

# Диагностика процесса лазерной перфорации биотканей методом автодинного детектирования обратнорассеянного излучения

В.В.Васильцов\*, В.М.Гордиенко\*\*, А.К.Дмитриев\*, А.Н.Коновалов\*,  
В.Н.Кортунов\*, В.Я.Панченко\*, В.А.Ульянов\*

*Методом автодинного детектирования обратнорассеянного излучения исследован переход излучения CO<sub>2</sub>-лазера через границы раздела модельных сред и биотканей in vitro в процессе их лазерной перфорации. Показано, что критерием момента перехода в реальном масштабе времени является скачкообразное изменение средневзвешенной частоты спектра мощности автодинного сигнала.*

**Ключевые слова:** лазерное излучение, перфорация, граница слоев биотканей, рассеяние, автодинное детектирование.

## 1. Введение

Лазеры широко применяются в хирургии. Тело человека и его органы можно представить как совокупность слоев тканей с различными биофизическими характеристиками. При проведении хирургических операций с использованием лазеров требуется удалить (испарить) только определенную ткань без повреждения остальных, получить отверстие или разрез в ткани одного или нескольких типов, прервать процесс при нежелательном ходе хирургического вмешательства, продолжить или завершить испарение ткани при достижении каких-либо заданных условий. Такого рода задачи, связанные с определением момента прохождения излучения через границы раздела слоев тканей, возникают, в частности, при удалении злокачественных новообразований, образований на поверхности поврежденной кожи (испарение патологически измененной ткани без повреждения здоровой), в процессе перфорации ткани (например, при лазерной реваскуляризации миокарда – получении сквозного отверстия), при операциях на кровенасыщенных органах (когда возможно повреждение сосудов) и в других случаях [1].

В настоящее время, как правило, при проведении лазерных операций в системе обратной связи «периферийными датчиками» и «базой данных» служат зрение, осязание и опыт хирурга. Однако лазерные хирургические вмешательства отличаются локальностью и высокой скоростью воздействия, что значительно усложняет контроль такого рода. В силу этих причин требуется оперативная диагностика, дающая возможность контролировать процесс лазерного испарения различных тканей в реальном масштабе времени.

Для исследования процессов, происходящих в зоне взаимодействия с биологическими тканями излучения одноименных CO<sub>2</sub>-лазеров (наиболее широко распрост-

ранных в хирургической практике), нами впервые предложено применять метод автодинного детектирования обратнорассеянного излучения [2]. В этом методе лазер одновременно используется и как источник для силового воздействия излучения на биоткани, и как средство диагностики особенностей процесса их лазерной термической абляции. По сравнению с активно развиваемыми в настоящее время для этих целей оптико-акустическими методами, такая диагностика дает возможность получать информацию в реальном масштабе времени непосредственно из зоны воздействия лазерного излучения. Ранее нами было показано, что метод автодинного детектирования обратнорассеянного излучения позволяет различать биоткани в процессе лазерной абляции и исследовать особенности лазерного разрушения реальных тканей как неоднородных многокомпонентных сред [3, 4]. В настоящей работе представлены результаты исследований по определению момента прохождения излучения CO<sub>2</sub>-лазера через границу раздела модельных сред и биотканей in vitro.

## 2. Автодинное детектирование обратнорассеянного излучения

Автодинный эффект состоит в том, что обратнорассеянное от внешнего движущегося объекта излучение с доплеровским сдвигом частоты, попадая в резонатор лазера, приводит к модуляции исходного стабильно генерируемого излучения, а также к модуляции тока накачки. Помимо основной частоты  $\nu_0$  в резонаторе лазера будут существовать две волны с частотами  $\nu_0 + \Delta\nu$  и  $\nu_0 - \Delta\nu$ , где  $\Delta\nu = \nu_0 2v/c$ ,  $v$  и  $c$  – скорости частицы и света соответственно. Сложение этих волн и приводит к модуляции мощности и частоты генерации. В результате смещения на квадратичном ИК фотоприемнике световых волн с разными частотами на выходе формируется электрический сигнал, промодулированный разностной частотой. Он представляет собой биения, спектр которых однозначно определяется спектром рассеянного света. Регистрируя переменную составляющую выходной мощности или тока накачки лазера (автодинный сигнал), можно получать информацию о скорости движения объекта [5].

\*Институт проблем лазерных и информационных технологий РАН, Россия, 142190 Троицк, Московская обл., ул. Пионерская, 2

\*\*Международный учебно-научный лазерный центр МГУ им. М.В. Ломоносова, Россия, 119992 Москва, Воробьевы горы

При слабой обратной связи лазер – мишень спектр мощности автодинного сигнала является произведением спектра обратнорассеянного излучения и амплитудно-частотной характеристики (АЧХ) регистрирующей аппаратуры (лазера, работающего в автодинном режиме). Для лазеров с релаксационными колебаниями АЧХ имеет резонансный вид [5]. Если доплеровский сдвиг частоты попадает в полосу резонанса, то автодинный сигнал заметно превышает гетеродинный для таких же мощностей опорного и сигнального излучений. При этом согласование волновых фронтов основного и рассеянного излучения происходит автоматически. Вид АЧХ лазера и его усилительные характеристики определяются такими параметрами, как время жизни фотона в резонаторе, время продольной релаксации, превышение накачки над порогом генерации, коэффициент отражения выходного зеркала [5]. При попадании в лазер излучения, отстроенного от основной частоты на  $\Delta\nu$ , глубина модуляции выходной мощности лазера будет определяться соотношением

$$M \equiv \frac{P_0}{\bar{P}} = 2[G(\Delta\nu)\beta]^{1/2},$$

где  $P_0$  – амплитуда переменной составляющей мощности;  $\bar{P}$  – средняя мощность генерации;  $\beta$  – коэффициент обратного рассеяния, определяемый как доля рассеянной мощности излучения, которое попадает в апертуру лазера;  $G(\Delta\nu)$  – АЧХ регистрирующей аппаратуры. Для типичных параметров непрерывного одномодового  $\text{CO}_2$ -лазера чувствительность автодинного приема максимальна при  $\Delta\nu_{\text{max}} = 0.4$  МГц, а коэффициент автодинного усиления в резонансе  $G(\Delta\nu_{\text{max}}) \sim 100$  [6]. Это является немаловажным для практических применений, т. к. позволяет использовать неохлаждаемые широкополосные  $\text{HgCdTe}$ -фотоприемники с более низкой чувствительностью. При сильном рассеянии излучения в автодинном сигнале, помимо компоненты с доплеровским сдвигом частоты, могут присутствовать гармоники с частотами  $2\Delta\nu, 3\Delta\nu, \dots$ . Режим автодинного приема является линейным, когда интенсивность гармоник намного меньше интенсивности основного сигнала. Как правило, при типичных условиях фокусировки лазерного излучения на поверхность материала коэффициент обратного рассеяния  $\beta \leq 10^{-4}$  при телесном угле регистрации  $10^{-2}$  ср. Следовательно, нелинейными искажениями в нашем случае можно пренебречь. Чувствительность и АЧХ регистрирующей аппаратуры определяются по доплеровскому отклику, полученному при рассеянии от поверхности вращающегося диска.

### 3. Регистрация и обработка автодинного сигнала

Биологические ткани разных типов различаются по своим оптическим, теплофизическим и структурным характеристикам. В процессе их лазерной абляции в результате фазовых переходов происходит интенсивное испарение и вынос массы вещества. В зоне абляции формируется поле скоростей продуктов разрушения, зависящее как от структурных особенностей тканей, так и от режимов абляции. В состав продуктов разрушения входят структурные фрагменты, частицы сгоревшей ткани и парокапельная смесь, движущиеся с различными скоростями и

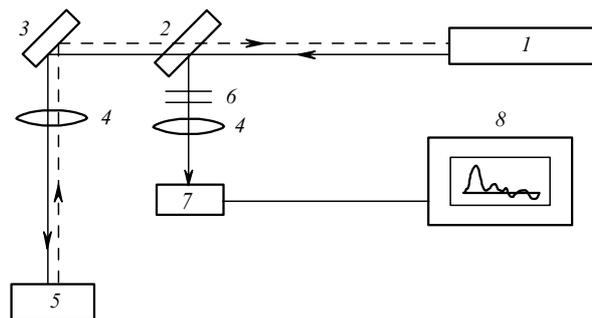


Рис.1. Схема автодинного детектирования обратнорассеянного излучения:

1 – одночастотный (одномодовый)  $\text{CO}_2$ -лазер; 2 – светоделитель; 3 – зеркало; 4 – линзы; 5 – образец биоткани; 6 – ослабители; 7 – неохлаждаемый приемник ИК излучения ( $\text{HgCdTe}$ ); 8 – компьютер со встроенным АЦП.

определяющие специфику доплеровского сигнала в зависимости от типа ткани [7].

В наших экспериментах полезный сигнал регистрировался в соответствии со схемой, представленной на рис. 1. Диагностика процесса лазерной абляции по доплеровскому сигналу обратного рассеяния состоит в выявлении различий и характерных особенностей АЧХ сигнала для биотканей различных типов [2, 6]. При исследовании процесса перфорации тканей определяется спектр не всего сигнала за все время воздействия, а сигнала, полученного в пределах некоторого временного окна длительностью  $T$ . В настоящей работе использовалось прямоугольное временное окно.

Для количественной характеристики спектра в указанном временном окне были взяты следующие параметры: мощность сигнала  $P$  в выбранном диапазоне частот  $\Delta\nu_{21} = \nu_2 - \nu_1$ , вычисляемая по площади спектра в этом спектральном диапазоне, и средневзвешенная частота  $\nu$ , вычисляемая как центр тяжести данного участка спектра. Сдвигая временное окно, можно получить зависимости мощности сигнала  $P(t)$  и средней частоты  $\nu(t)$ . Если по известной АЧХ реконструировать истинный спектр обратнорассеянного излучения, то величина  $P(t)$  будет характеризовать мощность обратнорассеянного излучения, для которого доплеровский сдвиг частоты лежит в диапазоне от  $\nu_1$  до  $\nu_2$ . Если величина  $P(t)$  рассчитывается в интервале частот от  $\nu_1 = 0$  до  $\nu_2 = \tau_d/2$  (где  $\tau_d$  – время дискретизации АЦП), то она описывает полную мощность обратнорассеянного излучения.

Обработка сигнала осуществлялась с помощью АЦП, встроенного в компьютер, и программы, представляющей собой 16-разрядное Windows-приложение, построенное по принципу многодокументного интерфейса. Время оцифровки одной точки в наших экспериментах устанавливалось равным 320 или 640 нс, что позволяло корректно записывать сигнал в диапазонах 0–1.56 и 0–0.781 МГц соответственно. Применяя быстрое преобразование Фурье к сигналу во временном окне длительностью  $T$  и сдвигая данное окно на заданное число отсчетов АЦП, можно определять динамику спектральных характеристик  $P(t)$  и  $\nu(t)$ . Если полное число отсчетов АЦП равно  $N_0$ , а сдвиг окон производится на  $\Delta n$  точек, то для построения зависимостей  $P(t)$  и  $\nu(t)$  будем иметь  $N = N_0/\Delta n$  значений. Получаемые кривые можно сглаживать, при этом для эффективного сглаживания необходимо, чтобы  $N$  было достаточно большим (не менее 1000).

### 4. Экспериментальные результаты

Динамика автодинного сигнала и его производных (доплеровский спектр, площадь спектра, его средневзвешенная частота) в процессе лазерной перфорации слоистых материалов и биомоделей исследовалась с применением разнородных сред и биотканей *in vitro*. В первой серии экспериментов в качестве объекта и для проведения методических измерений отклика при воздействии мощного лазерного излучения на структурированный материал использовалась пластина из органического стекла толщиной 3 мм (как модель ткани), расположенная на поверхности воды (как модели крови). Источником излучения служил непрерывный одночастотный CO<sub>2</sub>-лазер мощностью 1 Вт [8]. Интенсивность излучения на поверхности пластины составляла 1 кВт/см<sup>2</sup>, время воздействия – до 500 мс. Целью данных экспериментов являлось выявление особенностей формирования автодинного сигнала при перфорации отверстий в существенно разнородных средах. В проведенных экспериментах модификация измерительной схемы (см. [9]) допускала регистрацию и гетеродинного сигнала без сдвига частоты опорного излучения, что позволяло сопоставить его с автодинным сигналом и получить «истинные» (без влияния АЧХ лазера) спектры обратнорассеянного излучения.

Вторая серия экспериментов проводилась с использованием одномодового CO<sub>2</sub>-лазера с выходной мощностью до 30 Вт в режиме одиночного импульса длительностью 100 мс [10]. Интенсивность излучения на поверхности образца биоткани составляла от 10 до 20 кВт/см<sup>2</sup>. В этих экспериментах моделировался процесс перфорации следующих двуслойных комбинаций: миокард–кровь, стенка кровеносного сосуда–кровь, кожа–подкожная жировая клетчатка. В качестве объектов воздействия излучения использовались свежеприготовленные образцы тканей свиньи. Для регистрируемых сигналов применялись процедуры обработки, описанные выше.

На рис.2 представлены временные развертки автодинного сигнала и его мощности, полученные при пер-

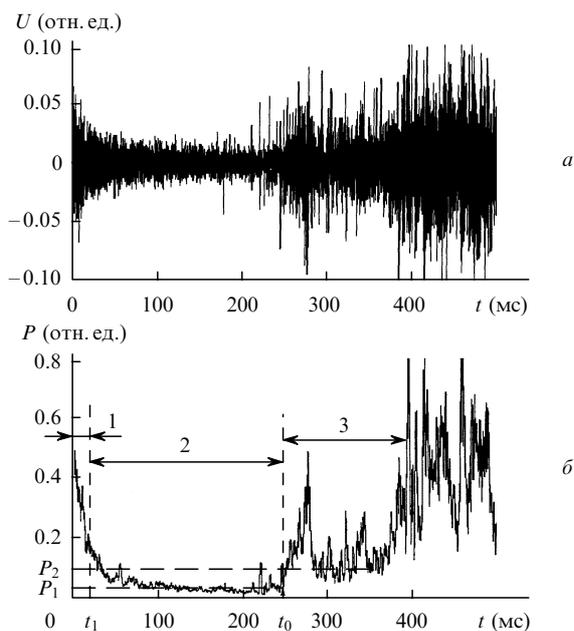


Рис.2. Временная развертка автодинного сигнала  $U$  (а) и зависимость его мощности  $P$  от времени (б) при перфорации оргстекла, расположенного на поверхности воды.

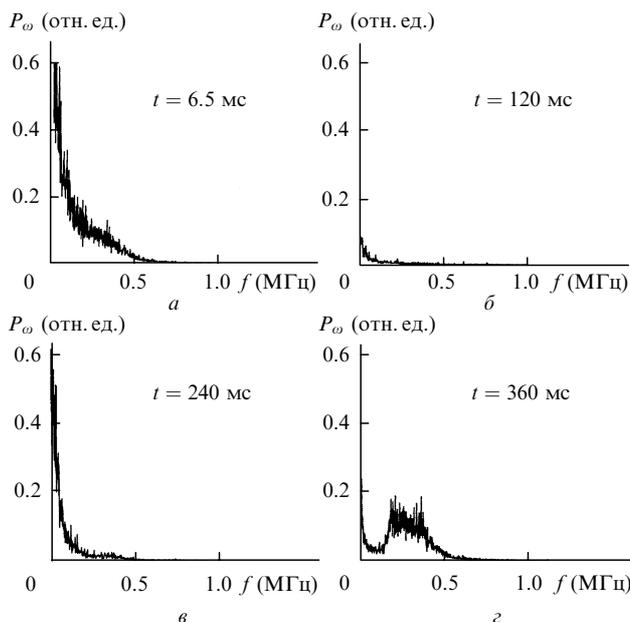


Рис.3. Спектры мощности  $P_\omega$ , полученные при гетеродинном детектировании обратнорассеянного излучения в процессе перфорации пластины из оргстекла, расположенной на поверхности воды, в различные моменты времени.

форации пластины из оргстекла, расположенной на поверхности воды. В процессе перфорации наблюдаются три характерных участка в автодинном сигнале: 1 – участок быстрого спада мощности сигнала в течение времени  $t_1$ ; 2 – участок приблизительно стационарной мощности сигнала  $P_1$ ; 3 – участок резкого возрастания мощности сигнала до другой средней мощности  $P_2$ . Момент времени  $t_0$  соответствует образованию сквозного отверстия в оргстекле и началу взаимодействия излучения с водой. При взаимодействии лазерного излучения с оргстеклом и водой изменяются и доплеровские спектры. На рис.3 показаны доплеровские спектры, полученные по схеме гетеродинного детектирования обратнорассеянного излучения в различные моменты времени: рис.3,а соответствует участку 1 (см. рис.2) автодинного сигнала (началу воздействия излучения на оргстекло), рис.3,б – участку 2, рис.3,в – моменту времени  $t_0$  и рис.3,г – воздействию излучения только на воду. Видно, что при взаимодействии излучения с водой доплеровский спектр имеет качественно иной вид по сравнению с регистрируемым в процессе воздействия излучения на оргстекло. В случае таких сильно разнородных моделей временная зависимость автодинного сигнала и его спектр мощности достаточно наглядно отражают динамику прохождения лазерного пучка через границу их раздела.

В мягких биотканях в виде внутриклеточной и межтканевой жидкости всегда присутствует вода; ее содержание составляет 70–80 %, а между собой эти ткани по водосодержанию мало различаются. Соответственно в процессе лазерной абляции биомоделей, в состав которых входят мягкие ткани, кровь, структуры кожа – жир, наблюдалась иная картина временной зависимости автодинного сигнала и его производных. В частности, по сравнению с ранее используемыми сильно разнородными модельными средами исходный автодинный сигнал практически не фиксировал момент перехода излучения через границу раздела тканей.

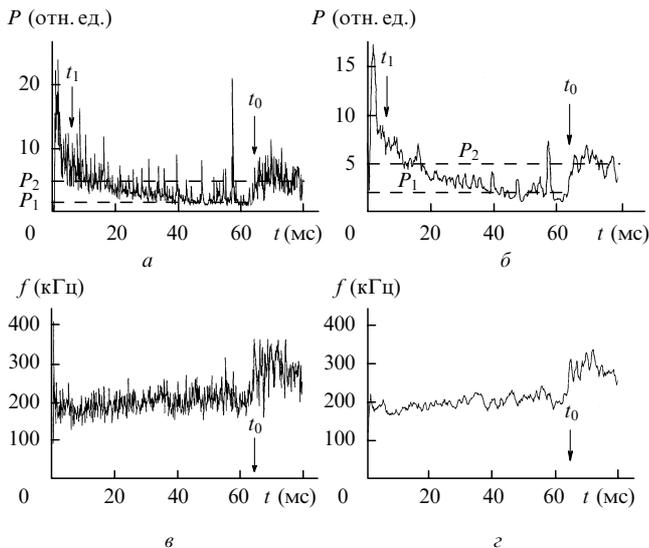


Рис.4. Временные зависимости мощности автодинного сигнала  $P$  ( $a, \delta$ ) и средневзвешенной частоты спектра  $f$  ( $в, з$ ), полученные в процессе перфорации биомодели миокард – кровь (число точек в выборке – 512, сдвиг выборки – 200 точек) без усреднения ( $a, в$ ) и при усреднении по 15 точкам ( $б, з$ ). Интенсивность излучения 20 кВт/см<sup>2</sup>.

Временные зависимости амплитуды автодинного сигнала и средневзвешенной частоты в процессе лазерной перфорации биомоделей представлены на рис.4, 5. Для получения этих зависимостей брались следующие расчетные параметры:  $N_0 = 262144$ ,  $\Delta n = 200$ ,  $T = 512 \times 0.32$  мкс = 163.84 мкс. Площадь спектра и средневзвешенная частота рассчитывались в диапазоне доплеровских сдвигов частоты 18 – 736 кГц. При сглаживании кривых усреднение автодинного сигнала проводилось по 10–30 точкам. По сравнению с модельными средами переход границы раздела не столь ярко выражен, если фиксировать его по изменению мощности автодинного сигнала. В этом случае имеют место сильные флуктуации амплитуды в виде «пичков», обусловленные нестационарностью процесса лазерного разрушения тканей.

Переход излучения через границу наблюдается по изменению как амплитуды, так и частоты. В первом случае (рис.4, $a, б$ ) степень выраженности этого перехода сильно зависит от типа ткани и ее толщины, а также временного разрешения. При этом граница перехода для моделей стенка сосуда – кровь и кожа – жир проявится более четко при уменьшении времени оцифровки и сокращении выборки сигнала. Эффективным критерием перехода может служить скачкообразное изменение средневзвешенной частоты спектра вблизи границы раздела тканей (рис.4, $з$  и 5, $a, б$ ).

### 5. Обсуждение результатов

В наших экспериментах автодинный прием осуществлялся в режиме слабой обратной связи, а источником формирования автодинного сигнала являлось рассеяние движущимися фрагментами, находящимися в зоне воздействия. Кроме того, источником сигнала может быть и поверхность формируемого лазерного канала, испытывающая колебательные движения, которые могут возникать в результате его схлопывания (низкочастотные колебания), а также вследствие развития мелкомасштабных волн на поверхности.

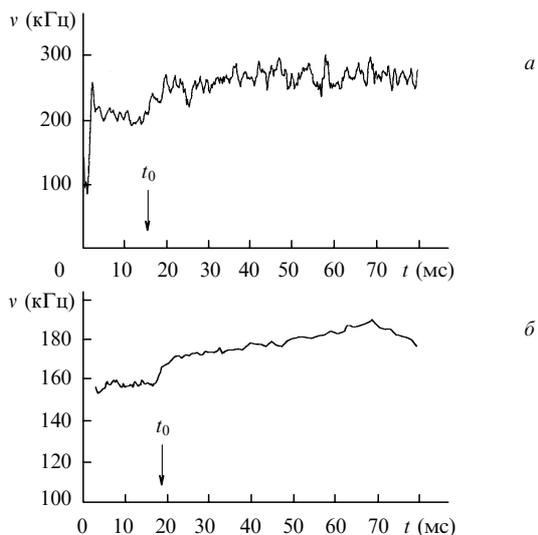


Рис.5. Временные зависимости средневзвешенной частоты спектра  $v$ , полученные в процессе перфорации моделей стенка сосуда – кровь ( $a$ ) и кожа – жир ( $б$ ) (число точек в выборке – 512, сдвиг выборки – 200 точек) при усреднении по 15 ( $a$ ) и по 30 ( $б$ ) точкам. Интенсивность излучения 14 ( $a$ ) и 10 кВт/см<sup>2</sup> ( $б$ ).

В начальный момент воздействия излучения максимальный вклад в рассеяние, по-видимому, дает поверхность (рис.6). При этом автодинный сигнал максимален (см. рис.2–4), т. к. отражение происходит фактически от плоской границы. По мере развития процесса абляции последующее уменьшение сигнала при увеличении глубины канала обусловлено тем, что его поверхность искривляется. Максимальный вклад в рассеяние теперь дает дно канала, перпендикулярное оси лазерного пучка. При увеличении глубины канала размер участка, перпендикулярного пучку, уменьшается, а угол  $\alpha$  между нормалью  $n$  к боковой поверхности и направлением рассеяния, характеризующимся волновым вектором  $k$ , возрастает. Это приводит к тому, что отношение мощностей рассеянного от поверхности и падающего излучения уменьшается пропорционально  $\cos \alpha$ . Мощность рассеянного излучения значительно изменяется, когда глубина канала сопо-

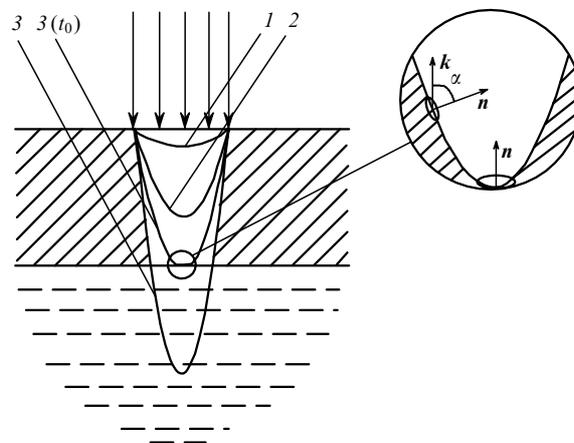


Рис.6. Модель различных стадий прохождения лазерным излучением границы раздела сред: 1 – малая глубина канала (основной вклад в рассеяние дает поверхность); 2 – глубокий канал (рассеяние определяется только нижним малым участком поверхности); 3 – воздействие на жидкую среду;  $t_0$  – момент формирования сквозного отверстия.

ставима с его поперечными размерами, т. е. когда  $\alpha \sim 45^\circ$ . Как видно из рис.2, автодинный сигнал уменьшился в 2 раза в момент времени  $t_1 \approx 20$  мс. Учитывая, что  $t_0$  соответствует моменту возникновения сквозного отверстия в образце (толщиной 3 мм) и пренебрегая неравномерностью скорости заглубления, получаем, что моменту времени  $t_1$  соответствует глубина канала  $\sim 200$  мкм, по порядку величины совпадающая с радиусом сфокусированного лазерного пучка. Уменьшение сигнала по мере заглубления канала не может быть объяснено «уходом» приповерхностной области из измерительного объема, поскольку продольный размер каустики  $\Delta L \approx \lambda F^2 / (\pi R^2) \approx 3 - 5$  мм, где  $F = 120$  мм – фокусное расстояние линзы,  $R \sim 2$  мм – радиус пучка на выходе из лазера. При достаточной глубине проникновения лазерного пучка мощность рассеянного излучения значительно меньше, чем в начальный период, и в дальнейшем слабо меняется. В этом случае нельзя утверждать, что максимальный вклад в интегральную мощность рассеяния дает поверхность.

Экспериментальные результаты свидетельствуют о том, что спектры рассеянного излучения на начальной стадии лазерного воздействия на оргстекло и биоткани не имеют отстроенной доплеровской компоненты и локализованы вблизи низких частот (рис.3,а). Такой характер сигнала обратного рассеяния также подтверждает, что основной вклад в рассеяние в начальное время воздействия дает поверхность, поскольку при ее колебательном движении скорость непрерывно меняется от нуля до некоторого максимального значения и спектр локализуется в низкочастотной области.

При воздействии излучения на жидкие среды (вода, кровь) характер спектров оказывается другим. Имеется отстроенная доплеровская компонента, а низкочастотная составляющая спектра существенно меньше (рис.3,б). Это обусловлено иным по сравнению с «твердотельными» средами характером взаимодействия излучения с жидкими средами. Взаимодействие 10-микронного излучения интенсивностью более 1 кВт/см<sup>2</sup> с водой имеет нестационарный характер, проявляющийся в виде квазипериодической последовательности микровзрывов. Поскольку в крови содержится около 60 % воды, то и для нее имеют место подобные процессы, что подтверждается нашими экспериментальными результатами (см., напр., рис.4,а).

Известно, что при воздействии непрерывного излучения на жидкости формируется квазистационарный парогазовый канал. Стенки такого канала являются гладкими, и, следовательно, обратное рассеяние от них будет значительно меньше. Поэтому отстроенная доплеровская компонента по мере заглубления канала в жидкости будет преимущественно обусловлена рассеянием на вылетающих каплях, а в случае абляции биотканей – рассеянием на выносимых продуктах разрушения, представляющих собой парокпельную смесь и частицы сгоревшей или несгоревшей ткани. Отметим, что характерные доплеровские сдвиги частоты 100–400 кГц в спектре на рис.3,б соответствуют скоростям движения капель в зоне воздействия порядка 0.5–2 м/с. Аналогичные значения были получены при измерении скоростей методом времяпролетного зондирования с использованием He–Ne-лазера. Полностью же исключить вклад поверхности в рассеянную компоненту нельзя, т. к. канал в жидкости может время от времени схлопываться [10].

При воздействии высокоинтенсивного лазерного излучения на мягкие водосодержащие ткани имеет место нестационарный вынос продуктов разрушения, обусловленный характером распределения тканевой воды и структурными особенностями тканей [3]. Это проявляется в виде флуктуаций автодинного сигнала (рис.2,а) и его производных (рис.4,а). Подобная картина наблюдалась нами при лазерной абляции и других водосодержащих тканей [11], что подтверждает значительную роль процессов, аналогичных взрывному вскипанию воды [10].

Скачок АЧХ автодинного сигнала вблизи границы раздела слоев тканей достигает 15–25 % от уровня сигнала, регистрируемого при абляции первого слоя. В зависимости от биофизических свойств слоев тканей характерные флуктуации сигнала, обусловленные нестационарностью процесса абляции, могут быть сопоставимы с величиной этого скачка. Для регистрации момента прохождения излучения через границу раздела сред в реальном масштабе времени необходимо сглаживать эти флуктуации путем выбора оптимальных параметров обработки автодинного сигнала (выбора способа усреднения и временного разрешения). В наших экспериментах усреднения автодинного сигнала по 10–30 точкам было достаточно для сглаживания флуктуаций и выделения скачка средневзвешенной частоты, возникающего при переходе лазерного пучка через границы слоев тканей. Наиболее ярко этот переход проявляется в скачкообразном изменении средневзвешенной частоты (рис.4,г и 5,а,б), тогда как для мощности автодинного сигнала (рис.4,а) характерны пикообразные флуктуации, затрудняющие определение границы временного перехода  $t_0$  в реальном масштабе времени.

Отметим, что при усреднении по 15 точкам переход границы стенка сосуда – кровь (рис.5,а) менее выражен по сравнению с переходом миокард – кровь. По-видимому, для разных типов тканей и соответствующих им диапазонов интенсивностей требуется оптимизация параметров обработки. Например, переход может быть лучше выделен за счет увеличения числа точек для усреднения, как это сделано для перехода кожа – жир (рис.5,б). С другой стороны, его можно фиксировать и по усредненной производной  $dv/dt$ , которая в области перехода границы должна иметь максимум.

В результате проведенных экспериментов установлено, что взаимодействие излучения CO<sub>2</sub>-лазера с разными биологическими тканями имеет нестационарный характер и проявляется в изменении различных спектральных характеристик рассеянного излучения. Выявление различий и характерных особенностей АЧХ автодинного сигнала и его производных дает возможность в реальном масштабе времени определять момент прохождения лазерным излучением границы раздела слоев биотканей. Критерием момента перехода является скачкообразное изменение средневзвешенной частоты спектра мощности автодинного сигнала вблизи границы раздела тканей.

Авторы благодарны В.С.Голубеву за полезные обсуждения работы.

Работа частично поддержана грантом РФФИ № 00-02-16469.

1. Неворотин А.И. *Введение в лазерную хирургию* (СПб.: СпецЛит, 2000).
2. Гордиенко В.М., Дмитриев А.К., Коновалов А.Н., Курочкин Н.Н., Путивский Ю.Я., Панченко В.Я., Ульянов В.А. *Квантовая электроника*, **23**, 869 (1996).

3. Ul'yanov V.A., Gordienko V.M., Dmitriev A.K., Kortunov V.N., Panchenko V.Ya., Putivskii Yu.Ya., Phischyuk Ya.A. *Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng.*, **3195**, 88 (1997).
4. Дмитриев А.К., Кортунов В.Н., Ульянов В.А. *Квантовая электроника*, **31**, 325 (2001).
5. Laudon R., Harris M. *Phys. Rev. A*, **48**, 681 (1993).
6. Гордиенко В.М., Дмитриев А.К., Коновалов А.Н., Кортунов В.Н., Панченко В.Я., Ульянов В.А. *Биомедицинские технологии и радиоэлектроника*, № 3, 14 (2002).
7. Dmitriev A.K., Kortunov V.N., Konovalov A.N., Panchenko V.Ya., Ul'yanov V.A. *Techn. Program of X Conf. on Laser Optics* (St. Petersburg, 2000, p.67).
8. Гордиенко В.М., Коновалов А.Н., Путивский Ю.Я. *Тезисы докл. V Междунар. конф. «Оптические методы исследования потоков»* (М., 1999, с. 211 – 213).
9. Гордиенко В.М., Коновалов А.Н., Путивский Ю.Я., Панченко В.Я., Курочкин Н.Н., Савин В.И. *ТВТ*, **36**, 812 (1998).
10. Кортунов В.Н., Дмитриев А.К., Панченко В.Я., Путивский Ю.Я., Ульянов В.А. *Тезисы докл. V Междунар. конф. «Оптические методы исследования потоков»* (М., 1999, с.162, 163).
11. Ульянов В.А., Гордиенко В.М., Дмитриев А.К., Кортунов В.Н., Панченко В.Я., Путивский Ю.Я. *Изв. РАН. Сер. физич.*, **63**, 2068 (1999).