерентных волн в медицине и биологии. Медицина и спорт, 1998. №2.
3. Баранов В.Ю. Физические методы в медицине и биологии. <http://www.kiae.ru>
4. Рогаткин Д.А., Черный В.В. Низкоинтенсивная лазерная терапия. Взгляд физика на механизмы действия и опыт применения. <http://www.MONIC.ru>