



РОССИЙСКОЕ АГЕНТСТВО  
ПО ПАТЕНТАМ И ТОВАРНЫМ  
ЗНАКАМ

(19) RU (11) 2228209 (13) C2  
(51) 7 A 61 N 5/067

(12) **ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ**  
к патенту Российской Федерации

1

(21) 2002115213/14 (22) 06.06.2002  
(24) 06.06.2002  
(46) 10.05.2004 Бюл. № 13  
(72) Корндорф С.Ф., Дунаев А.В.  
(73) Орловский государственный техниче-  
ский университет  
(56) RU 2043127 C1, 10.09.1995. WO 99/52597  
A1, 21.10.1999.  
Адрес для переписки: 302020, г.Орел, Наугор-  
ское ш., 29, ОрелГТУ, Ю.С. Степанову  
(54) СПОСОБ КОНТРОЛЯ ПОГЛОЩЕН-  
НОЙ ДОЗЫ ПРИ НИЗКОИНТЕНСИВНОЙ  
ЛАЗЕРНОЙ ТЕРАПИИ  
(57) Изобретение относится к медицинской тех-  
нике, а именно к методам контроля физиотера-  
певтического воздействия инфракрасным лазер-  
ным импульсным излучением на внутренние  
ткани биологического объекта. Технический

2

результат - повышение точности контроля по-  
глощенной дозы при низкоинтенсивной лазер-  
ной терапии внутренних органов. Для этого ре-  
гистрируют отраженную часть энергии от био-  
ткани, вычисляют коэффициент отражения и по  
полученному значению коэффициента отраже-  
ния и значению падающей дозы вычисляют по-  
глощенную дозу, при этом, выделяют часть  
энергии, затраченную на локальный нагрев эпи-  
дермиса, регистрируют с помощью контактного  
измерения максимальные температуры нагрева  
эпидермиса датчиками температуры в двух точ-  
ках вне светового пятна, рассчитывают коэффи-  
циент поглощения лазерного излучения внут-  
ренними тканями с учетом коэффициента отра-  
жения биоткани и коэффициента теплового по-  
глощения эпидермиса, а затем определяют по-  
глощенную дозу внутренними тканями. 1 табл.

RU  
2228209  
C2

C2

2228209

RU

Изобретение относится к медицинской технике, а именно к методам контроля физиотерапевтического воздействия инфракрасным лазерным импульсным излучением на внутренние ткани биологического объекта для терапии внутренних органов при лечении различных заболеваний.

Известен способ контроля лазерного излучения на основе метода импульсной фототермической радиометрии биотканей (В.П. Жаров, В.И. Лошилов, Г.П. Чеботарева. Контроль лазерного воздействия на основе метода импульсной фототермической радиометрии биотканей // Тезисы докладов IV Всесоюзной конференции "Тепловизионная медицинская аппаратура и практика ее применения" - Л., 1988. - с.152-153), заключающийся в регистрации неравновесного теплового излучения, вызываемого лазерным облучением биоткани, и определении коэффициента поглощения биотканью лазерной энергии.

Недостатками данного способа контроля являются использование дорогостоящего тепловизионного оборудования и недостаточная точность определения поглощенной дозы при терапии внутренних органов.

Известен аппарат для диагностики и магнитолазерной терапии (патент RU №2143293, А 61 N 5/06, 1999 г.), в котором реализован биофотометрический метод контроля поглощенной дозы, заключающийся в том, что регистрируют отраженную часть энергии от биоткани, вычисляют коэффициент отражения и по полученному значению коэффициента отражения и значению падающей дозы вычисляют поглощенную дозу.

Недостатком данного способа контроля, применяемого в приведенном аппарате, является низкая точность контроля поглощенной дозы при терапии внутренних органов вследствие того, что не учитываются потери энергии на локальный нагрев эпидермиса.

Решаемая задача - повышение точности контроля поглощенной дозы при низкоинтенсивной лазерной терапии внутренних органов.

Для этого регистрируют отраженную часть энергии от биоткани, вычисляют коэффициент отражения и по полученному значению коэффициента отражения и значению падающей дозы вычисляют поглощенную дозу, при этом, энергию, затраченную на локальный нагрев эпидермиса, регистрируют с помощью контактного измерения максимальных температур нагрева эпидермиса датчиками температуры в двух точках вне светового пятна, рассчитывают

коэффициент поглощения лазерного излучения внутренними тканями с учетом коэффициента отражения биоткани и коэффициента теплового поглощения эпидермиса, а затем определяют поглощенную дозу внутренними тканями по выражению

$$D_{\text{погл}} = D_{\text{пад}} \cdot [1 - (\rho + \xi)],$$

где  $D_{\text{погл}}$  - поглощенная доза лазерной энергии внутренними тканями;

$D_{\text{пад}}$  - падающая доза лазерной энергии;

$[1 - (\rho + \xi)]$  - коэффициент поглощения лазерного излучения внутренними тканями;

$\rho$  - коэффициент отражения биоткани;

$\xi$  - коэффициент теплового поглощения эпидермиса.

Суть предлагаемого способа контроля поглощенной дозы при низкоинтенсивной лазерной терапии заключается в следующем.

Во время процедуры лазерной терапии внутренних органов регистрируют отраженную часть лазерной энергии от биоткани, производят контактное измерение максимальных температур нагрева эпидермиса датчиками температуры в двух точках вне светового пятна, лежащих на продолжении прямой с центром светового пятна, и определяют градиент температуры на границе светового пятна и окружающих тканей из уравнения теплового баланса эпидермиса в статическом режиме:

$$\frac{d^2\Theta}{dr^2} + \frac{1}{r} \cdot \frac{d\Theta}{dr} + \frac{k_n + k_m}{k_{mn} \cdot h} \cdot \Theta - \frac{k_n \cdot \Theta_n + k_m \cdot \Theta_m}{k_{mn} \cdot h}, \quad (1)$$

где  $\Theta$  - максимальная температура нагрева эпидермиса на расстоянии  $r$  от центра светового пятна;

$k_n$  - коэффициент теплоотдачи эпидермис-воздух;

$k_m$  - коэффициент теплоотдачи эпидермис-внутренние слои биоткани;

$k_{mn}$  - коэффициент теплопроводности эпидермиса;

$h$  - толщина эпидермиса;

$\Theta_n$  и  $\Theta_m$  - температура окружающего воздуха и внутренних слоев биоткани соответственно.

Затем рассчитывают мощность  $P_T$ , расходуемую на нагрев эпидермиса, по следующему выражению:

$$P_T = k_{mn} \cdot h \cdot 2\pi \cdot R \cdot \left( \frac{d\Theta}{dr} \right)_R, \quad (2)$$

где  $R$  - радиус светового пятна;

$\left(\frac{d\theta}{dr}\right)_R$  - градиент температуры на границе светового пятна с радиусом R, найденный из уравнения (1).

Вычисляют коэффициент теплового поглощения эпидермиса  $\xi$  из следующего выражения:

$$\xi = \frac{P_T}{P_{\text{пад}} - P_{\text{отр}}} \cdot 100\%, \quad (3)$$

где  $P_{\text{пад}}$  - падающая средняя мощность лазерного излучения, задаваемая при воздействии;

$P_{\text{отр}}$  - отраженная средняя мощность, определяемая по выражению:

$$P_{\text{отр}} = \rho \cdot P_{\text{пад}}, \quad (4)$$

где  $\rho$  - коэффициент отражения биоткани.

А затем коэффициент поглощения лазерного излучения внутренними тканями к определяют из следующего выражения:

$$k = 1 - (\rho + \xi). \quad (5)$$

По полученному коэффициенту поглощения лазерного излучения внутренними тканями  $k$  и известной падающей дозе  $D_{\text{пад}}$  рассчитывают поглощенную дозу внутренними тканями при лазерной терапии внутренних органов по выражению:

$$D_{\text{погл}} = D_{\text{пад}} \cdot [1 - (\rho + \xi)]. \quad (6)$$

Падающую дозу лазерной энергии согласно выбранным параметрам воздействия определяют из следующего выражения:

$$D_{\text{пад}} = \frac{P_{\text{пад}}}{S} \cdot t, \quad (7)$$

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

Пример реализации предлагаемого способа контроля поглощенной дозы при низкоинтенсивной лазерной терапии внутренних органов. Падающую дозу лазерной энергии определяют по параметрам воздействия в используемом лазерном терапевтическом аппарате МИЛТА-Ф, а именно, падающей средней мощности  $P_{\text{пад}}=8,1$  мВт, экспозиции  $t=5$  мин и площади облучения биоткани  $S=4,5$  см<sup>2</sup>. Коэффициент отражения биоткани измеряют с помощью биофотометра, входящего в состав используемого аппарата. Измеряют максимальные температуры нагрева эпидермиса в двух точках вне светового пятна

датчиками температуры DS1820 и вычисляют градиент температуры  $\left(\frac{d\theta}{dr}\right)_R$  на границе светового

пятна с радиусом  $R=12$  мм из уравнения (1) методом численного интегрирования. Коэффициент теплового поглощения эпидермиса рассчитывают по выражению (3). Коэффициент поглощения и поглощенную дозу внутренними тканями вычисляют по выражениям (5) и (6) соответственно.

Результаты вычисления поглощенных доз предложенным способом при низкоинтенсивной лазерной терапии внутренних органов для трех пациентов по сравнению с прототипом представлены в таблице.

Результаты вычисления поглощенных доз

Наименование параметра	ПАЦИЕНТ					
	1		2		3	
	Прототип	Предл. способ	Прототип	Предл. способ	Прототип	Предл. способ
Падающая доза $D_{\text{пад}}$ , Дж/см <sup>2</sup>	0,540		0,540		0,540	
Коэффициент отражения $\rho$ , %	40		41		39	
Градиент температуры на границе светового пятна $\left(\frac{d\theta}{dr}\right)_R$ , °C/м	-	-194	-	-209	-	-167
Коэффициент теплового поглощения эпидермиса $\xi$ , %	-	8	-	9	-	7
Коэффициент поглощения внутренними тканями $k$ , %	60	52	59	50	61	54
Поглощенная доза $D_{\text{погл}}$ , Дж/см <sup>2</sup>	0,324	0,281	0,319	0,270	0,329	0,292

Таким образом, с помощью измерения коэффициента отражения лазерной энергии от биоткани и регистрации энергии, затраченной на локальный нагрев эпидермиса, контактным измерением максимальных температур нагрева эпидермиса в двух точках вне светового пятна, рассчитывают коэффициент поглощения и поглощенную дозу лазерной энергии внутренними тканями и, тем самым, учитывают не только оптические, но и теплофизические свойства биоткани, а значит, повышают точность контроля поглощенной дозы внутренними тканями при низкоинтенсивной лазерной терапии внутренних органов.

#### ФОРМУЛА ИЗОБРЕТЕНИЯ

Способ контроля поглощенной дозы лазерного излучения при низкоинтенсивной лазерной

терапии, заключающийся в том, что регистрируют отраженную часть энергии от биоткани,

вычисляют коэффициент отражения и по полученному значению коэффициента отражения и значению падающей дозы вычисляют поглощенную дозу, *отличающийся* тем, что энергию, затраченную на локальный нагрев эпидермиса, регистрируют с помощью контактного измерения максимальных температур нагрева эпидермиса датчиками температуры в двух точках вне светового пятна, рассчитывают коэффициент поглощения лазерного излучения внутренними тканями с учетом коэффициента отражения биоткани и коэффициента теплового поглощения эпидермиса, а затем определяют по-

глощенную дозу внутренними тканями по выражению

$$D_{\text{погл}} = D_{\text{пад}} \cdot [1 - (\rho + \xi)],$$

где  $D_{\text{погл}}$  - поглощенная доза лазерной энергии внутренними тканями;

$D_{\text{пад}}$  - падающая доза лазерной энергии;

$[1 - (\rho + \xi)]$  - коэффициент поглощения лазерного излучения внутренними тканями;

$\rho$  - коэффициент отражения биоткани;

$\xi$  - коэффициент теплового поглощения эпидермиса.

---

Заказ 13 Подписное  
ФИПС, Рег. ЛР № 040921

Научно-исследовательское отделение  
по подготовке официальных изданий  
Федерального института промышленной собственности  
Бережковская наб., д.30, корп.1, Москва, Г-59, ГСП-5, 123995

---

Отпечатано на полиграфической базе ФИПС  
Отделение по выпуску официальных изданий