

УДК 616-71

## ИССЛЕДОВАНИЕ СВЕТОАБСОРБЦИОННЫХ СВОЙСТВ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ТКАНИ И ИХ ЗНАЧЕНИЕ ДЛЯ ЛАЗЕРНОЙ ТЕРАПИИ

Войцехович В.С., \*Ганул В.Л., \*\*Зайцев С.Л.,  
\*\*\*Кравченко А.Н., Мамута А.Д., \*\*\*\*Холин В.В.

Институт физики НАН Украины,  
тел.: +38 (096) 086-27-72, e-mail: val555@mail.ru  
\*Институт онкологии АМН Украины,  
\*\*Национальный институт Рака МОЗ Украины,  
тел.: +38 (067) 447-25-71, e-mail: slzaitsev@ukr.net  
\*\*\*ГУ “Институт эпидемиологии и инфекционных заболеваний  
имени Л.В. Громашевского НАМН Украины”,  
тел.: +38 (093) 370-30-89, e-mail: kan72@email.ua  
\*\*\*\*ЧМПП “Фотоника Плюс”,  
тел.: +38 (067) 470-15-60, e-mail: info@fotonikaplus.com.ua

*Проведено исследование углового распределения распространения света в биологической ткани для разных режимов излучения лазера. Показано, что существует определенная угловая закономерность распространения лазерного излучения в биоткани. Получено, что излучение, прошедшее за биоткань, при уровне мощности 50% и выше распространяется внутри конуса с углом 30° для непрерывного режима излучения лазера и с углом 60° для фемтосекундного режима. Коэффициент пропускания в конусы с уровнем 0,5 составил 12% и 17% для непрерывного и фемтосекундного режимов, соответственно. Используя полученные результаты, можно более точно рассчитать параметры лазерного излучения для получения необходимой дозы на заданном участке внутри биологической ткани, что важно для проведения сеансов лазерной терапии.*

**Ключевые слова:** лазерная терапия, биоткань, доза облучения, плотность мощности.

### Введение

Развитие лазерной техники на данный момент достигло такого уровня, что с ее помощью можно решать много технических проблем. Лазерные технологии применимы для объектов из самых разнообразных материалов, находящихся в различных агрегатных состояниях, среди которых наиболее интересными и сложными являются биологические [1, 2]. Лазерная биотехнология имеет непосредственное отношение к ряду глобальных проблем человечества, таких, как рак, СПИД, защита окружающей среды от загрязнений и так далее. Среди большого круга вопросов, рассматриваемых в рамках современной лазерной биотехнологии, можно выделить: лазерную хирургию и деструкцию биотканей; лазерную терапию; лазерную диагностику [5, 6].

За период развития лазерной физики и техники был создан широкий арсенал лазерных систем с параметрами, которые в значительной мере удовлетворяют потребности лазерной технологии, включая биотехнологию. Однако, сложность строения био-

логических объектов, значительное разнообразие в характере их взаимодействия со светом, определяют необходимость использования многих типов лазеров и лазерных систем. Такая ситуация стимулирует разработку новых лазерных систем, включая и средства доставки лазерного излучения к объекту исследования или действия [2].

Уникальные свойства лазерного излучения, такие, как монохроматичность, когерентность, малая расходимость и возможность получения очень высокой плотности мощности на облучаемой поверхности, обеспечили широкое применение лазеров. В частности, они оказались очень полезными для клинической медицины. В медицинских целях используются, в основном, твердотельные и газовые лазеры. Импульсные твердотельные лазеры применяют преимущественно в офтальмологии для операций по удалению отслоения сетчатки глаза и при лечении глаукомы. Для этих целей была разработана специальная аппаратура с использованием неодимовых и рубиновых лазеров. Для операций с рассечени-

ем тканей импульсные лазеры оказались непригодны, поэтому для этих целей применяют лазеры непрерывного действия. Хирургическая аппаратура на CO<sub>2</sub> лазерах получила распространение в общей хирургии, онкологии и других областях.

При лазерной терапии пациентов важным фактором является доза облучения. Ее составляющие – это плотность мощности и время. Если зона облучения находится на поверхности кожи, то рассчитать дозу облучения просто. Это произведение плотности мощности на облучаемую площадь и на время. Однако часто пораженная

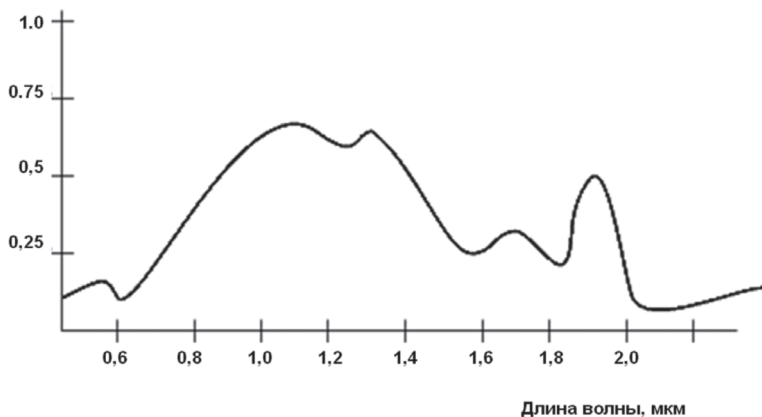


Рис. 1. Зависимость коэффициента пропускания биоткани от длины волны

область находится на некоторой глубине, т.е. за определенным слоем биологической ткани. Поэтому при наружной подсветке плотность мощности на пораженном участке будет отличаться от той, что на поверхности, поскольку существует поглощение в ткани. В связи с этим задача определения дозы облучения при глубинном расположении пораженной области представляет огромный интерес для практической медицины.

### Анализ проблемы

Существовавшие до настоящего момента подходы к данному вопросу базировались на использовании полосы пропускания биологической

ткани, которая была изучена еще в 80-е годы прошлого столетия [4, 7]. Типичный вид зависимости глубины относительного проникновения (коэффициента пропускания) в биоткани от длины световой волны представлен на рисунке 1.

Из рисунка видно, что существует определенная область длин волн, в которой пропускание биологической ткани достигает 70%. Эта область называется областью оптической прозрачности биоткани. Казалось бы все просто: используя эти данные, можно пересчитать плотность мощности, которая достигает необходимого нам участка. Например, на длине волны 800 нм коэффициент пропускания составляет 40%. Следовательно, если умножить плотность мощности на поверхности ткани на 0,4, то получим плотность мощности в нужной области облучения.

Однако, оказалось, что этот график – это интегральный коэффициент пропускания, т.е. он характеризует мощность, которая выходит за биотканью во все стороны.

Типичная схема исследования коэффициента пропускания приведена на рис. 2 [1].

Из рисунка видно, что за биотканью установлена интегрирующая сфера, которая собирает все излучение за ней. Недостатком данной схемы является то, что она не дает представления о плотности мощности на участке заданной площади за биотканью.

**Целью данного исследования** было изучение углового распределения распространения света в биоткани, что даст возможность определить величину плотности мощности на любом участке внутри биоткани.

### Экспериментальная часть

С целью преодоления недостатков существующих методов исследования светоабсорбционных

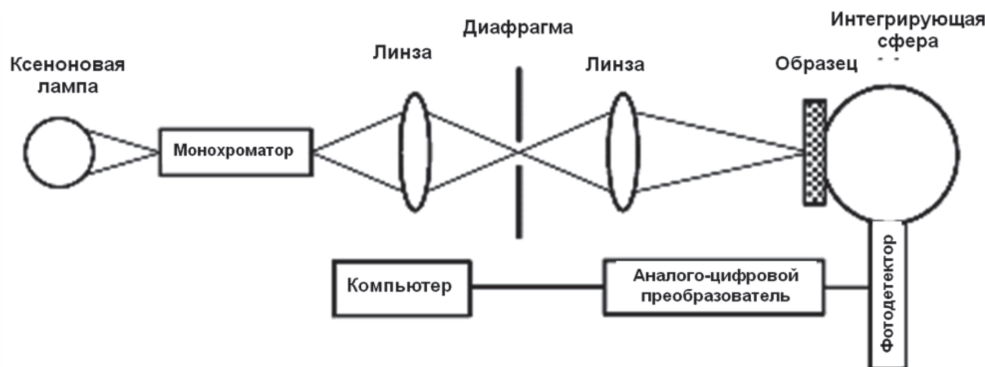


Рис. 2. Блок-схема измерения коэффициента пропускания биоткани

свойств биологической ткани был предложен метод лазерно-оптического анализа биологических тканей. Для этого было разработано оборудование с использованием аппаратно-программного комплекса (Рис.3).

При проведении экспериментальных исследований был использован лазерный комплекс, состоящий из трех частей. Первая часть - лазер «Verdi V10». Это твердотельный, одночастотный излучатель на кристалле ND: YVO<sub>4</sub> с диодной накачкой. Его излучение используется в качестве накачки лазера «Mira Optima 900-F» (вторая часть комплекса), который может работать как в непрерывном, так и



Рис. 3. Внешний вид лазерного комплекса

в импульсном режиме фемтосекундной длительности с изменяемой длиной волны в пределах 700 ÷ 900 нм. Третьей частью комплекса является генератор гармоник «9300», который преобразует частоту выходного излучения фемтосекундного лазера в диапазон 350 ÷ 450 нм. Все приведенное оборудование установлено на оптическом столе OWIS с пневмосистемой демпфирования вибраций. Для контроля мощности лазерного излучения был ис-

пользован измеритель Fieldmaster GS. Контроль длины волны, формы импульса излучения осуществлялся с помощью спектрометра с высоким разрешением Ocean Optics USB4000. Визуальное наблюдение параметров биоткани и регулирования параметров комплекса проводилось с помощью компьютера.

### Методика проведения эксперимента и результаты

На рис.4 представлена схема проведения исследований углового распределения излучения за биотканью.

Измерение углового распределения проводилось по следующей методике.

Лазерное излучение (непрерывного, фемтосекундного либо коротковолнового диапазонов) направлялось на исследуемый образец биоткани. За биотканью на расстоянии 5 см от нее располагался чувствительный элемент измерителя мощности, который мог перемещаться по окружности с шагом 5° в пределах -90° ÷ +90° относительно оси падающего лазерного луча. Точность измерения составляла 5 нВт. Сигнал от измерителя мощности поступал в компьютер для последующей обработки.

В связи с тем, что сигнал мощности может зависеть от особенностей структуры и состава исследуемого участка биоткани, для получения достоверных данных получали большое количество измеренных сигналов (не менее 8 от каждой биоткани и для разных биотканей) и проводили их усреднение.

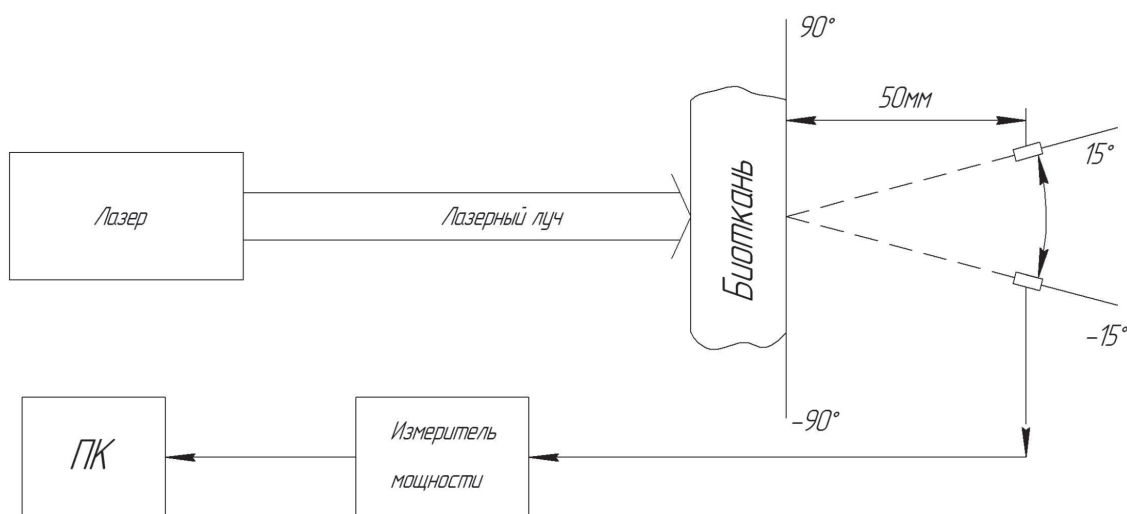


Рис. 4. Блок - схема проведения эксперимента

На Рис.5 приведены результаты проведенных измерений для непрерывного и фемтосекундного режимов на длине волны падающего излучения 800 нм. В связи с тем, что излучение коротковол-

шедшее за биотканью, при уровне мощности 50% и выше распространяется внутри конуса с углом 30° для непрерывного режима излучения лазера и с углом 60° для фемтосекундного режима.

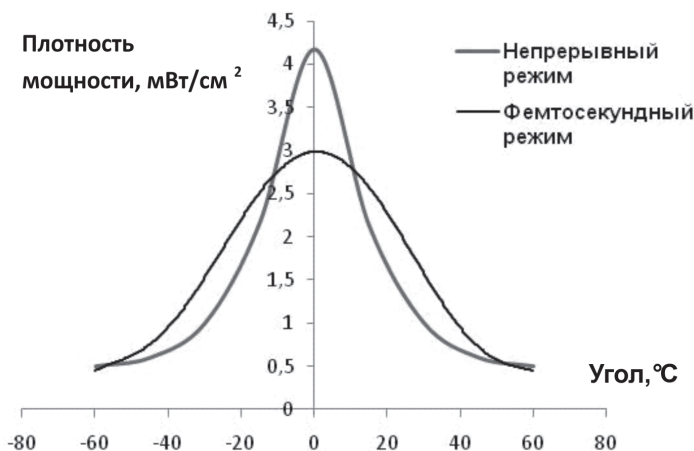


Рис.5. Угловое распределение плотности мощности лазерного излучения на расстоянии 5 см за образцом. Толщина биоткани – 1 см, мощность падающего излучения – 400 мВт, длина волны – 800 нм

нового диапазона 350 ÷ 450 нм полностью поглощалось биотканью, данные для этого диапазона не приводятся.

### Выводы

Проведенные исследования показали, что существует определенная угловая закономерность распространения лазерного излучения в биологической ткани. Получено, что излучение, про-

Таким образом, используя полученные результаты, например, зная, что основная часть излучения проходит в угол 30° с коэффициентом пропускания 12%, можно определить изменения плотности мощности на любой глубине и на любой заданной площади. Такой подход позволит более точно рассчитать параметры лазерного излучения для получения необходимой дозы на заданном участке внутри биологической ткани, что является очень важным для проведения сеансов лазерной терапии.

### Перспективы дальнейших исследований

Целью наших дальнейших исследований является определение большего количества оптических характеристик биологических тканей (глубины проникновения непрерывного та фемтосекундного лазерного излучения, поляризационных характеристик, параметров рассеянного излучения), исследование тепловых процессов и распределения температур в тканях под действием лазерного излучения, что является информативным для диагностического анализа и перспективным для лазерной терапии разных видов заболеваний.

### Литература

1. Башкатов А.Н. Управление оптическими свойствами биотканей при воздействии на них осмотически активными иммерсионными жидкостями». Диссертация на соискание ученой степени кандидата физико-математических наук: 03.00.02 / А.Н.Башкатов. – Саратов, 2002. – 198 с.
2. Беликов А.В. Лазерные биомедицинские технологии: учебное пособие. Ч.1/А.В.Беликов, А.В.Скрипник. – Санкт-Петербург: СПбГУ ИТМО, 2008. – 116 с.
3. Беликов А.В. Лазерные биомедицинские технологии: учебное пособие. Ч.2/А.В.Беликов, А.В.Скрипник. – Санкт-Петербург: СПбГУ ИТМО, 2009. – 100 с.
4. Левин Г.Г. Оптическая томография / Г.Г.Левин, Г.Н.Вишняков. – М.: Радио и связь, 1989.–224 с.
5. Тучин В.В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях./ В.В.Тучин – Саратов: Изд-во Саратовского Университета, 1998. – 384 с.
6. Тучин В.В. Основы взаимодействия низкоинтенсивного лазерного излучения с биотканями: дозиметрический и диагностический аспекты / В.В. Тучин // Известия Академии наук, серия физическая. – 1995. – Т. 59, №6. – С. 120-143.
7. Ohshiro T. Low Level Laser Therapy: A Practical Introduction / T.Ohshiro, R.G.Calderhead // Chichester-New York, {John Willy and Sons}, 1988. – 143 p.

**ДОСЛІДЖЕННЯ СВІТЛОАБСОРБЦІЙНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ БІОЛОГІЧНОЇ ТКАНИНИ  
ТА ЇХ ЗНАЧЕННЯ ДЛЯ ЛАЗЕРНОЇ ТЕРАПІЇ**

*Войцехович В.С., Ганул В.Л., Зайцев С.Л.,  
Кравченко О.М., Мамута О.Д., Холін В.В.*

*Проведено дослідження кутового розподілу розповсюдження світла в біологічній тканині для різних режимів випромінювання лазера. Показано, що існує певна кутова закономірність розповсюдження лазерного випромінювання в біотканині. Отримано, що випромінювання, що пройшло за біотканину, при рівні потужності 50% і вище поширюється усередині конуса з кутом 30° для безперервного режиму випромінювання лазера та з кутом 60° для фемтосекундного режиму. Коефіцієнт проходження в конуси за рівнем 0,5 склав 12% і 17% для безперервного та фемтосекундного режимів, відповідно. Використовуючи отримані результати можна більш точно розрахувати параметри лазерного випромінювання для одержання необхідної дози на заданій ділянці усередині біологічної тканини, що важливо для проведення сеансів лазерної терапії.*

**Ключові слова:** *лазерна терапія, біотканина, доза опромінення, густина потужності.*

**RESEARCH LIGHT ABSORPTION PROPERTIES OF A BIOLOGICAL TISSUES  
AND THEIR SIGNIFICANCE FOR LASER THERAPY**

*Voitsekhovich V.S., Ganul V.L., Zaitsev S.L., Kravchenko A.N., Mamuta A.D., Holin V.V.*

*Research of angular light distribution in biological tissues is carried out for different modes of laser radiation. It is shown, that there is a certain angular law of distribution of laser radiation in a biological tissue. It is obtained that the radiation passed the biological tissue, at the level of 50 percent and above is propagated inside the cone with an angle of 30 degrees for a continuous mode of laser radiation and with an angle of 60 degrees for femtosecond mode. The transmittance inside the cone with level 0,5 has made 12 % and 17 % for continuous and femtosecond mode accordingly. Using the received results it is possible to calculate more precisely parameters of laser radiation to obtain a necessary dose on the certain region in a biological fabric that is important for carrying out of sessions of laser therapy.*

**Key words:** *laser therapy, biological tissues, irradiation dose, power density.*