

УДК 615.849.19.03:616.1

Я.В. Павлова, С.И. Сакович

Измерение температуры в слое крови при облучении гелий-неоновым лазером

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 органелл. 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 при поглощении в биотканях излучения импульсных лазеров выделяется за время, равное 10^{-3} – 10^{-8} с, оно 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

Измерение температуры в слое крови при облучении гелий-неоновым лазером

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 термопарных датчиков, 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. На рисунке представлено схематическое изображение экспериментальной установки. Лазерное излучение, проходя через слой крови К (5 мм), передает ей некоторое количество теплоты.

С помощью термопары Т, подключенной к милливольтметру постоянного тока Щ-1518, регистрировалось изменение сигнала. Из гра-

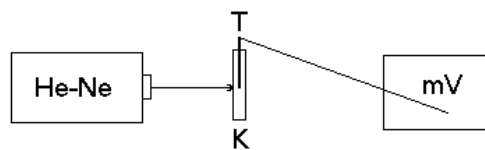


Схема экспериментальной установки

дуировочного графика платино-родиевой термопары 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 сек. При времени, превышающем 30 сек, изменение оставалось постоянным. 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. Казалось бы, парадоксальное явление. Однако оно 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 установившийся максимальный градиент температуры по ходу луча составил 0,4 °С, в других направлениях он составил 0,1 °С.

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 // МИС-РТ. 1998. №2-2.
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.MrNIC.ru>