

На правах рукописи

ДУНАЕВ Андрей Валерьевич

МЕТОД КОНТРОЛЯ ПОГЛОЩАЕМОЙ В ЭПИДЕРМИСЕ МОЩНОСТИ  
ИЗЛУЧЕНИЯ ПРИ НИЗКОИНТЕНСИВНОЙ ЛАЗЕРНОЙ ТЕРАПИИ

Специальность 05.11.13 - Приборы и методы контроля  
природной среды, веществ, материалов и изделий

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание ученой степени  
кандидата технических наук

Орел, 2002 г.

Работа выполнена в Орловском государственном техническом университете

Научные руководители: – доктор технических наук, доцент  
ПОДМАСТЕРЬЕВ К.В.  
– доктор технических наук, профессор  
КОРНДОРФ С.Ф.

Официальные оппоненты: – доктор физико-математических наук, профессор  
КАЗАНЦЕВ Э.Ф.  
– кандидат технических наук, доцент  
ЧИГИРЁВ Б.И.

Ведущая организация: – ЗАО НПО «СКАЛА» (г. Санкт-Петербург)

Защита состоится «3» декабря 2002 г. в 14.00 часов на заседании диссертационного совета Д 212.182.01 в Орловском государственном техническом университете по адресу: 302020, РФ, г. Орел, Наугорское шоссе, 29.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке Орловского государственного технического университета

Автореферат разослан «31» октября 2002 г.

Ученый секретарь  
диссертационного совета Д 212.182.01  
доктор технических наук, доцент

\_\_\_\_\_ А.И. СУЗДАЛЬЦЕВ

## ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

**Актуальность.** 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) используются в медицине при нарушениях гомеостаза для терапии ряда внутренних органов.

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/см<sup>2</sup> и от 0,1 до 120 Дж/см<sup>2</sup>). 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.

Одним из путей снижения негативных реакций в биоткани является метод сканирующей лазерной терапии, в разработку которого внесли свой вклад В.Д. Попов, Н.Н. Петрищев, В.Т. Ефименко, В.Е. Илларионов, Е.В. Шалобаев и др. Метод заключается в сканировании сфокусированным лазерным лучом необходимого участка биоткани. Существенным шагом в решении проблемы поиска оптимальных доз являются методы контроля и регулирования лазерного воздействия, основанные на биоуправлении, и методы лазерной биофотометрии. Методы первой группы, существенный вклад в разработку которых внесли С.Л. Загускин, Ф.И. Комаров, С.И. Рапопорт, В.С. Улащик и др., осуществляют автоматический учет исходного состояния и фазы периода биоритмов организма. Методы лазерной биофотометрии, разработанные А.К. Полонским, Е.П. Попечителевым, А.Р. Евстигнеевым, В.В. Тучиным, Т. Ямамото, Ж. Терриеном и др., основаны на оценке эффективности воздействия и расчете поглощенной дозы с учетом оптических параметров биообъекта (коэффициент отражения, поглощения, пропускания).

Не умаляя достигнутого уровня развития указанных методов, отметим, что достоверность оценки величины энергии, поглощенной внутренними органами не достаточна, поскольку не учитываются ее потери на нагрев верхнего слоя кожи – эпидермиса. 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. На решение указанной проблемы и направлена данная работа, которая выполнялась в рамках проектов: «Разработка и внедрение комплексных методов и средств изучения и поддержания здоровья человека на базе межвузовского валеологического центра» (2000 г.); «Разработка методологии функционирования и оснащения «Центров содействия укреплению здоровья обучающихся и воспитанников образовательных учреждений» (2002 г.) научно-технических про-

грамм Минобразования РФ.

**Целью работы** является разработка метода контроля поглощаемой в эпидермисе мощности для определения поглощенной внутренними тканями дозы излучения с учетом мощности как отражаемой, так и затрачиваемой на локальный нагрев эпидермиса.

**В работе решаются следующие основные задачи:**

1 Анализ факторов, влияющих на величину пропускания кожей лазерной энергии.

2 Исследование теплопроводности эпидермиса с учетом строения индивидуального рельефа кожного покрова.

3 Исследование влияния низкоинтенсивного лазерного излучения на нагрев эпидермиса и анализ распространения тепловой энергии в нем.

4 Теоретические и экспериментальные исследования характера зависимости локального нагрева эпидермиса от частоты подачи лазерных импульсов.

5 Разработка метода контроля поглощаемой в эпидермисе мощности при низкоинтенсивной лазерной терапии внутренних органов.

6 Разработка принципов построения лазерного терапевтического устройства с контролем поглощаемой в эпидермисе мощности и регулированием интенсивности излучения в зависимости от оптических и теплофизических свойств эпидермиса.

**Методы исследования.** Представленные в работе теоретические исследования базируются на положениях теории теплопередачи. Теоретические результаты получены с помощью методов математического анализа, математического моделирования, аналитических и численных методов решения систем уравнений, методов численного интегрирования. Математическое моделирование проводилось по унифицированным и оригинальным алгоритмам и программам в средах MathCAD Professional, Excel. При обработке экспериментальных данных использовались методы математической статистики и регрессионного анализа.

Экспериментальные исследования проведены на оригинальных установках с использованием современной измерительной аппаратуры, включающей автоматизированную систему сбора и анализа данных, а также лазерный терапевтический аппарат с биофотометром.

**Научная новизна**

1 Математическая модель распределения температуры по поверхности эпидермиса с учетом зависимости его теплопроводности от расположения кожных борозд.

2 Анализ тепловых потоков в эпидермисе вследствие его локального нагрева при низкоинтенсивной лазерной терапии.

3 Метод расчета потерь мощности излучения в эпидермисе из-за его локального нагрева.

4 Обоснование возможности регулирования мощности лазерного излучения при низкоинтенсивной лазерной терапии внутренних органов в зависимости от времени облучения, оптических и теплофизических свойств эпидермиса.

**Практическая ценность**

1 Разработан метод контроля потерь мощности в эпидермисе при низкоинтен-

сивной лазерной терапии внутренних органов, обеспечивающий возможность повышения точности дозирования лазерного излучения.

2 Разработан принцип построения лазерного терапевтического устройства, учитывающего как отраженную, так и поглощаемую в эпидермисе мощность, и обеспечивающего заданную интенсивность воздействия на внутренние ткани.

3 Предложены оригинальные устройства регулирования частоты импульсов с целью управления интенсивностью лазерного излучения.

### **Реализация работы**

Результаты, полученные при выполнении диссертационной работы, апробированы и приняты к внедрению в ЗАО НПО «СКАЛА» (г. Санкт-Петербург), в Калужском медико-техническом лазерном Центре Лазерной Академии Наук РФ (г. Калуга), а также используются в практической деятельности Центра содействия укреплению здоровья студентов, преподавателей и сотрудников ОрелГТУ. Разработанный метод контроля используется в ОрелГТУ в учебном процессе в ряде медико-технических дисциплин и при выполнении курсовых и дипломных проектов.

### **Апробация работы**

Основные результаты работы доложены и обсуждены на 11 научно-технических конференциях, в том числе:

- Международного уровня: «Теория, методы и средства измерений, контроля и диагностики» (Новочеркасск, 2001); «Электроника в медицине. Мониторинг, диагностика, терапия» (Санкт-Петербург, 2002); «Современная техника и технологии в медицине и биологии» (Новочеркасск, 2001); «Современные информационные технологии в диагностических исследованиях» (Днепропетровск, 2002); «Приборостроение-2002» (Алупка, 2002).

- Всероссийского уровня: «Диагностика веществ, изделий и устройств» (Орел, 1999); «Управление качеством жизни, образования, продукции и окружающей среды в регионах России» (Орел, 2001); «Физические проблемы экологии» (Москва, 2001); «Медико-технические технологии на страже здоровья» (Турция, Анталия, 2001); «Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы» (Рязань, 2001); «Актуальные аспекты лазерной медицины» (Калуга, 2002).

**Публикации.** По теме диссертационной работы опубликовано 14 печатных работ, получено одно свидетельство на полезную модель, дополнительно поданы две заявки на изобретение и одна заявка на полезную модель.

### **На защиту выносятся следующие положения:**

1 Математическая модель распределения температуры по поверхности эпидермиса с учетом зависимости его теплопроводности от расположения кожных борозд.

2 Метод контроля потерь мощности в эпидермисе при низкоинтенсивной лазерной терапии внутренних органов, основанный на измерении максимальной температуры нагрева эпидермиса в установившемся режиме в двух точках вне светового пятна, лежащих на одном радиус-векторе и определенном расстоянии друг от друга.

3 Принцип построения лазерного терапевтического устройства с контролем поглощаемой в эпидермисе мощности и регулированием интенсивности излучения в зависимости от оптических и теплофизических свойств эпидермиса; устройства ре-

гулирования частоты импульсов с целью управления интенсивностью лазерного излучения.

**Объем работы.** Диссертационная работа изложена на 145 страницах основного машинописного текста, содержит 47 иллюстраций и 9 таблиц. Она состоит из введения, 4 глав, заключения, списка использованных источников, включающего 105 наименований, приложений.

## СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

**Во введении** обоснована актуальность рассматриваемой проблемы, определены научная новизна, практическая ценность результатов, сформулированы выносимые на защиту положения.

**В первой главе** на основе анализа литературных источников рассмотрены основные эффекты взаимодействия лазерного излучения с биологическими тканями. Отмечено, что при низкоинтенсивной лазеротерапии внутренних органов доминирующее воздействие электромагнитного, термического или механического факторов зависит от свойств тканей облучаемого объекта, а лазерное воздействие в импульсном режиме является наиболее эффективным. Обоснована необходимость контроля мощности, подводимой к внутренним тканям при их терапии.

Оптические параметры кожного покрова в зависимости от характеристик его топографо-анатомического участка и цвета, пола и возраста человека, а также от характеристик излучения различны. Это обуславливает различную степень отражения энергии от кожного покрова, что необходимо учитывать при контроле поглощенной дозы излучения.

Установлено, что в результате воздействия НИЛИ в эпидермисе, как наиболее грубом слое кожного покрова, лишенном кровеносных сосудов и имеющем многочисленные поверхностные складки, морщины, борозды и валики (индивидуальный рельеф), происходит рассеивание лазерной энергии. При этом возникает локальное повышение температуры эпидермиса, зависящее от его теплофизических свойств и, в первую очередь, от теплопроводности.

Обоснована необходимость контроля поглощаемой в эпидермисе мощности для повышения точности определения дозы, поглощенной внутренними тканями при их терапии, сформулирована цель и задачи диссертационной работы.

**Во второй главе** приведены результаты теоретических и экспериментальных исследований тепловых процессов в эпидермисе.

Получено уравнение теплового баланса эпидермиса в установившемся режиме, являющееся математической моделью распределения температуры по поверхности эпидермиса:

$$\frac{\partial^2 \Theta}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \cdot \frac{\partial \Theta}{\partial r} + \frac{k_B + k_T}{k_{\text{ТП}} \cdot h} \cdot \Theta - \frac{k_B \cdot \Theta_B + k_T \cdot \Theta_T}{k_{\text{ТП}} \cdot h} = 0, \quad (1)$$

где  $\Theta$  – 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;  $k_{\text{ТП}}$  – коэффициент теплопроводности эпидермиса;  $h$  – толщина эпидермиса;  $\Theta_B$  и  $\Theta_T$  – температура окружаю-

щего воздуха и внутренних слоев биоткани соответственно.

Данная математическая модель позволяет определить градиент температуры на границе светового (облучаемого) пятна кожного покрова, который необходим для расчета мощности излучения, потраченной на локальный нагрев эпидермиса.

На основании анализа структуры поверхности эпидермиса, состоящей из совокупности кожных борозд, выдвинуто предположение о зависимости теплопроводности эпидермиса от направления распространения тепловой энергии. Проведенные экспериментальные исследования подтвердили тепловую анизотропию эпидермиса. Для предельного случая параллельного расположения кожных борозд (на участке лучевого осязательного мякиша запястья ладони) при расположении нагревательного элемента на расстоянии  $L = 3$  мм от преобразователя температуры установлено, что среднее значение изменения температуры поверхности эпидермиса при измерении вдоль борозд составило  $1,6$  °С, а при поперечном расположении борозд –  $1,2$  °С. На основании статистической обработки экспериментальных данных доказана существенность различия указанных средних значений (уровень значимости 0,05). Отношение теплопроводностей вдоль кожных борозд и перпендикулярно к ним составило 1,3.

Решение уравнения (1) с учетом вышеприведенных экспериментальных данных обеспечивает возможность получения диаграмм распределения температуры по эпидермису в установившемся режиме (рисунок 1) и значений коэффициента теплопроводности его верхнего (рогового) слоя вдоль направления кожных борозд и перпендикулярно им, т.е. полученное уравнение позволяет учитывать тепловую анизотропию эпидермиса.

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 2), согласно которой распространение тепла по эпидермису происходит, в основном, не по его роговому слою, а за счет его внутренних слоев, пропитанных тканевой жидкостью.

Показано, что при математическом моделировании эпидермиса при его нагреве можно представить в виде инерционного звена (в случае распространения тепловой энергии вдоль его борозд) или в виде последовательно соединенных нескольких (по числу борозд между источником и приемником тепловой энергии) инерционных

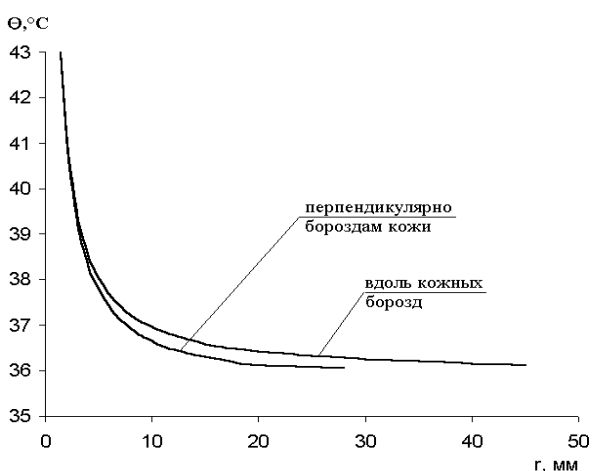


Рисунок 1 – Диаграмма распределения температуры по эпидермису в установившемся режиме

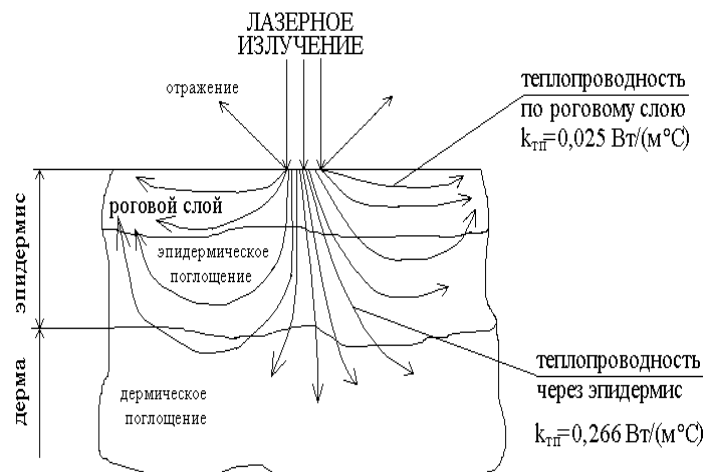


Рисунок 2 – Схема распространения тепла в эпидермисе

звеньев (при распространении тепловой энергии перпендикулярно бороздам).

На основе экспериментальных исследований участка кожи, включающего пять кожных борозд, при  $L = 5$  мм получены аппроксимирующие зависимости температуры нагрева  $\Theta_{\text{нагр}}$  и охлаждения  $\Theta_{\text{охл}}$  эпидермиса от времени  $t$  (рисунок 3):

$$\Theta_{\text{нагр}} = \Theta_{\text{max}} \cdot \left( 1 - e^{-\frac{t}{\tau_{\text{H}}}} \right)^5; \quad \Theta_{\text{охл}} = \Theta_{\text{max}} \cdot \left[ 1 - \left( 1 - e^{-\frac{t}{\tau_0}} \right)^5 \right], \quad (2)$$

где  $\Theta_{\text{max}}$  – максимальная температура дополнительного нагрева;  $\tau_{\text{H}}$ ,  $\tau_0$  – постоянные времени нагрева и охлаждения кожных борозд соответственно.

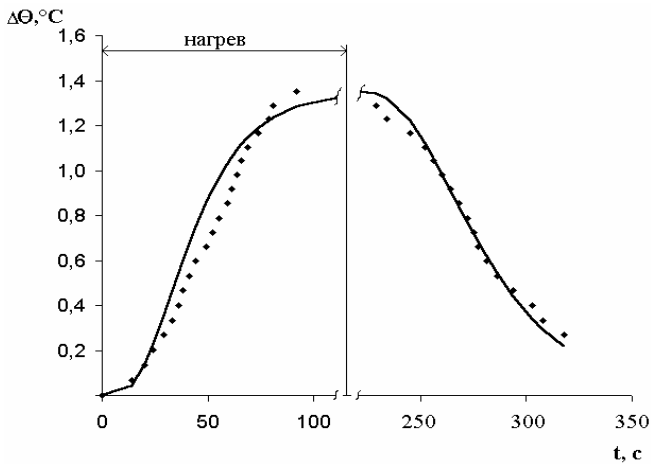


Рисунок 3 – Диаграмма изменения температуры эпидермиса в процессе нагрева и охлаждения при поперечном расположении кожных борозд

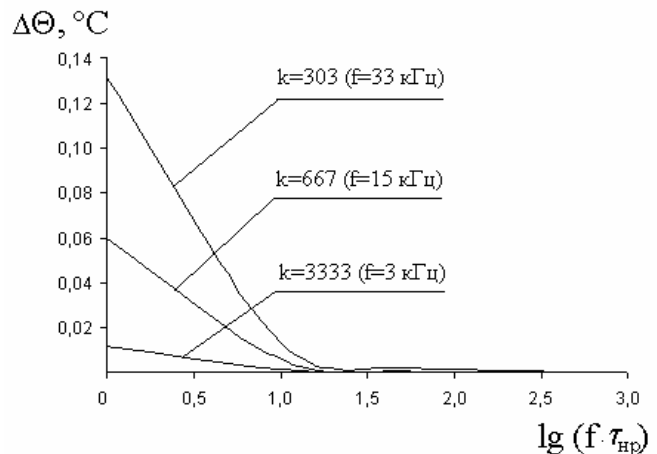


Рисунок 4 – Зависимость диапазона колебаний температуры роговых клеток от относительной инерционности нагрева

Обнаруженные существенные отличия постоянных времени нагрева  $\tau_{\text{H}} \in [20; 30]$  с и охлаждения  $\tau_0 \in [40; 50]$  с позволяют считать эпидермис нелинейной системой и показывают, что переходные процессы в коже заканчиваются в течение (1 - 2 мин). Принимая во внимание, что облучение одной зоны при лазеротерапии продолжается обычно 3-5 мин, сделан вывод об обоснованности исследования теплопроводности эпидермиса в установившемся режиме.

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 ( $n_{\text{H}}$ ) в следующем виде:

$$\Delta\Theta = \left( \frac{\Theta_{\Gamma} \cdot (1 - e^{-\frac{-1}{n_{\text{H}}^k}}) + \Theta_{\text{X}} \cdot e^{-\frac{-1}{n_{\text{H}}^k}} \cdot (1 - e^{-\frac{1-k}{n_{\text{H}}^k \cdot p}})}{1 - e^{-\frac{1-k-p}{n_{\text{H}}^k \cdot p}}} - \Theta_{\text{X}} \right) \cdot \left( 1 - e^{-\frac{1-k}{n_{\text{H}}^k \cdot p}} \right), \quad (3)$$

где  $k$  – скважность импульсов;  $p$  – отношение постоянных времени охлаждения и нагрева клеток;  $\Theta_{\text{X}}$ ,  $\Theta_{\Gamma}$  – температуры, которых достигли бы роговые клетки при неограниченно длительном охлаждении и нагреве соответственно;  $n_{\text{H}} = f \cdot \tau_{\text{HP}}$  – относительная инерционность нагрева;  $f$  – частота импульсов;  $\tau_{\text{HP}}$  – постоянная времени на-



грева 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 4). 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.

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

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

$$\Theta_{\text{охл}} = \Theta_0 + \frac{P_{\text{имп}} \cdot (1 - \rho(\lambda)) \cdot \left( 1 - e^{\frac{-k_T}{C} \cdot \tau} \right) \cdot e^{\frac{-k_T}{C} \cdot (t - \tau)}}{k_T \cdot \left( 1 - e^{\frac{-k_T}{C} \cdot T} \right)}, \quad (5)$$

где  $P_{\text{имп}}$  – мощность в импульсе;  $k_T$  – теплопроводность облучаемого участка эпидермиса;  $C$  – теплоемкость облучаемого участка эпидермиса;  $T$  – период импульсов;  $\tau$  – длительность лазерного импульса;  $\rho(\lambda)$  – коэффициент отражения биоткани;  $\Theta_0$  – начальная температура эпидермиса до облучения.

При этом зависимость средней температуры локального нагрева эпидермиса от частоты импульсов имеет вид:

$$\Theta_{\text{ср}} = \frac{1}{T} \cdot \left[ \int_0^{\tau} \Theta_{\text{нагр}} \cdot dt + \int_{\tau}^T \Theta_{\text{охл}} \cdot dt \right]. \quad (6)$$

Анализ полученных зависимостей (рисунок 5) 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 установленном режиме в используемом диапазоне частот носит практически линейный характер.

**В третьей главе** рассмотрен комплекс вопросов, связанных с разработкой метода контроля поглощаемой в эпидермисе мощности излучения и усовершенствования на его основе метода опреде-

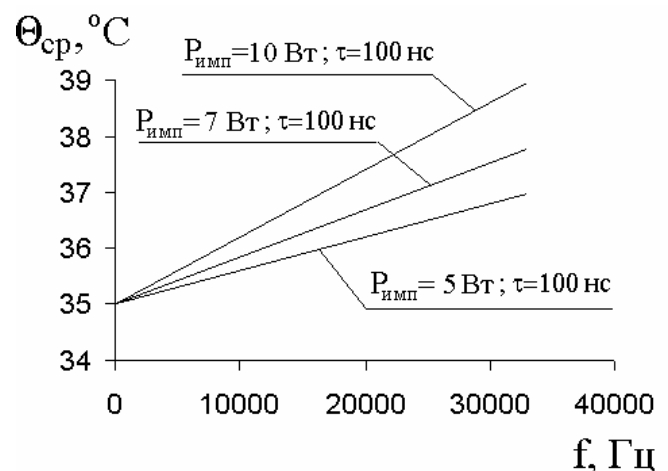


Рисунок 5 – Зависимость средней температуры нагрева эпидермиса от частоты лазерных импульсов

ления поглощенной внутренними тканями дозы излучения при лазерной терапии внутренних органов.

Алгоритм получения и обработки информации при реализации метода контроля поглощаемой в эпидермисе мощности заключается в следующем:

- после завершения переходных процессов при проведении терапевтической процедуры измеряются максимальные значения температуры ( $\Theta_1$  и  $\Theta_2$ ) 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:

$$P_{\text{наг}} = k_{\text{тп}} \cdot h \cdot 2\pi \cdot R \cdot \left( \frac{\partial \Theta}{\partial r} \right)_R, \quad (7)$$

где  $R$  – радиус светового пятна.

Усовершенствованный метод контроля поглощенной дозы внутренними тканями при их лазерной терапии базируется на вышеизложенном алгоритме и включает дополнительно следующие операции:

- регистрируется коэффициент отражения кожного покрова  $\rho(\lambda)$ ;
- рассчитывается коэффициент теплового поглощения эпидермиса  $\xi$ :

$$\xi = \frac{P_{\text{наг}}}{P_{\text{пад}} - P_{\text{отр}}}, \quad (8)$$

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

$$P_{\text{отр}} = \rho(\lambda) \cdot P_{\text{пад}}. \quad (9)$$

– рассчитывается коэффициент поглощения лазерного излучения внутренними тканями:

$$\kappa = 1 - (\rho(\lambda) + \xi). \quad (10)$$

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

$$D_{\text{пад}} = \frac{P_{\text{пад}}}{S} \cdot t, \quad (11)$$

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

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

$$D_{\text{погл}} = D_{\text{пад}} \cdot \kappa = D_{\text{пад}} \cdot [1 - (\rho(\lambda) + \xi)]. \quad (12)$$

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.

Проведен анализ влияния различных факторов и параметров на точность определения поглощаемой в эпидермисе мощности. Одним из таких факторов является тепловая анизотропия эпидермиса. Индивидуальный рельеф кожного покрова является сложным, нерегулярным и индивидуальным для каждого пациента, поэтому ориентация борозд на участке воздействия по отношению к направлению распространения тепловой энергии до преобразователей температуры при лазерной терапии может быть произвольной. Поэтому приходится заменять эллиптическую модель рассеивания тепловой энергии (кривую изотермы на поверхности эпидермиса) при контроле поглощаемой в эпидермисе мощности излучения на приближенную модель в виде окружности. Это вполне допустимо, так как показано, что для предельного случая параллельного расположения кожных борозд максимальное значение угла между нормалью к изотерме и радиус-вектором рассматриваемой точки не превышает  $26^\circ$ , а погрешность в определении температуропроводности участка эпидермиса, приходящегося на элементарный угол, менее 10 %.

Существенное влияние на точность определения поглощаемой в эпидермисе мощности излучения оказывает значение расстояния  $\delta r$  между двумя точками, в которых осуществляется измерение температуры  $\Theta_1$  и  $\Theta_2$ . Предложена методика оптимизации данного параметра по критерию минимума погрешности определения теплопроводности эпидермиса, основанная на следующих положениях:

– распределение температуры дополнительного нагрева (разность температуры нагрева вследствие облучения и начальной температуры эпидермиса) от расстояния до центра пятна лазерного облучения описывается выражением:

$$\Theta = \Theta_{\max} \cdot e^{\frac{-r}{l}}, \quad (13)$$

где  $r$  – расстояние от центра светового пятна;  $l$  – постоянная расстояния эпидермиса;

– погрешность определения теплопроводности выражается через погрешность расчета постоянной расстояния эпидермиса  $l$ , источниками которой являются погрешности задания  $r_1$ ,  $r_2$  и измерения температур  $\Theta_1$  и  $\Theta_2$ ;

– погрешности  $\Delta r_1$ ,  $\Delta r_2$ ,  $\Delta \Theta_1$  и  $\Delta \Theta_2$  независимы, поэтому дисперсия общей погрешности определяется как сумма дисперсий частных погрешностей.

Перенося начало отсчета в точку  $r_1$ , получено выражение для погрешности определения постоянной расстояния эпидермиса  $\Delta l^2$ :

$$\Delta l^2 = \frac{l^2}{(\delta r)^2} \left\{ (\Delta r)^2 + l^2 \left[ \left( \frac{\Delta \Theta_1}{\Theta_1} \right)^2 + \left( \frac{\Delta \Theta_2}{\Theta_1} \right)^2 \cdot e^{\frac{2\delta r}{l}} \right] \right\}, \quad (14)$$

где  $(\Delta r)^2 = (\Delta r_1)^2 + (\Delta r_2)^2$ ;  $\delta r = r_2 - r_1$ .

Согласно разработанной методике оптимальное значение  $\delta r$  определяется путем исследования уравнения (14) на экстремум с учетом определяемого для пациента значения  $l$  и имеющих место значений составляющих погрешности  $\Delta r_1$ ,  $\Delta r_2$ ,  $\Delta \Theta_1$  и  $\Delta \Theta_2$ . Так, например, для полученных на основе экспериментальных исследований (3 пациента на участках кожи над областями групп мышц сгибателей предплечья обеих

рук и икроножных мышц обеих ног) значений  $l = (2,9 \pm 1,8)$  мм при  $\Delta\Theta_1 = \Delta\Theta_2 = 0,05$  °С и  $\Delta r_1 = \Delta r_2 = 0,5$  мм диапазон оптимальных расстояний между измерительными точками составил  $\delta r \in [1,3; 9,2]$  мм с погрешностью по краям диапазона 1,7 мм и оптимальным значением 4,4 мм, которому соответствует минимальная погрешность определения постоянного расстояния 0,9 мм.

Апробация методов контроля потерь мощности в эпидермисе и поглощенной дозы внутренними тканями проведена в Центре содействия укреплению здоровья студентов, преподавателей и сотрудников ОрелГТУ на 3-х пациентах (А – 25 лет, Б – 27 лет, В – 20 лет) на указанных ранее участках кожи (количество экспериментов на каждом участке  $n = 5$ ). Проводилась лазерная процедура с длительностью экспозиции  $t = 5$  мин при  $f = 5000$  Гц,  $P_{\text{имп}} = 6,2$  Вт,  $\tau = 260$  нс. Результаты для случаев облучения пациента А (группа мышц сгибателей предплечья левой руки), пациента Б (икроножная мышца левой ноги), пациента В (группа мышц сгибателей предплечья левой руки) представлены в таблице 1.

Таблица 1 – Результаты определения поглощенных доз

Наименование параметра	ПАЦИЕНТ		
	А	Б	В
Падающая доза $D_{\text{пад}}$ , Дж/см <sup>2</sup>	0,537	0,537	0,537
Коэффициент отражения $\rho(\lambda)$ , %	40	41	39
Градиент температуры на границе светового пятна $\left(\frac{\partial \Theta}{\partial r}\right)_R$ , °С/м	-203	-253	-168
Поглощаемая в эпидермисе мощность излучения $P_{\text{наг}}$ , мВт	0,4	0,5	0,3
Коэффициент теплового поглощения эпидермиса $\xi$ , %	8,4	10,7	6,9
Коэффициент поглощения внутренними тканями $\kappa$ , %	51,6	48,3	54,1
Поглощенная доза $D_{\text{погл}}$ , Дж/см <sup>2</sup>	0,277	0,260	0,291

Найденные значения коэффициента теплового поглощения эпидермиса для различных участков пациентов  $\xi \in [6,9; 16,8]$  % свидетельствуют об индивидуальности и существенном различии в теплофизических характеристиках их эпидермиса. Это подтверждает эффективность и целесообразность применения предложенного метода контроля поглощаемой эпидермисом мощности излучения при лазерной терапии внутренних органов.

Проведены экспериментальные исследования зависимости средней температуры локального нагрева эпидермиса от частоты подачи лазерных импульсов. По-

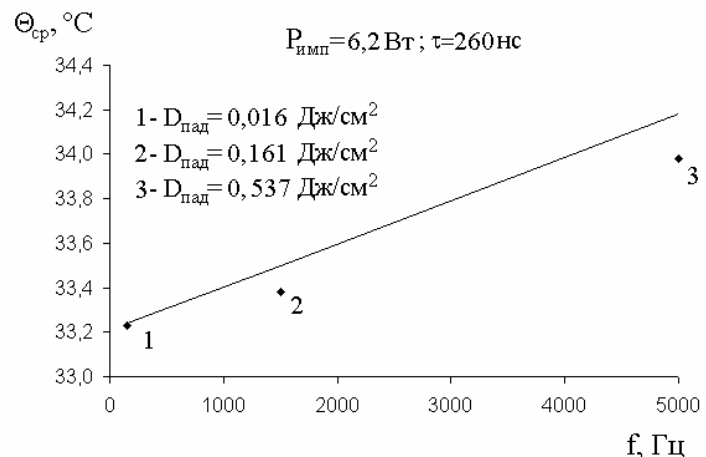


Рисунок 6 – Теоретическая зависимость и экспериментальные значения средней температуры нагрева эпидермиса от частоты лазерных импульсов

лученные результаты (рисунок 6) с определенными допущениями подтверждают установленный теоретически линейный характер этой зависимости.

**В четвертой главе** рассматриваются вопросы инструментальной реализации разработанных методов контроля. Предложены принципы построения лазерного терапевтического устройства с контролем поглощаемой в эпидермисе мощности и регулированием интенсивности излучения в зависимости от оптических и теплофизических свойств эпидермиса.

Устройство (рисунок 7) реализует контроль поглощенной внутренними тканями дозы лазерного излучения с учетом индивидуальных оптических и теплофизических свойств эпидермиса. В качестве устройств регулирования интенсивности (плотности мощности) лазерного излучения в зависимости от отраженной и поглощаемой в эпидермисе мощности предложены оригинальные схемы преобразователя напряжения в частоту, с помощью которых можно регулировать с высоким быстродействием и надежностью коэффициент скважности лазерных импульсов. Данное лазерное терапевтическое устройство позволяет повысить точность контроля поглощенной дозы излучения внутренними тканями при низкоинтенсивной лазерной терапии внутренних органов.

На основе экспериментальных исследований обосновано использование для

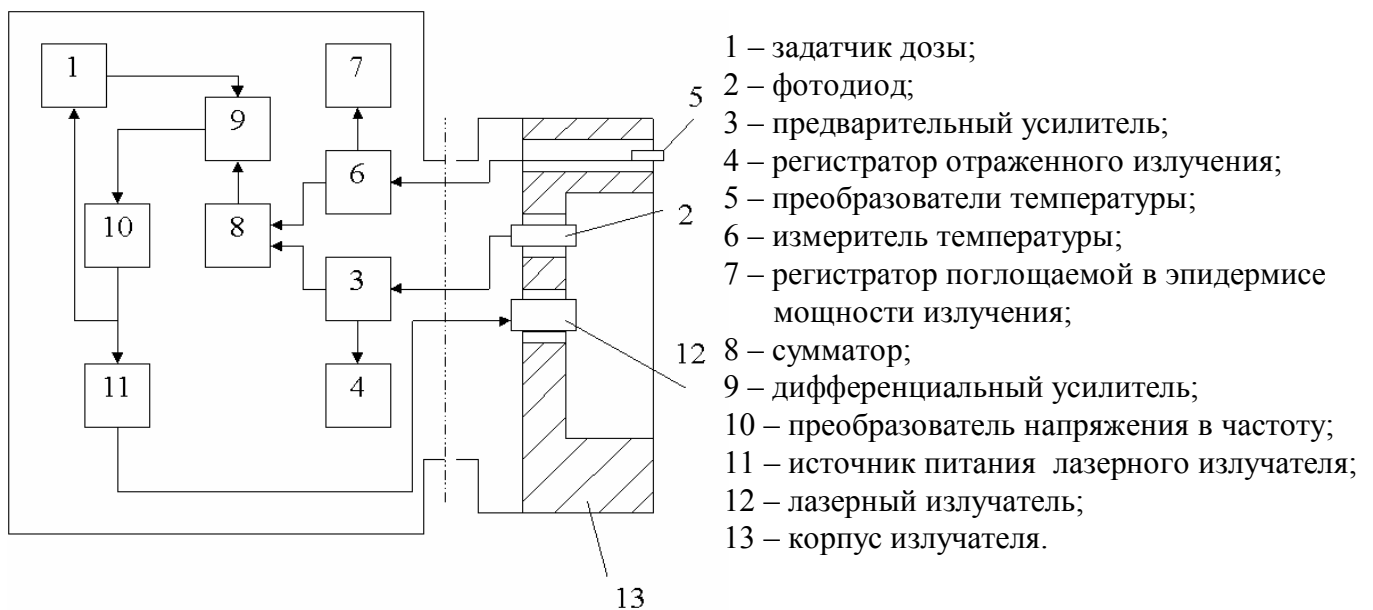


Рисунок 7 – Структурная схема лазерного терапевтического устройства с контролем поглощаемой в эпидермисе мощности и регулированием интенсивности излучения по оптическим и теплофизическим свойствам эпидермиса

контроля потерь мощности лазерного излучения в эпидермисе канала измерения температуры, построенного по принципам данного канала измерения автоматизированной системы сбора и анализа данных САДТ-1.

**В заключении** сформулированы основные результаты работы.

## ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ И ВЫВОДЫ

1 Для обеспечения эффективности низкоинтенсивной лазерной терапии внутренних органов необходимо контролировать дозу излучения, поглощаемую непосредственно внутренними тканями, при этом наряду с отраженной следует учитывать мощность, поглощаемую эпидермисом.

2 Локальное повышение температуры эпидермиса в результате низкоинтенсивного лазерного излучения зависит не только от мощности и частоты импульсов излучения, но и от теплофизических свойств эпидермиса, при этом, его теплопроводность является функцией от направления распространения тепловой энергии вследствие наличия сложно ориентированных борозд кожного рельефа человека, а зависимость средней температуры нагрева от частоты импульсов носит практически линейный характер в используемом диапазоне частот импульсов излучения.

3 Разработанная математическая модель распределения температуры по поверхности эпидермиса в виде уравнения теплового баланса эпидермиса в установившемся режиме учитывает зависимость его теплопроводности от расположения кожных борозд.

4 Температуропроводность эпидермиса вдоль направления кожных борозд и перпендикулярно им отличается в 1,3 раза, а коэффициент теплопроводности по роговому слою эпидермиса имеет значения, существенно (на порядок) меньшие по сравнению со средним значением коэффициента теплопроводности при распространении теплового поля перпендикулярно эпидермису, что свидетельствует о доминирующем механизме распространения тепла по эпидермису за счет его внутренних слоев, пропитанных тканевой жидкостью.

5 Разработанный метод контроля поглощаемой в эпидермисе мощности излучения при низкоинтенсивной лазерной терапии внутренних органов основан на регистрации затраченной на локальный нагрев эпидермиса мощности за счет измерения максимальной его температуры в двух точках вне светового пятна, лежащих на одном радиус-векторе и определенном расстоянии друг от друга, и позволяет повысить точность контроля поглощенной внутренними тканями дозы излучения.

6 При контроле потерь мощности на теплопроводность в эпидермисе можно не учитывать направление борозд кожного рельефа (приближенно считать кривые изотерм, имеющие эллиптическую форму, за окружность), при этом погрешность в определении температуропроводности участка эпидермиса, приходящегося на элементарный угол, не превысит 10 %.

7 Для определения оптимального расстояния между измерительными точками разработана методика, согласно которой оптимизация проводится по критерию минимума погрешности определения теплопроводности (постоянной расстояния эпидермиса) с учетом значений составляющих погрешности и индивидуального определения постоянной расстояния эпидермиса.

8 Полученные при апробировании метода значения коэффициентов теплового поглощения эпидермиса  $\xi \in [6,9; 16,8]$  % свидетельствуют об индивидуальности и существенном различии в теплофизических характеристиках эпидермиса различных пациентов, что подтверждает необходимость контроля потерь мощности на локаль-

ный нагрев в эпидермисе.

9 Предложенное лазерное терапевтическое устройство с контролем поглощаемой в эпидермисе мощности, наряду с учетом отраженного излучения, с помощью оригинальных преобразователей напряжения в частоту может регулировать с высоким быстродействием и надежностью коэффициент скважности лазерных импульсов, а значит, интенсивность (плотность мощности) лазерного излучения в зависимости от оптических и теплофизических свойств эпидермиса, с целью повышения точности контроля поглощенной дозы внутренними органами при их низкоинтенсивной лазерной терапии.

**Основное содержание диссертационной работы отражено в следующих опубликованных работах:**

- 1 Данилов В.Л. Особенности разработки аппаратуры для медико-биологических исследований, контроля и диагностики/ В.Л. Данилов, Б.А. Егоров, А.В. Дунаев// Материалы ВНТК «Диагностика веществ, изделий и устройств», Орел, 24 - 26 ноября 1999 г. – Орел: ОрелГТУ, 1999. – С. 40-41.
- 2 Данилов В.Л. Проблемы контроля выходных параметров автоматизированных устройств лазерной терапии/ В.Л. Данилов, Б.А. Егоров, А.В. Дунаев// Известия ОрелГТУ. Машиностроение и приборостроение. – Орел: ОрелГТУ, 2000. – №4. – С. 34-37.
- 3 Дунаев А.В. Качество жизни и биоуправляемая квантовая медицина// Материалы научно-практической конференции «Управление качеством жизни, образования, продукции и окружающей среды в регионах России», Орел, 17 - 20 апреля 2001 г. – Орел: ОрелГТУ, 2001. – Ч.1. - С. 83-85.
- 4 Дунаев А.В. Контроль пульса при лазерной терапии// Тезисы докладов 3-й Всероссийской научной конференции «Физические проблемы экологии (ЭКОЛОГИЧЕСКАЯ ФИЗИКА-2001)», Москва, 22 - 24 мая 2001 г. – М.: МГУ, 2001. – С. 159-160.
- 5 Дунаев А.В. Потери энергии лазерного излучения в верхних слоях биоткани// Сборник докладов 3-й научно-технической конференции «Медико-технические технологии на страже здоровья (МЕДТЕХ-2001)», Турция, Анталия, 30 сент. - 7 окт. 2001 г.– М.: Изд-во МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2001. – С. 84.
- 6 Дунаев А.В. Моделирование распространения тепловой волны в верхних слоях биоткани при лазеротерапии// Теория, методы и средства измерений, контроля и диагностики: Материалы II междунар. науч.-практ. конф., г. Новочеркасск, 21 сентября 2001 г. В 4 ч. / Юж.-Рос. гос. техн. ун-т (НПИ). – Новочеркасск: ООО НПО «ТЕМП», 2001. – Ч. 2. – С. 56-57.
- 7 Дунаев А.В. Исследование распространения тепловой энергии в верхнем кожном покрове при лазеротерапии// Тезисы докладов 14-й Всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов «Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы (БИОМЕДСИСТЕМЫ-2001)», Рязань, 13 - 15 декабря 2001 г. – Рязань, 2001. – С. 31-32.
- 8 Дунаев А.В. Исследование теплопроводности рогового слоя эпидермиса// Вест-

- ник аритмологии. – 2002. – №25, Прил. А. – С. 147.
- 9 Корндорф С.Ф. Исследование теплопроводности эпидермиса при низкоинтенсивной лазерной терапии/ С.Ф. Корндорф, А.В. Дунаев// Современная техника и технологии в медицине и биологии: Материалы II Междунар. науч.-практ. конф., г. Новочеркасск, 25 декабря 2001 г. / Юж.-Рос. гос. техн. ун-т (НПИ). – Новочеркасск: ООО НПО «ТЕМП», 2001. – С. 6-7.
  - 10 Дунаев А.В. Хронодиагностика с целью индивидуального дозирования лазерной терапии/ А.В. Дунаев, С.Л. Загускин// Современные информационные технологии в диагностических исследованиях: Сб. докл. Междунар. науч.-практ. конф., Днепропетровск, 15 марта 2002 г. – Днепропетровск: ПОРОГИ, 2002. – С. 113-116.
  - 11 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.
  - 12 Корндорф С.Ф. Метод и средство контроля поглощенной дозы при низкоинтенсивной лазерной терапии/ С.Ф. Корндорф, К.В. Подмастерьев, А.В. Дунаев// Контроль. Диагностика. – 2002. – №10. – С. 18-21.
  - 13 Корндорф С.Ф. Контроль поглощаемой в эпидермисе мощности при лазерной терапии с оптимизированным расстоянием измерительных точек/ С.Ф. Корндорф, К.В. Подмастерьев, А.В. Дунаев// Сборник трудов международной научно-технической конференции «Приборостроение 2002», Винница – Алушка, 16 - 21 сент. 2002 г. – Алушка, 2002. – С. 167-168.
  - 14 Разработка и внедрение комплексных методов и средств изучения и поддержания здоровья человека на базе межвузовского валеологического центра: Отчет о НИР/ Орловский государственный технический университет; Руководитель Л.Д. Козлова. – № ГР 01.20.00 10087. – Орел, 2000. – С. 70-74.
  - 15 Свидетельство на полезную модель №21320. Преобразователь напряжения в частоту / В.Л. Данилов, А.В. Дунаев, С.А. Косничев. - №2001111758/20; Заяв. 27.04.2001; Опубл. 10.01.2002, Бюл. №1.

Подписано к печати «28» октября 2002 г.

Тираж 100 экз. Объем 1 п.л.

Заказ №

---

Типография ОрелГТУ  
302030, г.Орел, ул. Московская, 65