



А.В. Дунаев



Ю.А. Волосатов

Разработка методов контроля поглощенной дозы и когерентности для низкоинтенсивной лазерной терапии

Предложены метод контроля поглощенной дозы для низкоинтенсивной лазерной терапии внутренних органов с помощью учета поглощаемой в эпидермисе мощности излучения (оптических и теплофизических свойств эпидермиса), а также метод контроля когерентности лазерного излучения, что позволяет объективно рассчитывать поглощенную дозу лазерной энергии в процессе лазерной процедуры и диагностировать состояние патологического очага.

A method of control of the absorbed dose of radiation during low-level laser therapy is proposed, it consider the absorbed dosage rate (optical and thermophysical properties of epidermis). A method of coherence control is proposed also. They allow to calculate objectively the absorbed dose of radiation of laser energy during laser therapy and to perform diagnostics of pathology state.

Низкоинтенсивное лазерное излучение (НИЛИ) благодаря его специфическим свойствам и достаточной глубине проникновения в биообъект (до 3...5 см в ближнем инфракрасном диапазоне при длине волны $\lambda \in [0,8; 1,2]$ мкм) используют в медицине при нарушениях гомеостаза для терапии ряда внутренних органов.

Однако до сих пор в лазеротерапии имеются две нерешенные до конца проблемы: нет четкого представления о механизме лечебного действия при каждом конкретном заболевании; не определен диапазон параметров лазеротерапии. У врача нет достаточно объективного критерия, на который он мог бы ориентироваться, оценивая эффективность лазеротерапии, нет четкого представления о том, что происходит с лазерным излучением при прохождении через различные биологические ткани; теряет ли лазерное излучение свои основные свойства: монохроматичность, поляризацию и когерентность. Таким образом, проблема дозиметрии и оптимального выбора параметров лазеротерапии актуальна в условиях интенсивного внедрения НИЛИ в медицину. Поэтому важнейшей задачей является учет наибольшего числа факторов, влияющих на дозиметрию лазерной процедуры, а также разработка методов и средств контроля и автоматического регулирования ее параметров с использованием обратной связи пациент – аппаратура [1].

Применяемый в настоящее время метод лазерной биофотометрии [2], основанный на оценке эффективности воздействия и расчете поглощенной дозы с учетом оптических параметров биообъекта (коэффициент отражения, поглощения, пропускания), не обеспечивает достоверной оценки величины поглощенной внутренни-

ми органами энергии, поскольку не учитывает ее потери на нагрев верхних слоев кожи (эпидермиса), а также изменения когерентности и поляризации лазерного луча при прохождении сквозь различные слои кожи.

Для повышения точности поддержания заданной интенсивности лазерного воздействия на внутренние органы необходим учет не только оптических, но и теплофизических (теплопроводность, теплоемкость, теплоотдача и др.) свойств биотканей [3]. Рассмотрим принципы методов контроля поглощенной дозы для низкоинтенсивной лазерной терапии путем регистрации как отраженной, так и потраченной на локальный нагрев эпидермиса энергии с последующим учетом изменений когерентности лазерного луча в верхних слоях биоткани.

Сущность метода контроля поглощенной дозы с учетом поглощаемой в эпидермисе мощности излучения

В соответствии с исследованиями [1] распространение тепла в эпидермисе (рис. 1) происходит в основном не по его роговому слою, а по его внутренним слоям – шиповатому и базальному, пропитанных тканевой жидкостью. На основании результатов исследований предложен метод контроля поглощенной внутренними органами дозы $D_{\text{полг}}$. Его сущность заключается в измерении коэффициента отражения биоткани ρ и максимальных температур нагрева эпидермиса в двух точках поверхности вне светового пятна Θ_1 и Θ_2 , лежащих на одной оси его радиуса, и последующем расчете поглощенной внутренними органами дозы. По

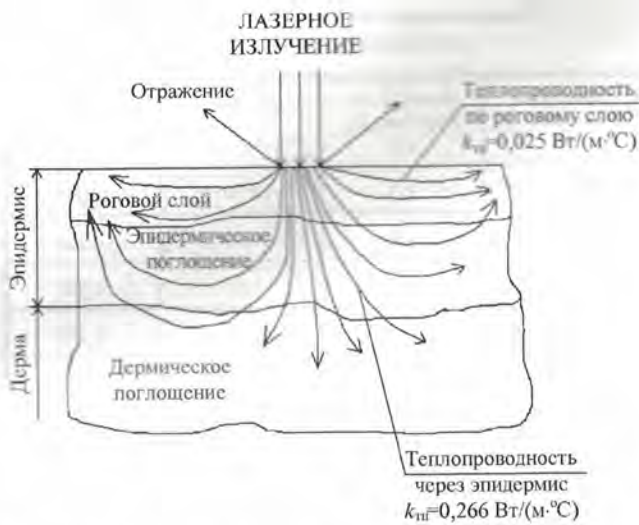


Рис. 1. Схема распространения тепла в эпидермисе

полученным значениям температуры методом численно-го интегрирования из уравнения (1) вычисляется градиент температуры $\left(\frac{\partial \Theta}{\partial r}\right)_R$ на границе светового пятна с радиусом R :

$$\frac{\partial^2 \Theta}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial \Theta}{\partial r} + \frac{k_b + k_t}{k_{тп} h} \Theta - \frac{k_b \Theta_b + k_t \Theta_t}{k_{тп} h} = 0, \quad (1)$$

где Θ – максимальная температура нагрева эпидермиса на расстоянии r от центра светового пятна; k_b – коэффициент теплоотдачи эпидермис – воздух; k_t – коэффициент теплоотдачи эпидермис – внутренние слои биоткани; $k_{тп}$ – коэффициент теплопроводности эпидермиса; h – толщина эпидермиса; Θ_b и Θ_t – температура окружающего воздуха и внутренних слоев биоткани соответственно.

Коэффициент теплового поглощения эпидермиса рассчитывается из выражения

$$\xi = \frac{P_{наг}}{P_{пад} - P_{отр}} 100 \%, \quad (2)$$

где $P_{пад}$ – падающая средняя мощность лазерного излучения, задаваемая при воздействии; $P_{отр}$ – отраженная средняя мощность, определяемая с помощью измерения коэффициента отражения биоткани; $P_{наг}$ – мощность, расходуемая на нагрев эпидермиса;

$$P_{наг} = k_{тп} h \cdot 2\pi R \left(\frac{\partial \Theta}{\partial r}\right)_R. \quad (3)$$

Поглощенная внутренними тканями доза лазерной энергии рассчитывается на основании информации о значении падающей дозы $D_{пад}$, коэффициентов ρ и ξ по следующему выражению:

$$D_{погл} = D_{пад} [1 - (\rho + \xi)]. \quad (4)$$

Экспериментальные исследования и апробация метода контроля поглощенной дозы внутренними тканями с учетом поглощаемой в эпидермисе мощности излучения проводились в Центре содействия укреплению здоровья студентов, преподавателей и сотрудников ОрелГТУ на лазерном терапевтическом аппарате с биофотометром "МИЛТА-Ф-8-01" [3]. Найденные значения коэффициентов теплового поглощения эпидермиса для различных пациентов позволили сделать вывод о достаточно высоком тепловом поглощении эпидермиса, индивидуальности и существенном различии в теплофизических характеристиках эпидермиса различных пациентов, а также различных топографо-анатомических участков у одного и того же пациента, что подтверждает необходимость контроля потерь мощности излучения в эпидермисе вследствие его локального нагрева. Усовершенствованный метод контроля поглощенной дозы с учетом поглощаемой в эпидермисе мощности излучения повышает точность дозирования лазерной энергии во внутренних тканях и тем самым способствует повышению адекватности процедур при низкоинтенсивной лазерной терапии внутренних органов.

Экспериментальные исследования распределения интенсивности для метода контроля когерентности лазерного излучения

В последние годы ученые, занимающиеся проблемами лазерной терапии, уделяют когерентности НИЛИ особое внимание, считая, что когерентность играет важную роль в механизме фотобиологического действия НИЛИ [4, 5, 6].

Малая расходимость лазерного излучения или возможность концентрации электромагнитной энергии в предельно малых пространственных углах обусловлена высокой степенью пространственной когерентности излучения. Поэтому предполагается разработать метод и устройство для контроля когерентности лазерного излучения с применением несложных методов и устройств, используемых обычно при измерении расходимости лазерного излучения. Для практического определения расходимости применяют три основных метода: сечений, фокального пятна и регистрации диаграммы направленности. При использовании этих методов возникает задача анализа распределения интенсивности лазерного излучения.

С этой целью был проведен анализ распределения интенсивности излучения полупроводникового лазера с длиной волны, находящейся в диапазоне от 0,63 до 0,68 мкм, согласно схеме, показанной на рис. 2. Измерения проводились с помощью однолучевого фотоэлектрического колориметра ФЭК-2.

При измерениях применяли диафрагмы с диаметрами: 1; 1,5; 2; 2,5; 3; 3,5; 4; 4,5; 5; 5,5; 6 мм, при этом использовали только блок измерения колориметра, т.е. блок фотоприемного устройства, который принимает и обрабатывает оптический сигнал, и отсчетное устройство.

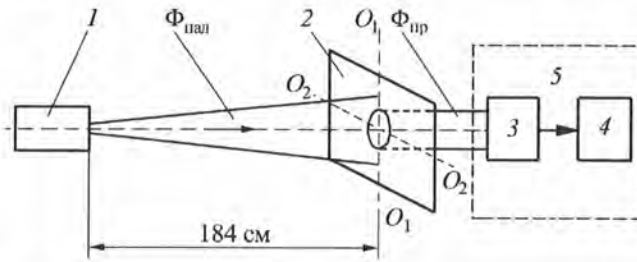


Рис. 2. Схема распределения интенсивности излучения полупроводникового лазера

Перед измерением проводили юстировку оборудования: изменяя положение лазера относительно светочувствительной поверхности фотоприемного устройства, добивались такого его положения, чтобы пучок НИЛИ попадал в центральную часть диафрагмы, оптической системы и фотоприемного устройства.

Световой поток $\Phi_{\text{пад}}$ от лазера 1 падает на светочувствительную поверхность фотоприемного устройства 3. Ручкой регулировки фототока на панели колориметра устанавливают стрелку отсчетного устройства на максимальное значение. Это соответствует максимальному значению светового потока от лазера, падающего на светочувствительную поверхность фотоприемного устройства. Затем в световой поток вводится диафрагма 2 так, чтобы плоскость диафрагмы располагалась перпендикулярно оптической оси схемы, а сама диафрагма – непосредственно перед входной апертурой фотоприемного устройства. При этом расстояние от выходного окна лазера до диафрагмы составляет 184 см. Тогда фотоприемное устройство 3 регистрирует световой поток с диаметром поперечного сечения, равным значению диаметра диафрагмы D_i . Отклонение стрелки отсчетного устройства в этом случае пропорционально световому потоку, прошедшему через отверстие диафрагмы. Аналогично измерения проводятся для каждой диафрагмы.

По результатам измерений (по 12 измерений для каждого значения диаметра диафрагмы) найдены средние значения показаний прибора $I_{\text{ср}}$ и их среднеквадратические отклонения. Общие результаты сведены в таблицу.

Если считать показания прибора пропорциональными световому потоку, прошедшему через отверстие диафрагмы, то

$$\Phi_i = \frac{I_i}{k}, \quad (5)$$

где Φ_i – световой поток, лм; I_i – показания прибора, отн. ед.; k – коэффициент пропорциональности.

Значение интенсивности

$$J_i = \frac{\Phi_i}{S_i}, \quad (6)$$

Распределение интенсивности излучения полупроводникового лазера

Показания прибора $I_{\text{ср}}$, %	Диаметр диафрагмы D , мм	$D/2$, мм	$\Delta J_i / J_i$, отн. ед.
29,583	1,0	0,50	1,000
40,333	1,5	0,75	0,302
54,333	2,0	1,00	0,281
67,667	2,5	1,25	0,208
80,250	3,0	1,50	0,161
89,583	3,5	1,75	0,101
92,833	4,0	2,00	0,030
95,167	4,5	2,25	0,019
96,500	5,0	2,50	0,010
97,000	5,5	2,75	0,003
97,083	6,0	3,00	0,001

где J_i – интенсивность светового потока, лм/м²; $S_i = \frac{\pi D_i^2}{4}$ – площадь отверстия диафрагмы, м², или

$$J_i = \frac{4I_i}{\pi k D_i^2}. \quad (7)$$

В рассматриваемом случае интенсивность удобно представить в виде $\frac{\Delta J_i}{J_i}$:

$$\Delta J_i = \frac{\Delta \Phi_i}{\Delta S_i}, \quad \Delta \Phi = \frac{I_i - I_{i-1}}{k}, \quad (8)$$

$$\Delta S_i = \frac{\pi(D_i^2 - D_{i-1}^2)}{4}, \quad J_1 = \frac{4I_1}{\pi k D_1^2}.$$

Распределение интенсивности излучения описывается выражением

$$\frac{\Delta J_i}{J_1} = \frac{(I_i - I_{i-1})D_1^2}{(D_i^2 - D_{i-1}^2)I_1}. \quad (9)$$

Рис. 3, на котором схематично представлено распространение лазерного излучения от лазера к фотоприемному устройству, поясняет вывод формулы (9).

Результаты расчетов по формуле (9) сведены в таблицу, и по ним построен график, иллюстрирующий распределение интенсивности излучения лазера (рис. 4).

Из графика видно, что интенсивность излучения лазера распределена неравномерно. Это свидетельствует

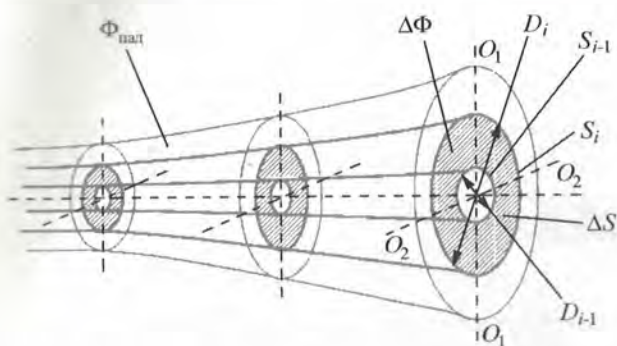


Рис. 3. Схема распространения лазерного излучения от лазера к фотоприемному устройству

о наличии частичной когерентности излучения лазера. Полученные результаты имеют в большей степени качественный характер. Однако предложенные схема и методика измерения могут быть использованы в исследованиях, связанных с взаимодействием лазерного излучения с различными веществами и средами, а также для разработки метода контроля когерентности НИЛИ при проведении лазерной терапии. Для составления наиболее полного количественного и качественного представления о распределении интенсивности излучения необходимы дополнительные исследования.

Закключение

Предложенный метод контроля поглощенной дозы для низкоинтенсивной лазерной терапии внутренних органов с помощью учета поглощаемой в эпидермисе мощности излучения (оптических и теплофизических свойств эпидермиса), а также метод контроля когерентности лазерного излучения позволяет объективно рассчитывать поглощенную дозу лазерной энергии в процессе лазерной процедуры и диагностировать состояние патологического очага.

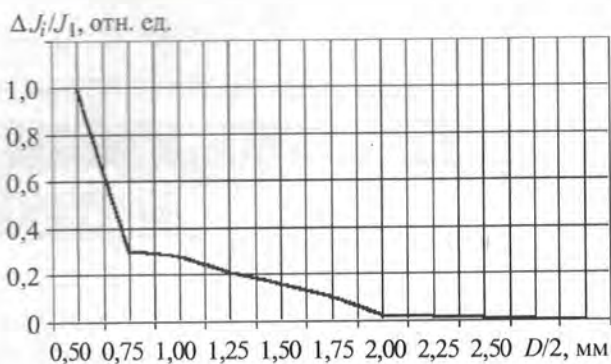


Рис. 4. График распределения интенсивности излучения лазера

ЛИТЕРАТУРА

1. Дунаев А.В., Коридорф С.Ф. Контроль поглощаемой в эпидермисе мощности лазерного излучения при низкоинтенсивной лазерной терапии // Вестник новых медицинских технологий. 2002. Т. IX. № 4. С. 63–66.
2. Александров М.Т. Основы лазерной клинической биофотометрии и вопросы метрологии // Мат. 3-й Междунар. конф. "Актуальные вопросы лазерной медицины и операционной эндоскопии". М., 1994. С. 387–388.
3. Коридорф С.Ф., Подмастерьев К.В., Дунаев А.В. Метод и средство контроля поглощенной дозы при низкоинтенсивной лазерной терапии // Контроль. Диагностика. 2002. № 10. С. 18–21.
4. Минаев В.П. О возможном механизме влияния когерентности лазерного излучения на взаимодействие с биотканью при низкоинтенсивной лазерной терапии // Использование лазеров для диагностики и лечения заболеваний: Науч.-инф. сб. М., 1996. С. 5–7.
5. Каплан М.А. Лазерная терапия – механизмы действия и возможности // 1-й Междунар. конгресс "Лазер и здоровье", Лимассо. М.: Фирма "Техника", 1997. С. 88–92.
6. Козлов В.И. Взаимодействие лазерного излучения с биотканями // Применение низкоинтенсивных лазеров в клинической практике: Сб. тр. М., 1997. С. 24–34.

Ордена Трудового Красного Знамени ОАО "Издательство "Машиностроение", 107076, Москва, Стромьинский пер., 4
 Учредители: РОНКГД и ООО "Издательство Машиностроение – 1". E-mail: td@mashin.ru
 Телефоны редакции журнала: (095) 268-69-19; 268-36-54; 268-47-19. Http://www.Mashin.ru
 Дизайнер Погорелова Т.Н. Технический редактор Жиркина С.А. Корректор Соколкина Л.Е.
 Сдано в набор 02.07.04 г. Подписано в печать 19.08.04 г.
 Формат 60×88 1/8. Бумага офсетная. Печать офсетная. Усл. печ. л. 8,33. Уч.-изд. л. 10,83. Заказ 1289. Свободная цена.
 Оригинал-макет и электронная версия подготовлены в ОАО "Издательство "Машиностроение".
 Отпечатано в Подольской типографии филиале ОАО "ЧПК". 142110, Подольск, ул. Кирова, д. 15.