

УДК 532.24;615.85

## О ПРИМЕНЕНИИ СВЕТОИНТЕГРИРУЮЩЕЙ СФЕРЫ В НИЗКОИНТЕНСИВНОЙ ЛАЗЕРНОЙ ТЕРАПИИ

С. Д. Захаров, Ю. П. Тимофеев, И. И. Тугов<sup>1</sup>

*Предложен метод применения фотометрического шара (светоинтегрирующей сферы) для решения медицинских задач лазерной терапии. В отличие от распространенного в настоящее время способа внутривенного лазерного облучения крови метод является неинвазивным. Дополнительное преимущество метода состоит в возможности получения диагностических данных о динамической реакции организма на физиологическую нагрузку.*

Применение светоинтегрирующей сферы [1, 2] для точных измерений мощности световых источников со сложным угловым распределением интенсивности излучения известно давно. П. А. Черенков применял ее для определения интегральной мощности излучения, впоследствии названного излучением Вавилова–Черенкова. Тот же метод с успехом используется для измерения абсолютного квантового выхода различных видов люминесценции [3]. В настоящей работе мы хотим привлечь внимание к тому, что светоинтегрирующую сферу можно использовать не только для измерения энергии световых потоков, но и для решения обратной задачи. А именно, по известной мощности входного излучения и параметрам сферы определить коэффициенты поглощения и рассеяния излучения объектов сложной формы и известного гетерогенного состава. Задачи такого сорта представляют несомненный интерес и актуальны для медицинской диагностики и низкоинтенсивной лазерной терапии.

Внутривенное лазерное облучение крови (ВЛОК [4]) на длине волны 633 нм в течение многих лет успешно используется в лазерной медицине благодаря высокой лечебной эффективности, точности определения вводимой в кровь световой дозы и простоте используемого оборудования. Единственным недостатком ВЛОК, препятствующим его

<sup>1</sup>Институт общей физики А.М. Прохорова РАН.

широкому распространению, является инвазивный характер, т.е. необходимость прокола вены для ввода световода. Попытки избавиться от этого недостатка, используя надвентное облучение, оказались безуспешными из-за невозможности корректно учесть потери, вызванные индивидуальными вариациями поглощения и рассеяния света кожным покровом.

Предлагаемый метод позволяет не только обойти эти трудности, но и получить дополнительную диагностическую информацию. Важной его особенностью является облучение поверхности тела человека равномерно со всех сторон световым потоком заданной интенсивности.

Суть метода заключается в следующем. Пациент помещается обнаженным в центре полой сферы с диффузно отражающими стенками. Исходный световой пучок вводится в сферу внешними излучателями (лазерами или светодиодами). В результате многократных отражений внутри сферы устанавливается приблизительно равномерное и изотропное распределение интенсивности, если только возмущение, вносимое присутствием человека как частично поглощающего объекта, не слишком велико. (Для этого радиус сферы и ее коэффициент диффузного отражения должны быть достаточно велики, например, 2 м и 0.95 соответственно.) Благодаря малой интенсивности облучения, – по предварительным оценкам  $\sim 10 \text{ мкВт/см}^2$ , – нагрев и любые нелинейные эффекты на коже пациента можно не принимать во внимание. Человек моделируется объектом эквивалентной площади поверхности и объема с усредненными коэффициентами поглощения и рассеяния как функциями длины волны. Последние могут быть определены посредством измерения интенсивности изотропного излучения в определенных точках оптического спектра. Полученные значения используются далее в математической модели для расчета доли света, поглощенной в крови пациента на длине волны, соответствующей ВЛОК, поскольку терапевтический эффект обусловлен преимущественно этой частью излучения. Как только эта доля определена, по заданной мощности терапевтического лазера рассчитывается индивидуальная световая экспозиция.

Уникальным свойством фотометрического шара является существование асимптотически точного решения для равномерного и изотропного распределения интенсивности излучения внутри шара. Это решение определяется геометрическими размерами шара, коэффициентом диффузного отражения его стенок и интегральным коэффициентом потерь на исследуемом объекте. При этом величина интенсивности падает с увеличением вносимых потерь.

Интенсивность изотропного излучения внутри свободной (без объекта) светоинте-

грирующей сферы, облучаемой непрерывным источником света, в стационарном режиме можно оценить с помощью следующего выражения:

$$I = P/4\pi R^2[1 - k(\lambda)], \quad (1)$$

где  $P$  – мощность излучателя,  $R$  – радиус сферы,  $k$  – коэффициент диффузного отражения ее стенок на заданной длине волны  $\lambda$ .

Условием стационарности процесса является равенство входной мощности и мощности потерь. Характерное время установления стационарного режима определяется формулой:

$$\tau = 4R/3c(1 - k(\lambda)), \quad (2)$$

где  $c$  – скорость света в воздухе. (Например, для  $R = 2$  м и  $k \sim 0.95$  значение  $\tau \sim 0.2$  мкс.) Отсюда видно, что измерение коэффициента диффузного отражения сферы, а оно определяет точность получаемых данных, можно выполнить двумя способами. В стационарном случае (1) коэффициент  $k$  определяется по показанию фотодетектора, встроенного в стенку сферы; в динамическом случае (2) – по времени нарастания на фотодетекторе сигнала.

Когда внутри сферы с площадью поверхности  $S$  помещен объект, площадь поверхности которого  $s$ , то его интегральный коэффициент рассеяния  $k_0$  на некоторой длине волны может быть определен из следующего выражения:

$$I = P/[(S(1 - k) + s(1 - k_0))]. \quad (3)$$

Измеряя интенсивность  $I$  для зондирующего излучения встроенным в стенку сферы фотодетектором, можно по известным значениям  $P$ ,  $R$ ,  $s$ ,  $k$  рассчитать величину  $k_0$ . Отношение значений  $k_0(\lambda)$ , полученных в нескольких характерных точках спектра, позволяет определить вклад поглощения отдельных компонент кожи в общую величину потерь во всем оптическом спектре. При этом в результате небольших изменений  $k_0(\lambda)$  происходят значительные изменения значений  $I$  и  $\tau$ . Точные значения вкладов отдельных компонентов кожи подбираются эмпирически с помощью моделирования взаимодействия излучения с кожным покровом<sup>2</sup>.

Потери определяются поглощением света меланином, создающим пигментацию кожи, и гемоглобином (пигмент крови, транспортер кислорода) с учетом многократного

<sup>2</sup>Соответствующая математическая модель, моделирующая распространение света в коже как слоистой среде, разрабатывается в Институте физики АН Беларуси [4].

рассеяния света в клетках дермы до глубины 1–2 мм. В зондируемом слое кожи находятся как артериальные, так и венозные сосуды. В артериях гемоглобин почти полностью (97–99%) оксигенирован, тогда как в венах – только частично (80–20%). Разница свидетельствует о степени утилизации кислорода, вдыхаемого легкими пациента. Спектры поглощения обеих форм гемоглобина хорошо известны и в определенных спектральных интервалах заметно отличаются. Вклад поглощения меланина примерно одинаков, поэтому указанная разница может быть определена. Многократное рассеяние света в ткани-основе учитывается в малоугловом приближении.

Оптимальная лечебная доза излучения на длине волны ВЛОК известна из независимых измерений [5]. В частности, в результате клинических исследований было установлено, что эта доза одинакова (в пределах 10%) для взрослых людей, т.е. не зависит от возраста, пола, веса, роста и других физических и физиологических особенностей человека [6].

Таким образом, измерив поглощение на нескольких длинах волн, можно определить, какая доля света будет поглощена кровью на длине волны терапевтического лазера и рассчитать необходимую лечебную дозу излучения.

В заключение заметим, что предлагаемая новая для лазерной медицины методика может быть применена для диагностики заболеваний, в том числе на их ранней стадии. Необходимую для этой цели информацию можно получить в динамической форме. Для этого необходимо непрерывно регистрировать изменения параметров поглощения излучения кровью пациента во время тестовых физиологических и физических нагрузок.

#### ЛИТЕРАТУРА

- [1] B. G. Crowther, *Appl. Opt.* **35**, 5880 (1996).
- [2] J. F. Clare, *JOSA A* **15**, 3086 (1998).
- [3] Yu. P. Timofeev et al., *Izvestiya vuzov. Materiali elektronnoy tekhniki*, No. 4, 66 (2004) [in Russian]. Ю. П. Тимофеев и др., *Известия вузов. Материалы электронной техники*, N 4, 66 (2004).
- [4] S. D. Zakharov, A. V. Ivanov, I. M. Korochkin, V. P. Danilov, *Laser Medicine* **10**, No. 1, 4 (2006) [in Russian].
- [5] A. P. Ivanov, V. V. Barun, *Optics & Spectroscopy* **104**, 344 (2008) [in Russian].
- [6] S. D. Zakharov, A. V. Ivanov, *Biophysics* **50**, Suppl. 1, 65 (2005).

Поступила в редакцию 11 июня 2008 г.