

УДК 681.2.082:615.849.19

С.Ф. Корндорф, К.В. Подмастерьев, А.В. Дунаев

МЕТОД КОНТРОЛЯ ПОГЛОЩЕННОЙ ВНУТРЕННИМИ ТКАНЯМИ
ДОЗЫ С УЧЕТОМ ПОГЛОЩАЕМОЙ В ЭПИДЕРМИСЕ МОЩНОСТИ
ИЗЛУЧЕНИЯ ПРИ НИЗКОИНТЕНСИВНОЙ ЛАЗЕРНОЙ ТЕРАПИИ

Орловский государственный технический университет

Ключевые слова: контроль, поглощенная доза, эпидермис

В работе предлагается метод контроля поглощенной внутренними тканями дозы с учетом поглощаемой в эпидермисе мощности излучения при низкоинтенсивной лазерной терапии внутренних органов. Приводятся результаты теоретических и экспериментальных исследований процесса локального нагрева при лазерной терапии в импульсном режиме.

A method of control of the absorbed dose of radiation by the biological tissue under low-level laser therapy of inner organs is proposed. This work counts part of absorbed energy spent on local heating of epidermis. The results of theoretical and experimental researches of process of local heating during laser therapy at pulse action are presented.

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 [1]. Широкое использование лазерной терапии, однако, вызывает по-прежнему многочисленные споры об оптимальных параметрах процедур и противопоказаниях, поскольку лечебный эффект далеко не всегда возможно воспроизвести или гарантировать. Рекомендуемые значения плотности мощности и дозы в разных руководствах отличаются в сотни и более раз (соответственно от 0,5 до 200 мВт/см² и от 0,1 до 120 Дж/см²). Одной из причин этого является

отсутствие точных сведений о количестве лазерной энергии, достигающей области, подвергаемой лазерной терапии. Поэтому важнейшей задачей является учет наибольшего числа факторов, влияющих на дозиметрию лазерной процедуры, а также разработка необходимых методов и средств контроля и автоматического регулирования ее параметров с использованием обратной связи пациент – аппаратура.

Существующие методы контроля, основанные на лазерной биофотометрии, позволяют рассчитывать поглощенную дозу с учетом оптических параметров биообъекта (коэффициент отражения, поглощения, пропускания) [2, 3]. Не умаляя достигнутого уровня развития указанных методов, отметим, что достоверность оценки величины энергии, поглощенной внутренними тканями не достаточна, поскольку не учитываются ее потери на нагрев эпидермиса, как наиболее грубого слоя кожного покрова, лишенного кровеносных сосудов. Поэтому следующим этапом повышения точности поддержания заданной интенсивности лазерного воздействия на внутренние органы является учет не только оптических, но и теплофизических свойств (теплопроводность, теплоемкость, теплоотдача и др.) биотканей, поскольку нагрев больший или меньший всегда присутствует при лазерном воздействии [4].

Целью данной работы является разработка метода контроля поглощаемой в эпидермисе мощности излучения для определения поглощенной внутренними тканями дозы излучения при низкоинтенсивной лазерной терапии (НИЛТ) внутренних органов с учетом мощности как отражаемой, так и затрачиваемой на локальный нагрев эпидермиса.

В результате теоретических и экспериментальных исследований тепловых процессов в эпидермисе при НИЛТ составлено уравнение теплового баланса эпидермиса в установившемся режиме, которое является математической моделью распределения температуры по поверхности эпидермиса:

$$\frac{\partial^2 \Theta}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \cdot \frac{\partial \Theta}{\partial r} + \frac{k_{\text{в}} + k_{\text{т}}}{k_{\text{тп}} \cdot h} \cdot \Theta - \frac{k_{\text{в}} \cdot \Theta_{\text{в}} + k_{\text{т}} \cdot \Theta_{\text{т}}}{k_{\text{тп}} \cdot h} = 0, \quad (1)$$

где Θ – температура эпидермиса на расстоянии r от центра светового пятна; $k_{\text{в}}$ – коэффициент теплоотдачи эпидермис - воздух; $k_{\text{т}}$ – коэффициент теплоотдачи эпидермис - внутренние слои биоткани; $k_{\text{тп}}$ – коэффициент теплопроводности эпидермиса; h – толщина эпидермиса; $\Theta_{\text{в}}$ и $\Theta_{\text{т}}$ – температура окружающего воздуха и внутренних слоев биоткани соответственно.

Модель учитывает условия теплообмена на границе среды эпидермис-воздух и эпидермис-внутренние слои кожи, теплопроводность эпидермиса. Согласно теории теплопередачи мощность излучения, потраченную на локальный нагрев облучаемого пятна эпидермиса, можно рассчитать, имея информацию о градиенте температуры на границе светового пятна. Полученная математическая модель позволяет определить искомый градиент температуры, решив уравнение теплового баланса методом численного интегрирования, для чего необходимо иметь два значения температуры эпидермиса при различных расстояниях от центра светового пятна.

В результате проведенного эксперимента при расположении нагревательного элемента на поверхности кожи на расстоянии $L = 3$ мм от преобразователя температуры установлено, что коэффициент теплопроводности рогового слоя при поверхностном распространении тепловой энергии значительно (на порядок) отличается от среднего значения коэффициента при распространении теплового поля перпендикулярно эпидермису. В соответствии с полученным результатом предложена схема распространения тепла в эпидермисе (рисунок 1), согласно которой распространение тепла по эпидермису происходит, в основном, не по его роговому слою, а за счет его внутренних слоев – шиповатого и базального, пропитанных тканевой жидкостью [5].

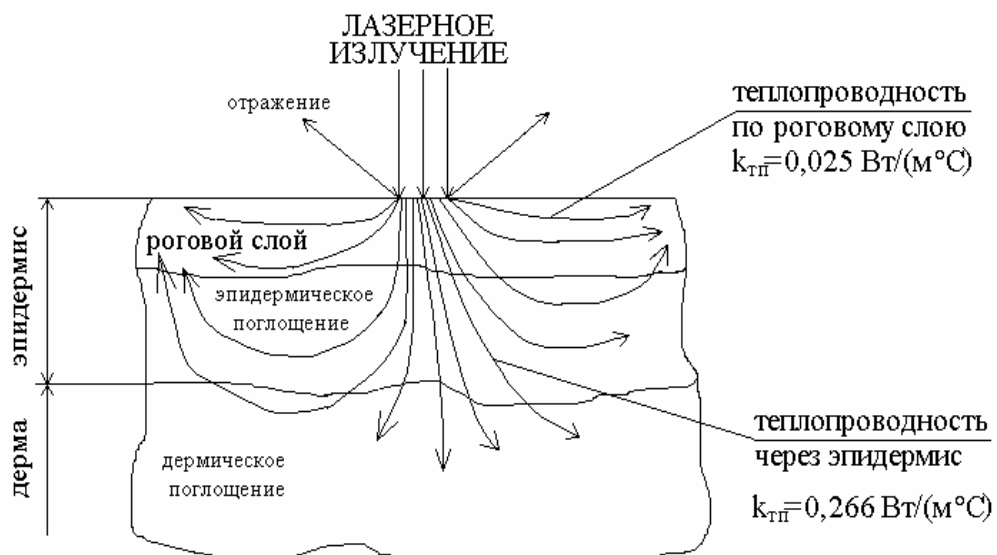


Рисунок 1 – Схема распространения тепла в эпидермисе

При рассмотрении процесса периодического нагрева и охлаждения роговых клеток эпидермиса вследствие воздействия на них периодических импульсов лазерного излучения получена зависимость диапазона колебаний температур ($\Delta\Theta$) от относительной инерционности нагрева (n_n) в следующем виде:

$$\Delta\Theta = \left(\frac{\Theta_r \cdot (1 - e^{-n_n \cdot k}) + \Theta_x \cdot e^{-n_n \cdot k} \cdot (1 - e^{-n_n \cdot k \cdot p})}{1 - e^{-n_n \cdot k \cdot p}} - \Theta_x \right) \cdot \left(1 - e^{-\frac{1-k}{n_n \cdot k \cdot p}} \right), \quad (2)$$

где k – скважность импульсов; p – отношение постоянных времени охлаждения и нагрева клеток; Θ_x , Θ_r – температуры, которых достигли бы роговые клетки при неограниченно длительном охлаждении и нагреве соответственно; $n_n = f \cdot \tau_{np}$ – относительная инерционность нагрева; f – частота импульсов; τ_{np} – постоянная времени нагрева роговых клеток.

Видно, что при постоянной длительности лазерных импульсов, $p = 1$ и $\Theta_x = 35^\circ\text{C}$ диапазон колебаний температуры существенно зависит от относительной инерционности нагрева, возрастая с ее уменьшением (рисунок 2). При этом указанный эффект проявляется существенно с уменьшением коэффициента скважности, что свидетельствует о значительном перегреве

роговых клеток эпидермиса в приведенном диапазоне инерционности нагрева, которому соответствуют постоянные времени нагрева порядка 100 мкс.

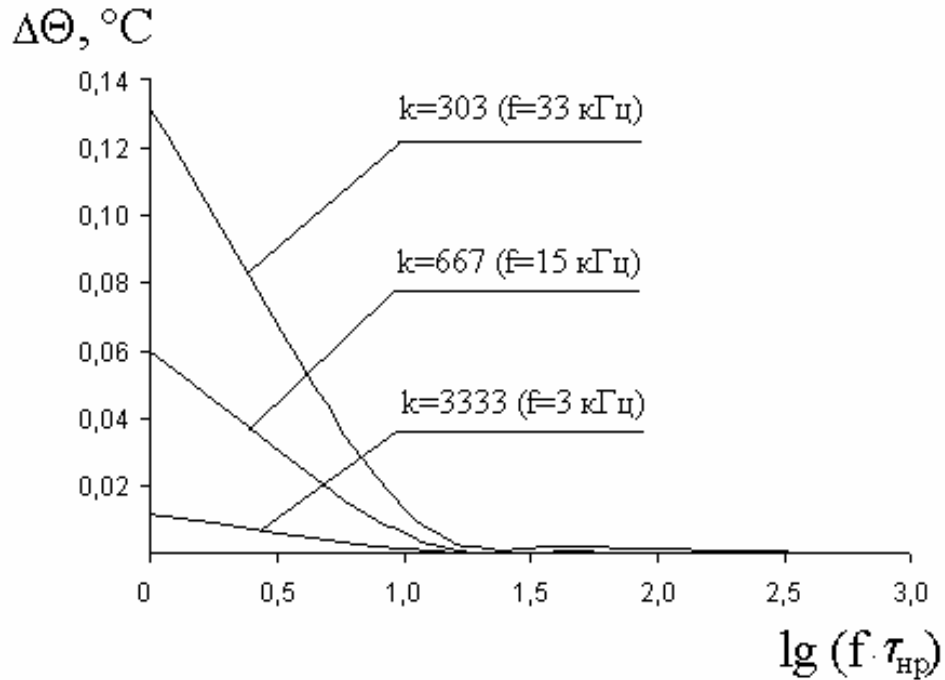


Рисунок 2 – Зависимость диапазона колебаний температуры роговых клеток эпидермиса от относительной инерционности нагрева

При рассмотрении процесса локального нагрева эпидермиса под роговым слоем (без учета теплоотдачи в воздух) в результате воздействия лазерных импульсов в установившемся режиме получены выражения для кривой нагрева и охлаждения эпидермиса соответственно:

$$\Theta_{\text{нагр}} = \Theta_0 + \frac{P_{\text{имп}} \cdot (1 - \rho(\lambda)) \cdot (e^{\frac{-k_T}{C} \cdot (T - \tau)} - 1)}{k_T \cdot (1 - e^{\frac{-k_T}{C} \cdot T})} \cdot e^{\frac{-k_T}{C} \cdot t} + \frac{P_{\text{имп}} \cdot (1 - \rho(\lambda))}{k_T}; \quad (3)$$

$$\Theta_{\text{охл}} = \Theta_0 + \frac{P_{\text{имп}} \cdot (1 - \rho(\lambda)) \cdot (1 - e^{\frac{-k_T}{C} \cdot \tau})}{k_T \cdot (1 - e^{\frac{-k_T}{C} \cdot T})} \cdot e^{\frac{-k_T}{C} \cdot (t - \tau)}, \quad (4)$$

где $P_{\text{имп}}$ – мощность в импульсе; k_T – теплопроводность облучаемого участка эпидермиса; C – теплоемкость облучаемого участка эпидермиса; T – период

импульсов; τ – длительность лазерного импульса; $\rho(\lambda)$ – коэффициент отражения биоткани; Θ_0 – начальная температура эпидермиса до облучения.

Низкий уровень флуктуаций температуры (в пределах 0,0002 %), обусловленный малой мощностью и длительностью импульса при НИЛИ, свидетельствует, что при разработке метода контроля потерь мощности в эпидермисе целесообразно рассматривать средние значения температуры. При этом зависимость средней температуры локального нагрева эпидермиса от частоты импульсов имеет вид:

$$\Theta_{\text{ср}} = \frac{1}{T} \cdot \left[\int_0^{\tau} \Theta_{\text{нагр}} \cdot dt + \int_{\tau}^T \Theta_{\text{охл}} \cdot dt \right]. \quad (5)$$

Анализ полученных зависимостей (рисунок 3) показывает, что НИЛИ на уровне облучаемого участка эпидермиса вследствие преобразования поглощенной энергии в тепло вызывает его разогрев, причем зависимость средней температуры от частоты лазерных импульсов в установившемся режиме в используемом диапазоне частот носит практически линейный характер.

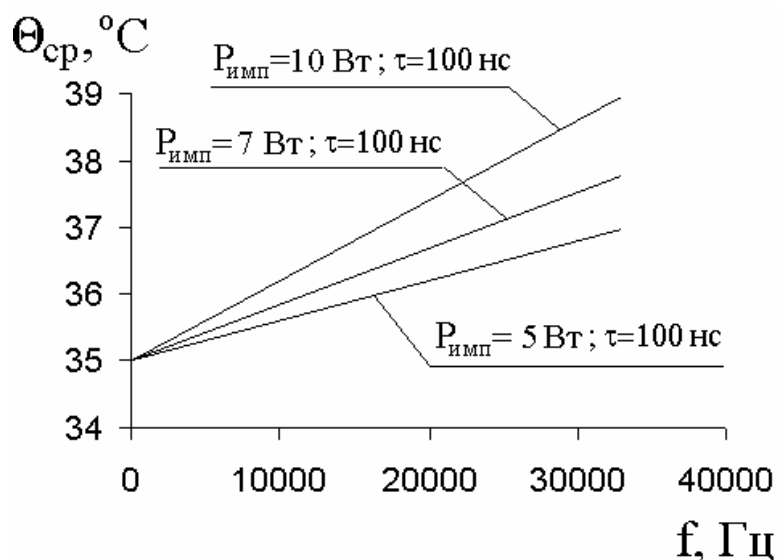


Рисунок 3 – Зависимость средней температуры нагрева эпидермиса от частоты лазерных импульсов

Таким образом, алгоритм получения и обработки информации при реализации метода контроля поглощенной дозы с учетом поглощаемой в

эпидермисе мощности излучения при НИЛТ внутренних органов заключается в следующем:

– после завершения переходных процессов при проведении терапевтической процедуры измеряются значения температуры (Θ_1 и Θ_2) локального нагрева эпидермиса в двух точках вне светового пятна, лежащих на одном радиус-векторе и определенном расстоянии друг от друга;

– методом численного интегрирования из уравнения теплового баланса эпидермиса (1) рассчитывается градиент температуры на границе светового пятна;

– рассчитывается поглощаемая в эпидермисе мощность излучения:

$$P_{\text{наг}} = k_{\text{тп}} \cdot h \cdot 2\pi \cdot R \cdot \left(\frac{\partial \Theta}{\partial r} \right)_R, \quad (6)$$

где R – радиус светового пятна.

– регистрируется коэффициент отражения кожного покрова $\rho(\lambda)$;

– рассчитывается коэффициент теплового поглощения эпидермиса ξ :

$$\xi = \frac{P_{\text{наг}}}{P_{\text{пад}} - P_{\text{отр}}}, \quad (7)$$

где $P_{\text{пад}}$ – падающая средняя мощность лазерного излучения, задаваемая при воздействии; $P_{\text{отр}}$ – отраженная средняя мощность, определяемая из выражения:

$$P_{\text{отр}} = \rho(\lambda) \cdot P_{\text{пад}}. \quad (8)$$

– рассчитывается коэффициент поглощения лазерного излучения внутренними тканями:

$$\kappa = 1 - (\rho(\lambda) + \xi). \quad (9)$$

– согласно выбранным параметрам воздействия определяется падающая доза лазерного излучения $D_{\text{пад}}$ из следующего выражения:

$$D_{\text{пад}} = \frac{P_{\text{пад}}}{S} \cdot t, \quad (10)$$

где S – площадь облучаемого участка биоткани; t – экспозиция (время воздействия).

– рассчитывается поглощенная внутренними тканями доза при лазерной терапии внутренних органов:

$$D_{\text{погл}} = D_{\text{пад}} \cdot \kappa = D_{\text{пад}} \cdot [1 - (\rho(\lambda) + \xi)]. \quad (11)$$

Таким образом, с помощью измерения коэффициента отражения лазерного излучения от биоткани и выделения части мощности, затраченной на локальный нагрев эпидермиса, учитываются не только оптические, но и теплофизические свойства эпидермиса, а значит, повышается точность контроля дозы, поглощенной внутренними тканями при низкоинтенсивной лазерной терапии внутренних органов [6]. Предложенный метод контроля обеспечивает возможность создания лазерного терапевтического устройства с контролем поглощаемой в эпидермисе мощности излучения и регулированием интенсивности излучения по оптическим и теплофизическим свойствам эпидермиса. В предлагаемом устройстве время экспозиции, площадь облучения, импульсная мощность и длительность импульса постоянны, а частота импульсов лазерного излучения изменяется в зависимости от задаваемой оператором необходимой поглощенной дозы лазерного излучения внутренними тканями, оптических и теплофизических свойств эпидермиса по следующей зависимости:

$$f = \frac{D_{\text{погл}} \cdot S}{P_{\text{имп}} \cdot \tau \cdot t \cdot [1 - (\rho(\lambda) + \xi)]}. \quad (12)$$

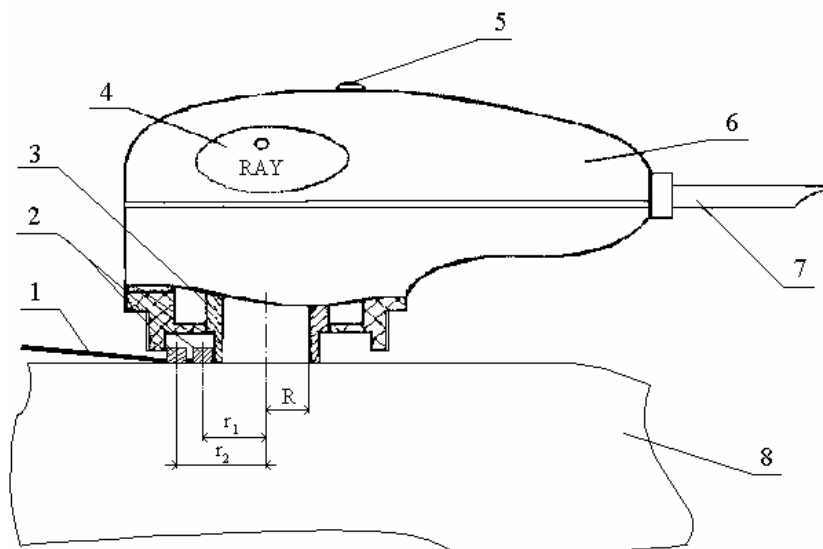
Апробация метода контроля поглощенной дозы внутренними тканями с учетом поглощаемой в эпидермисе мощности излучения проведена в Центре содействия укреплению здоровья студентов, преподавателей и сотрудников ОрелГТУ на лазерном терапевтическом аппарате с биофотометром «МИЛТА-Ф-8-01». Воздействие НИЛИ контактным способом (облучающий терминал устанавливался на биоткань) производилось на пациента А (25 лет) на участках кожи в области группы мышц сгибателей предплечья левой и правой рук (участки 1 и 2), на пациента Б (27 лет) в области группы мышц сгибателей предплечья левой и правой рук (участки 1 и 2), а также икроножных мышц левой и правой ног (участки 3 и

4), и на пациента В (20 лет) в области группы мышц сгибателей предплечья обеих рук (участки 1 и 2). Параметры воздействия НИЛИ были одинаковыми для всех пациентов и представлены в таблице 1. Количество процедур (измерений) на каждом участке соответствовало $n = 5$.

Таблица 1 – Параметры воздействия НИЛИ

Длина волны λ , мкм	0,89
Мощность в импульсе $P_{\text{имп}}$, Вт	6,2
Частота импульсов f , Гц	5000
Длительность импульса τ , нс	260
Средняя падающая мощность $P_{\text{пад}}$, мВт	8,1
Площадь облучения S , см ²	4,5
Время воздействия (экспозиция) t , мин	5
Интенсивность (плотность мощности) W , мВт/см ²	1,8
Падающая доза (плотность энергии) $D_{\text{пад}}$, Дж/см ²	0,537

В качестве канала измерения температуры использовался преобразователь температуры DS1820, подключенный к автоматизированной системе сбора и анализа данных САДТ-1. Схема расположения преобразователей температуры на биоткани в терминале аппарата представлена на рисунке 4. Типовые диаграммы распределения температуры по поверхности эпидермиса в установившемся режиме для случаев облучения пациента А (участок 1), пациента Б (участок 3), пациента В (участок 1) представлены на рисунке 5. Общие результаты апробации предложенного метода контроля сведены в таблице 2.



- 1 – соединительный кабель преобразователя температуры DS1820 и САДТ-1;
- 2 – преобразователи температуры DS1820;
- 3 – камера;
- 4 – кнопка RAY (ПУСК);
- 5 – индикаторный диод включения лазера;
- 6 – корпус терминала;
- 7 – электрический шнур;
- 8 – биоткань.

Рисунок 4 – Схема расположения преобразователей температуры

на биоткани в терминале аппарата

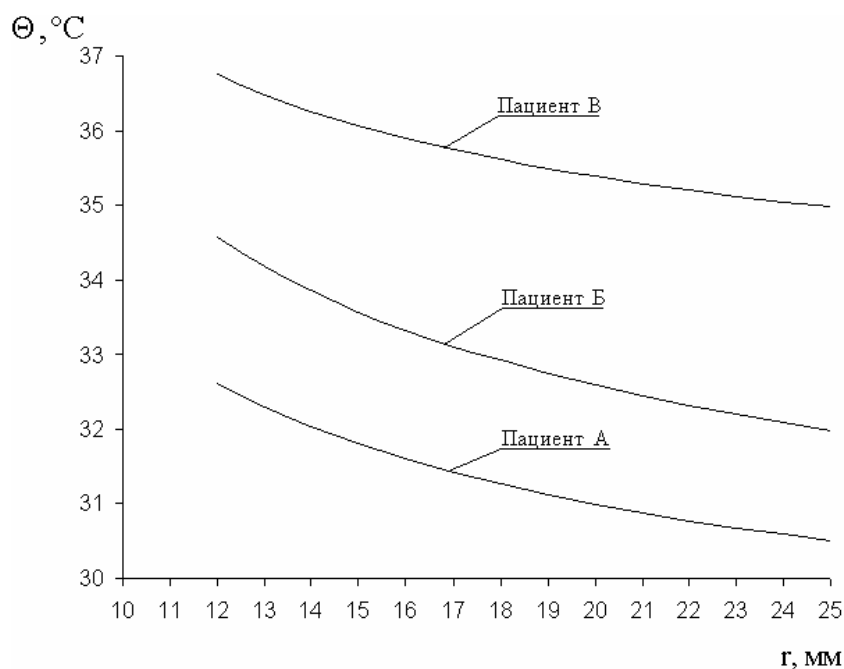


Рисунок 5 – Типовые диаграммы распределения температур по поверхности эпидермиса в установившемся режиме

Таблица 2 – Результаты апробации метода контроля

Наименование параметра	ПАЦИЕНТ							
	А		Б				В	
	Облучаемый участок		Облучаемый участок				Облучаемый участок	
	1	2	1	2	3	4	1	2
Падающая доза $D_{пад}$, Дж/см ²	0,537		0,537				0,537	
Коэффициент отражения ρ (λ), %	40	39	38	37	41	42	39	39
Градиент температуры на границе светового пятна $\left(\frac{\partial \Theta}{\partial r}\right)_R$, °С/м	-203	-348	-419	-359	-253	-343	-168	-179
Поглощаемая в эпидермисе мощность излучения $P_{нар}$, мВт	0,4	0,7	0,8	0,7	0,5	0,7	0,3	0,4
Коэффициент теплового поглощения эпидермиса ξ , %	8,4	14,2	16,8	14,2	10,7	14,7	6,9	7,3
Коэффициент поглощения внутренними тканями κ , %	51,6	46,8	45,2	48,8	48,3	43,3	54,1	53,7
Поглощенная доза $D_{полн}$, Дж/см ²	0,277	0,251	0,243	0,262	0,260	0,233	0,291	0,289

Найденные значения коэффициентов теплового поглощения эпидермиса для различных пациентов свидетельствуют о достаточно высоком тепловом поглощении эпидермиса и об 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 НИЛТ внутренних органов.

Литература

1 Козлов В.И. Взаимодействие лазерного излучения с биотканями // Сборник трудов «Применение низкоинтенсивных лазеров в клинической практике» / Под ред. О.К.Скобелкина. – М.,1997. – С. 24-34.

2 Полонский А.К. Измерение оптических параметров тканей животных и человека при лазерном воздействии / А.К. Полонский, А.А. Древаль, Ю.В. Голубенко, А.Р. Евстигнеев // Биологические науки. – 1984. – №10. – С. 108-111.

3 Тучин В.В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях. – Саратов: Изд-во Саратовского ун-та, 1998. – 137 с.

4 Корндорф С.Ф. Влияние частоты излучения на нагрев эпидермиса при лазеротерапии внутренних органов / С.Ф. Корндорф, А.В. Дунаев // Материалы научно-практической конференции российских ученых «Актуальные аспекты лазерной медицины», Москва - Калуга, 3 - 5 октября 2002 г. – Калуга, 2002. – С. 426-427.

5 Дунаев А.В. Исследование теплопроводности рогового слоя эпидермиса // Вестник аритмологии. – 2002. – №25, Прил. А. – С.147.

6 Дунаев А.В. Контроль поглощаемой в эпидермисе мощности лазерного излучения при низкоинтенсивной лазерной терапии / А.В. Дунаев, С.Ф. Корндорф // Вестник новых медицинских технологий. – 2002. – Т. IX, № 4. – С. 63-66.