

УДК 615.849.19.03:616.1

Г.Г. Устинов, Е.Г. Прохорова, Я.В. Павлова, С.И. Сакович
Некоторые подходы к оптимизации выбора параметров лазеротерапии

Низкоэнергетическое лазерное излучение как вид физиотерапии в клинической практике нашел самое широкое применение при различных заболеваниях [1–6]. В лазеротерапии, на наш взгляд, имеются две не решенные до конца проблемы. Первая – нет четкого представления о механизме лечебного действия при каждом конкретном заболевании. Второе – не определен диапазон параметров лазеротерапии. Сегодня врач, занимающийся применением низкоэнергетического лазерного излучения с лечебной целью, интуитивно подбирает плотность мощности лазерного излучения, экспозицию, число сеансов и даже вид лазера по длине волны. Кроме того, у врача нет достаточно объективного, четкого критерия, на который он мог бы ориентироваться, оценивая эффективность лазеротерапии. Решить эти вопросы или даже подойти к их решению не под силу только врачу или только физика. И даже при тесном сотрудничестве врача и физика чрезвычайно трудно найти методологический подход к решению этих вопросов.

С этой целью в 1998 г. была создана программа и организована межвузовская лаборатория лазерной медицины, исполнителями которой стали Алтайский государственный медицинский и Алтайский государственный университеты. Для начала решения проблемы выбора параметров лазеротерапии мы попытались ответить на следующие вопросы: что происходит с лазерным излучением при прохождении через различные биологические ткани? теряет ли лазерное излучение свои основные свойства: монохроматичность, поляризацию и когерентность? как разные ткани организма поглощают, рассеивают лазерное излучение?

Известно, что спектр поглощения биообъектов определяется типом доминирующих поглощающих центров, так называемых хромофоров, и содержащейся в них водой. Рассеяние света биообъектами связано со структурой биологических тканей, которые, как правило, состоят из большого числа случайно распределенных в объеме рассеивающих центров. Важной оптической характеристикой биотканей является также коэффициент отражения. Таким образом, проникающее в ткань лазерное излучение подвергается многократному рассеянию и поглощению различными структура-

ми ткани, что приводит к ослаблению лазерного излучения. Зная величину ослабления, можно определить глубину проникновения лазерного излучения, которая равна обратному значению коэффициента ослабления ткани на длине волны проходящего излучения [7–8].

Нами проведены опыты на биологических объектах (коже, подкожно-жировой клетчатке, серозной и слизистой оболочках желчного пузыря, толщина срезов которых была от 1 до 4 мм), изучались изменения степени когерентности, поляризации и ослабления при прохождении через биологические ткани низкоэнергетического лазерного излучения. Источником лазерного излучения служили гелий-неоновый квантовый генератор «ЛП-75» (длина волны излучения – 0,632 мкм, мощность излучения на выходе – 20 мВт) и импульсный (длительность импульса 0,3 мкс, частота импульсов – 120 Гц) с длиной волны 0,89 мкм.

Эксперименты по определению степени пространственной когерентности и поляризации проводились на сконструированных нами установках. Измерения степени пространственной когерентности производили следующим образом. Излучение расширяется и коллимируется посредством зрительной трубки, после чего направляется на экран. Отверстия P_1 и P_2 в экране становятся источниками вторичных волн, которые создают интерференционную картину в плоскости диафрагмы. Интенсивность света в плоскости диафрагмы определяется по показаниям микровольтамперметра, подключенного к нагрузке фотозумножителя (ФЭУ). Для измерения степени пространственной когерентности первоначально добивались одинаковой интенсивности света от каждого из отверстий P_1 , P_2 . С этой целью перекрывали поочередно отверстия в экране, перемещая его и контролируя интенсивность света в плоскости диафрагмы по величине тока ФЭУ. Затем устанавливали ширину щели диафрагмы, много меньшую размера интерференционной полосы, но достаточную для регистрации интенсивности света с помощью ФЭУ. По измеренным величинам интенсивности в максимуме и минимуме интерференционной картины рассчитывали степень пространственной когерентности как видимость интерференционной картины по Майкельсону.

С целью измерения степени поляризации излучение коллимируется при помощи зрительной трубки и попадает на диафрагму, которая создает узкий световой пучок, падающий на поляризатор, не пропускающий волны с перпендикулярной поляризацией. Этот пучок затем попадает в фотодиод, напряжение которого измеряется милливольтметром. Вращая поляризатор, замечали максимальное и минимальное значения интенсивности, регистрируемые фотодиодом. Затем по формуле вычисляли степень поляризации светового пучка.

Анализ полученных результатов показал, что при прохождении лазерного излучения через биологические объекты происходит потеря когерентности и поляризации. Так, при толщине биоткани 0,12 мм степень когерентности составляла 0,82, при 0,3 мм – 0,58, непропорционально уменьшаясь с ростом толщины ткани. Степень поляризации при толщине объекта 0,12 мм была равна 68%. Так как биологическая ткань по своей морфологической структуре представляет набор временных переизлучателей и переизлучающих волны случайной поляризации, можно предполагать, что потери когерентности и поляризации непосредственно связаны между собой.

Изучаемые биологические ткани в большинстве своем являлись интенсивно рассеивающими средами, толщина и структура их сильно влияла на поглощение лазерного излучения. Максимум пропускания тканями излучения приходился на длину волны 1,1 мкм (кожа человека на длине волны 1,06 мкм лазерного излучения отражает 36%). Низкие уровни плотности энергии (0,01 до 1,0 Дж/см²) не влияли на оптические свойства ткани, увеличение интенсивности лазерного излучения сопровождалось ростом отражения. При использовании длины волны 0,63 мкм было установлено,

что величина поглощенной участком ткани энергии лазерного излучения ($W_{\text{пог}}$) с учетом его оптических свойств определяется выражением

$$W_{\text{пог}} = \frac{PT}{S} [1 - (k_{\text{отр}} + k_{\text{пр}})]$$

где P – мощность лазерного излучения (Вт); S – площадь воздействия (см²); $k_{\text{отр}}$ – коэффициент отражения; $k_{\text{пр}}$ – коэффициент пропускания; T – время воздействия (с).

При этом среднее значение на длине волны 0,63 мкм превышало соответствующую величину на длине волны 0,89 мкм. Разброс значений коэффициента ослабления в опытах с гелий-неоновым лазером составлял 1,42–2,07 мм⁻¹, на длине волны 0,89 мкм в импульсном режиме эти колебания находились в пределах 1,29–1,72 мм⁻¹.

Известно, что для кожи в диапазоне длин волн 0,659–1,200 мкм наблюдается так называемая биологическая прозрачность оптических тканей. При этом большей проникающей способностью обладают волны ближнего инфракрасного диапазона (порядка 0,950 мкм), глубина проникновения лазерного луча может достигать 40–70 мм, в то время как для длин волн от 450 до 590 нм глубина проникновения составляет 0,5–2,5 мм.

Итак, в результате экспериментального исследования прохождения лазерного излучения через биологические ткани изучена зависимость потери когерентности и поляризации как от природы биоткани, так и от ее толщины. Выявлено, что использование гелий-неонового лазера с длиной волны 0,63 мкм для чрескожного облучения крови малоэффективно вследствие высокого коэффициента ослабления излучения.

Литература

1. Ананченко В.Г., Стрижова Н.В., Шепелева А.Л. и др. Эффективность лазерной терапии при лечении язвенной болезни желудка и двенадцатиперстной кишки // Лазерная медицина. 1999. Т. 3 №3–4.
2. Иванов А.В. Фотодинамическая терапия опухолей: пути повышения эффективности // Медицинская физика. 1966. №3.
3. Купеев В.Г., Киркина Н.Ю., Хадарцев А.А. Возможности лазерофореза с экстрактами лекарственных растений при лечении больных с хроническими неспецифическими заболеваниями легких // Вестник новых медицинских технологий. 2000. Т. VII. №2
4. Ларкушин А.И., Илларионов В.Е. Низкоинтенсивные лазеры в медико-биологической практике. Казань, 1997.
5. Странадко Е.Ф., Коробов У.М., Толстых М.П. Фотодинамическая терапия при гнойных заболеваниях мягких тканей // Хирургия. 2000. №1.
6. Устинов Г.Г., Букатьи В.И., Шарак А.В., Прохорова Е.Г. Применение низкоэнергетического лазерного излучения при заболеваниях гепатобилиарной системы // Известия АГУ. 1999. №1.
7. Букатьи В.И., Устинов Г.Г. Ослабление лазерного излучения мягкими тканями // Лазеры в медицине: диагностика, лечение, реабилитация. Материалы всероссийской научно-конференции 13–14 апреля 2000 г. Казань, 2000.
8. Букатьи В.И., Устинов Г.Г., Шарак А.В., Прохорова Е.Г. Изменение свойств лазерного излучения при его прохождении через биоткани // Лазеры в медицине: диагностика, лечение, реабилитация. Материалы всероссийской научно-конференции 13–14 апреля 2000 г. Казань, 2000.