

Лазерная абляция биотканей и ее диагностика по доплеровскому сигналу обратного рассеяния*

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

Предложен и разработан новый метод доплеровской диагностики процессов лазерного испарения биотканей, основанный на автодинном детектировании (прием на резонатор лазера) обратно рассеянного из зоны абляции излучения. Показано, что автодинное детектирование обратно рассеянного излучения позволяет различать биоткани в процессе лазерной абляции в реальном масштабе времени и исследовать особенности лазерного разрушения реальных тканей как неоднородных многокомпонентных сред.

Современной тенденцией развития лазерной медицины является создание и применение при хирургических вмешательствах так называемых интеллектуальных лазерных медицинских систем (smart laser medical systems). Это подразумевает включение в их состав средств программного и информационного обеспечения, оперативной диагностики и адаптивного управления процессами воздействия излучения на органы и организм человека в целом. Необходимость создания таких систем диктуется, в частности, следующими обстоятельствами. Тело человека и его органы можно представить как совокупность слоев тканей с различными биофизическими характеристиками. Например, кожа – подкожная жировая клетчатка – мышечная ткань – кость; сердечная мышца – кровь; злокачественное новообразование – окружающая здоровая ткань и т.п. Поэтому при проведении лазерных хирургических операций требуется различать ткани в норме и патологии, получать контролируемые по глубине отверстия или разрезы, удалять только патологически измененную ткань, прекращать или продолжать процесс деструкции ткани при достижении каких-либо определенных условий. Следует отметить, что при хирургических операциях, выполняемых по классическим методикам, в системе обратной связи “периферийными датчиками” служат зрение и осязание хирурга. При

лазерном хирургическом вмешательстве, отличающемся не только бесконтактностью, но и высокой скоростью воздействия, необходима оперативная информация о характере происходящих процессах деструкции ткани. В силу этих причин необходима диагностика, дающая возможность «распознавать» тип ткани, с которой взаимодействует излучение, непосредственно в процессе лазерного воздействия в реальном масштабе времени.

В целях диагностики широко используются источники лазерного излучения [1,2]. Например, методы лазерного флуоресцентного анализа, основанные на селективном возбуждении флуоресценции исследуемой ткани и регистрации излучаемых биомолекулами фотонов при переходе в основное состояние, активно применяются для определения состояния ткани (норма или патология), границ между больными и здоровыми тканями. В частности, в лазерной ангиопластике пораженных склерозом сосудов это дает возможность выбрать оптимальную длину волны основного излучения для перфорации атеросклеротических бляшек в зависимости от их природы (фиброзные, кальцинированные). Оптико-акустические методы, основанные на регистрации акустических колебаний в ткани при облучении импульсным излучением, используют для измерения коэффициентов поглощения, лазероиндуцированного внутритканевого давления, порогов деструкции, а в клинической практике — для определения типа биотканей [3].

* Статья опубликована в журнале “Биомедицинские технологии и радиоэлектроника”, 2002, № 3, с. 14-22.

В основе лазерной деструкции биоткани лежит локальный энерговыход, который приводит к фазовым переходам, интенсивному испарению и выносу массы вещества в виде паракапельной смеси и частиц ткани. В зоне воздействия формируется поле скоростей гидродинамических потоков, зависящее как от специфики объекта воздействия излучения, так и от режимов разрушения ткани. Это обстоятельство создает предпосылки для использования в диагностических целях методов лазерной спектроскопии квазиупругого рассеяния (когда не происходит существенного изменения частоты зондирующего излучения). В настоящее время эти методы традиционно применяются и развиваются для изучения динамических характеристик биологических сред — внутримолекулярной и межклеточной подвижности, направленного транспорта и миграционного движения, коэффициентов диффузии, скоростей кровотока [2]. Суть этих методов заключается в регистрации временных изменений амплитуды и частоты рассеянного излучения, дающих информацию о динамических характеристиках светорассеивателей. В частности, широко используемый для измерения скоростей движения биообъектов метод доплеровской анемометрии основан на регистрации доплеровского сдвига частоты лазерного излучения, обусловленного рассеянием света на движущихся биообъектах.

Для диагностики биотканей в процессе деструкции излучением одноимодовых непрерывных CO₂ лазеров, широко распространенных в медицинской практике, нами предложен новый метод допле-

ровской спектроскопии, основанный на самоиндуцированном автодинном эффекте [4]. Ниже будут рассмотрены некоторые возможности этого метода для получения информации как о специфике биотканей, подвергающихся воздействию лазерного излучения, так и об особенностях процесса их лазерной деструкции.

1. Автодинное детектирование обратно рассеянного излучения

Автодинный эффект заключается в изменении исходного спектра генерации одночастотного или одномодового лазерного излучения в результате попадания в резонатор части обратно рассеянного на движущихся частицах излучения с доплеровским сдвигом частоты (прием на резонатор). Помимо основной частоты ν_0 в резонаторе лазера будут существовать две волны с частотами $\nu_0 + \Delta\nu_D$ и $\nu_0 - \Delta\nu_D$ ($\Delta\nu_D = \nu_0 \cdot 2v/c$ (ν_0 — частота излучения, v и c — скорость частицы и света соответственно)). Сложение этих волн приводит к модуляции мощности излучения и частоты генерации. В результате смешения на квадратичном ИК фотоприемнике световых волн разных частот на выходе формируется электрический сигнал, промодулированный разностной частотой, т.е. представляющий собой биения, спектр которых определяется спектром рассеянного света (рис. 1).

При достаточно большом уровне обратного рассеяния возможны нелинейные искажения автодинного сигнала, переключение генерации с одной моды на другую. Как правило при типичном режиме

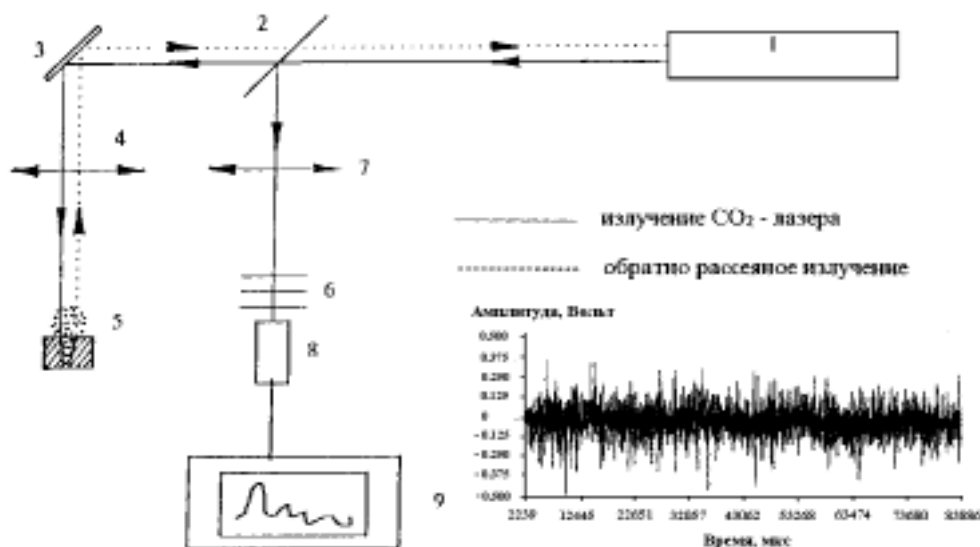


Рис.1. Схема автодинного детектирования обратного рассеянного излучения и типичный вид автодинного сигнала. 1 — одночастотный (одномодовый) CO₂ лазер; 2 — светоделитель, 3 — зеркало; 4, 7 — линзы; 5 — образец биоткани; 6 — ослабитель; 8 — неохлаждаемый КРТ ИК фотоприемник; 9 — компьютер со встроенным АЦП.

фокусировки на биоматериалы уровень обратного рассеяния не более 10^{-4} при телесном угле регистрации 10^{-2} ср и нелинейными искажениями можно пренебречь. Режим автодинного детектирования характеризуется уменьшением чувствительности приема с увеличением $\Delta\nu_D$, поскольку лазер не “успевает” отслеживать быстрые изменения светового поля, т.к. он имеет конечные значения характерных времен релаксации. Для CO_2 лазеров с релаксационными колебаниями амплитудно-частотная характеристика (зависимость автодинного отклика от доплеровского сдвига частоты) имеет резонансный характер. Максимальная чувствительность автодинного приема достигается при отстройках [5]

$$v_{\max}^2 = [b^2(b^2 + 2a^2)]^{1/2} - a^2 \quad (1)$$

где $a = g_{11}C$, $b^2 = 2g_{11}g_c(C-1)$, $g_{11} = 1/T$, (g^{-1} — время жизни фотона в резонаторе, T_1 — продольной релаксации, C — безразмерный параметр, определяющий превышение накачки над порогом генерации, на пороге $C=1$). Взяв типичные параметры для CO_2 лазера: $g_{11} = 10^5 \text{ c}^{-1}$, $g_c = 10^7 \text{ c}^{-1}$ и $C=4$ получим, что чувствительность автодинного приема максимальна при $v_{\max} = 0,4$ МГц. На рис.2 приведена типичная кривая автодинного усиления для одночастотного CO_2 лазера. Таким образом в режиме автодинного детектирования осуществляется частотно-селективный прием. При этом ширина резонансной кривой и амплитуда отклика зависят от параметров активной среды лазера: давления рабочей смеси, превышения накачки под порогом, коэффициентов отражения зеркал резонатора. Практически чувствительность и диапазон автодинного приема определяются измерениями доплеровского отклика от вращающегося диска. По сравнению со схемой гетеродинамирования (она осуществляется с опорным

пучком) при автодинном детектировании согласование волновых фронтов основного и рассеянного излучения происходит автоматически. Основное (силовое) излучение, воздействующее на биоматериал, одновременно является и диагностическим, обеспечивая канал обратной связи. Самоиндуцированная модификация спектра генерируемого излучения дает возможность получать информацию о процессах массопереноса непосредственно из зоны облучения.

Регистрация автодинного сигнала и его последующая обработка осуществляется с помощью аналого-цифрового преобразователя (АЦП), встроенного в компьютер, и программы, представляющей собой 16-разрядное Windows приложение, построенное по принципу многодокументного интерфейса. Время оцифровки одной точки составляет от 10 нс до 327,68 мкс с удвоенным шагом (20 нс, 40 нс и т.д.), объем выборки — до 128 кБт. Быстрое Фурье-преобразование исходного сигнала дает спектр мощности доплеровского сигнала — доплеровский спектр, к которому могут быть применены процедуры сглаживания или усреднения в зависимости от числа независимых реализаций.

В большинстве биотканей содержится 70-80% воды. Считается, что определяющим фактором при деструкции биоткани десятимикронным лазерным излучением является процесс вскипания воды. Поэтому в методических целях в наших исследованиях она использовалась нами в качестве модельной среды. В качестве примера на рис.3 представлен усредненный доплеровский спектр, полученный при воздействии излучения одномодового CO_2 лазера на воду.

Для количественной характеристики доплеровского сигнала использовались величины:

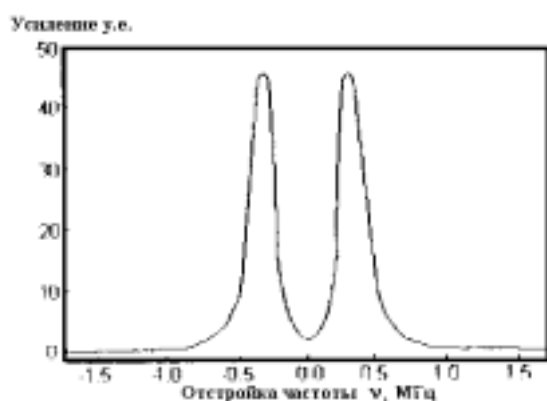


Рис.2. Амплитудно-частотная характеристика автодинного усиления.

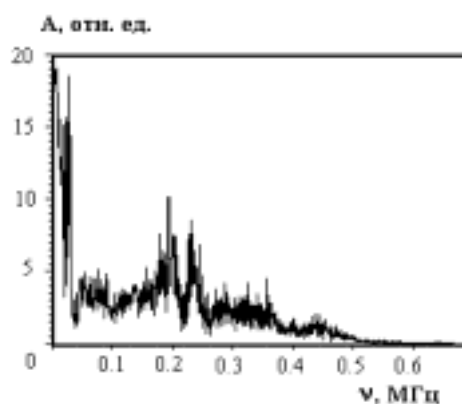


Рис.3. Усредненный спектр мощности доплеровского сигнала при интенсивности излучения CO_2 -лазера на поверхности воды $\sim 1 \text{ кВт/см}^2$.

1) площадь спектра мощности доплеровского сигнала в выбранном диапазоне частот $\Delta\nu = \nu_2 - \nu_1$:

$$S(t_0) = \frac{1}{(\nu_1 - \nu_2)T} \sum_{k=\nu_1 T}^{\nu_2 T} |i(\nu_k, t_0)|^2, \quad (2)$$

где $|i(\nu, t_0)|^2$ — спектр мощности сигнала фототока для выборки длительностью T в момент времени t_0 .

2) средневзвешенная частота спектра ν (центр тяжести спектра),

$$\nu_0(t_0) = \frac{\frac{1}{T} \sum_{k=\nu_1 T}^{\nu_2 T} k |i(\nu_k, t_0)|^2}{\sum_{k=\nu_1 T}^{\nu_2 T} |i(\nu_k, t_0)|^2}. \quad (3)$$

Формулы (2) и (3) приведены для случая дискретного преобразования Фурье. Сумма осуществляется по дискретному набору частот ν_k . Чтобы уменьшить влияние шумов на определение средневзвешенной частоты диапазон частот $\Delta\nu = \nu_2 - \nu_1$ определялся методом 3- σ (методом трех сигма) — интервал $\Delta\nu$ выбирают равным трем значениям величины дисперсии спектра.

2. Доплеровская диагностика лазерной деструкции биотканей

Автодинное детектирование обратного рассеянного ИК излучения интенсивностью выходного излучения $\sim 10^3 - 10^4 \text{ Вт/см}^2$ осуществляется в относительно узком диапазоне доплеровских сдвигов частоты; как показывают наши исследования — от нескольких единиц до 600-1000 кГц. Если не учитывать

многократное рассеяние, т.е. предполагать, что разные частицы продуктов разрушения ткани дают независимый вклад в спектр доплеровского сигнала, то этому диапазону соответствуют скорости их движения от нескольких см/с до 3-5 м/с (1 м/с приблизительно равен сдвигу частоты в 200 кГц), т.е. спектр формируется медленными частицами. Тем не менее эксперименты свидетельствуют, что как в случае непрерывного, так и импульсного излучения милли- и микросекундной длительности, такой диапазон оказывается достаточно информативным. Это позволяет использовать автодинное детектирование как для диагностики биоткани непосредственно в процессе их деструкции так и для изучения отдельных стадий абляции тканей.

Диагностика типа биоткани

На рис.4 представлены доплеровские спектры, полученные в процессе рассеяния жировой, костной и мышечной тканей непрерывным излучением CO_2 лазеров с разной АЧХ автодинного приема. При рассеянии образец ткани *in vitro* перемещался относительно сфокусированного лазерного пучка со скоростью 1 мм/с. Спад в правом крыле спектров обусловлен амплитудно-частотной характеристикой автодинного приема. В случае детектирования автодинного сигнала преимущественно в низко-частотной области (рис.4а) спектры различаются по амплитуде и в меньшей степени формой. Спектры, зарегистрированные в более широком диапазоне чувствительности автодинного приема (рис.4б), заметно различаются по форме, а максимальные значения их амплитуд смещены относительно друг друга. В области доплеровских сдвигов частоты до

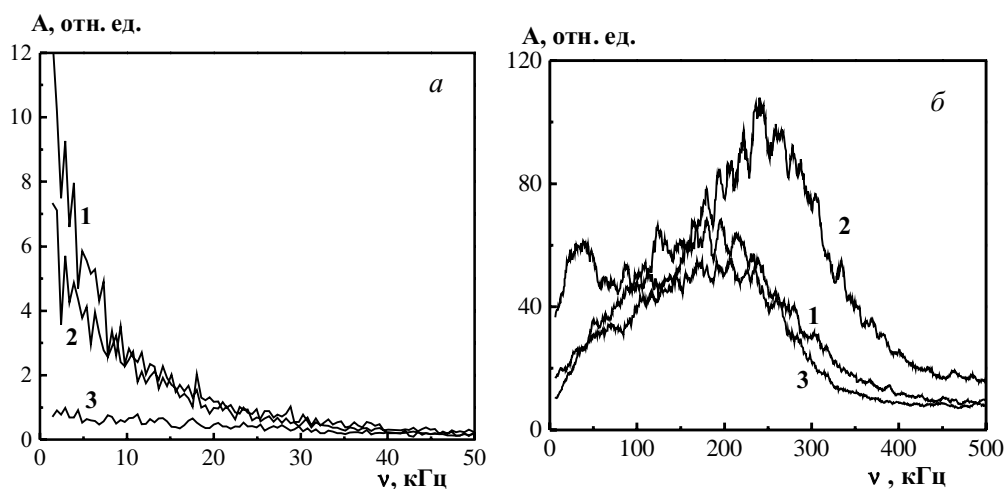


Рис.4. Доплеровские спектры, полученные в процессе рассеяния биотканей (1 — скелетная мышца, 2 — кость, 3 — жир) с использованием CO_2 лазеров с разной АЧХ автодинного приема: а) $I = 14 \text{ кВт/см}^2$ (лазер J-50); б) $I = 10 \text{ кВт/см}^2$ (лазер PL-4).

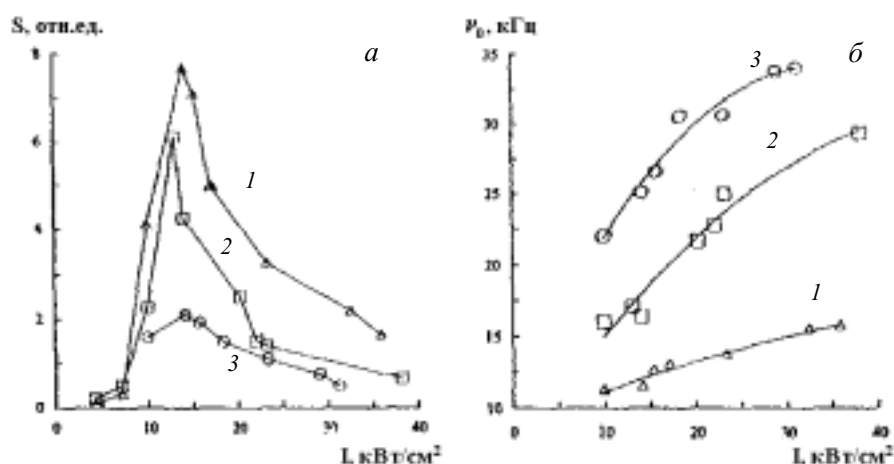


Рис.5. Площадь доплеровского спектра S (а) и средневзвешенная частота ν_0 (б) в зависимости от интенсивности лазерного излучения I (непрерывный режим генерации), при рассеянии мышечной (1), костной (2) и жировой (3) тканей. CO_2 лазер J-50 .

40 kHz в обоих случаях последовательность расположения соответствующих участков спектров для разных тканей одна и та же. Независимо от диапазона чувствительности автодинного приема продукты разрушения тканей и, соответственно, доплеровские спектры несут информацию об особенностях биоматериала. С увеличением интенсивности излучения максимальные амплитуды спектров для всех тканей уменьшаются, а правое крыло спектра смещается в низкочастотную область, т.е. интенсивность доплеровского сигнала падает (рис.5а). Рост сигнала в зависимости от величины интенсивности

лазерного излучения в диапазоне до 15 kW/cm^2 объясняется увеличением количества частиц — светорассеивателей, попадающих в измерительный объем; последующий спад — увеличением относительной доли частиц меньшего размера, движущихся с большими скоростями (рис.5б), т.е. наблюдается тенденция к выходу доплеровского сигнала из диапазона чувствительности автодинного приема. Тем не менее, в типичном для хирургических CO_2 лазеров диапазоне интенсивностей излучения ($5\text{-}50 \text{ kW/cm}^2$) доплеровская диагностика при сравнительном анализе спектров дает возможность “распознавать” ткани.

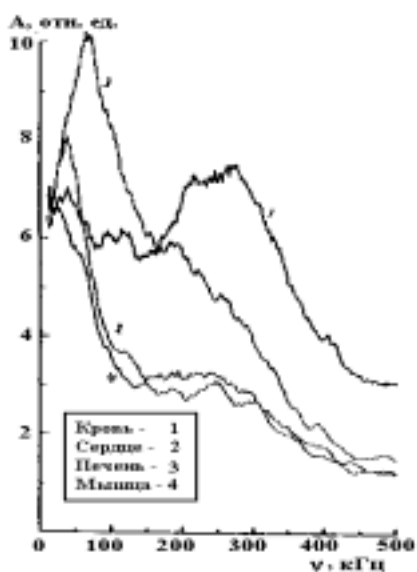


Рис.6. Доплеровские спектры, полученные при сверлении отверстий в мягких тканях (Импульсный режим генерации: $\tau_n=100 \text{ мс}$, $I=10 \text{ kW/cm}^2$).

На рис.6 представлены доплеровские спектры, полученные в процессе воздействия на кровь и при сверлении отверстий в некоторых мягких тканях (печень, скелетная и сердечная мышцы) в режиме одиночного длинного импульса (100 мс) при плотности мощности излучения 10 kW/cm^2 . Максимальные значения амплитуд коррелируют с пределом прочности на разрыв этих тканей, а глубина формируемых в тканях лазерных каналов прямо пропорциональна значениям этих амплитуд, т.е. чем “мягче” ткань, тем более эффективнее происходит ее деструкция. Доплеровский сигнал характеризует эффективность деструкции мягких тканей.

Изучение механизмов лазерной деструкции биотканей

Биологические ткани содержат воду (от 10% в костной ткани, 70-80% в мягких) в виде внутриклеточной и межтканевой жидкости. Перегрев

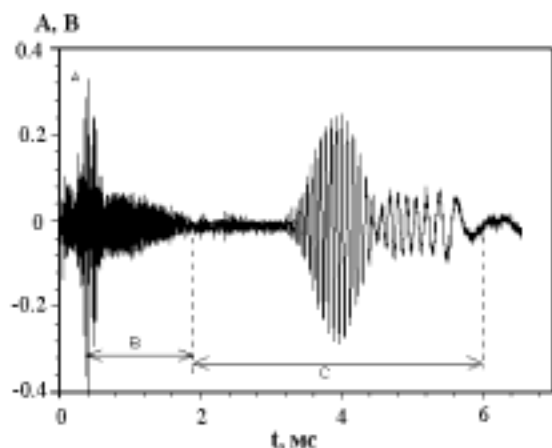


Рис.7. Динамика изменения автодинного сигнала при воздействии на поверхность воды излучения непрерывного CO_2 лазера. Интенсивность излучения 3 кВт/см^2 .

тканевой воды и резкое увеличение давления, приводящее к разрушению ткани, рассматривается как одна из основных стадий процесса ее разрушения под воздействием лазерного излучения. В тоже время остается не ясным вопрос о роли воды в этом процессе для тканей с различным водосодержанием.

Автодинное детектирование обратно рассеянного излучения привлекает своей возможностью получения информации о процессах взрывного кипения воды непосредственно из зоны воздействия. При облучении поверхности воды излучением непрерывного CO_2 лазера интенсивностью 3 кВт/см^2 происходят микровзрывы с последующим выбросом паракапельной смеси. Автодинный сигнал представляет собой квазипериодическую последовательность импульсов (рис.7), в котором можно выделить три области: А — быстрого нарастания сигнала с характерным спектром в сотни кГц; В — регулярный сигнал с плавно падающей частотой от сотен кГц до нескольких десятков кГц за время $\sim 1 \text{ мс}$ и С — регулярный низкочастотный сигнал длительностью 1-2 мс с плавно падающей частотой от нескольких десятков до единиц кГц. Область А соответствует моменту микровзрыва и началу формирования паракапельной смеси, В — движению паракапельной смеси, С — колебаниям поверхности воды. Таким образом, взаимодействие непрерывного 10 мкм излучения с водой представляет собой нестационарный квазипериодический процесс микровзрывов, вызванных локальным перегревом приповерхностной области толщиной 10 мкм (глубина проникновения 10 мкм излучения в воду).

Нами исследован колебательный характер выноса массы (абляция) в процессе лазерной деструкции

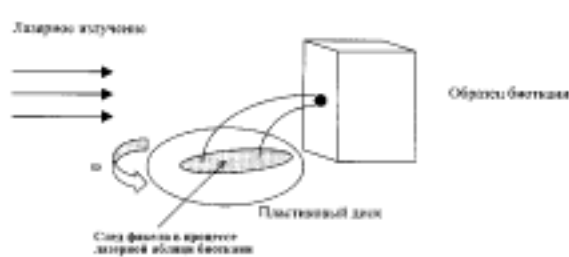


Рис.8. Схема осаждения продуктов лазерной абляции биотканей.

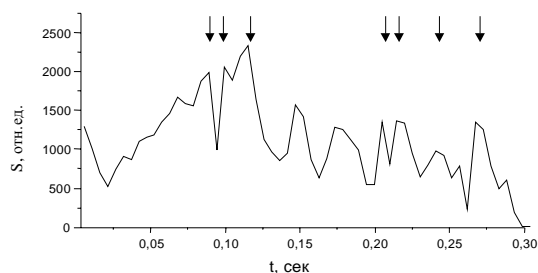


Рис.9. Площадь спектра мощности S доплеровского сигнала при абляции жира в зависимости времени t лазерного воздействия (стрелками указаны моменты времени интенсивного выброса массы, определенные по факелу).

некоторых биотканей. Образцы — фрагменты свежих тканей печени и жира свиньи — облучались длинными ($t \sim 300 \text{ мс}$) импульсами одномодового CO_2 -лазера. Плотность мощности в фокусе лазерного пучка составляла 15 кВт/см^2 Непосредственно перед образцами в горизонтальной плоскости приблизительно на расстоянии 1 мм параллельно оси лазерного пучка помещался вращающийся с постоянной угловой скоростью пластиковый диск (рис.8). Вращение диска обеспечивало пространственно-временное распределение осаждавшихся на его поверхности частиц — продуктов лазерной абляции ткани.

Нами установлено, что такой параметр как площадь спектра $S(t)$ содержит в себе важную информацию о динамике деструкции ткани и связанных с ней процессах массопереноса в зоне воздействия на ткань лазерного пучка.

На рис.9 представлена кривая, отражающая изменение величины S во время лазерной деструкции жировой ткани. Стрелками показаны моменты наиболее интенсивного выброса частиц — “факелов”. Как видно из рисунка, положения “факелов”, привязанных ко времени воздействия лазерного излучения на ткань, совпадают с экстремумами кривой $S(t)$.

Таблица

Ткань	Режим абляции	Характер осаждения	Размер и форма частиц	Характер зависимости $S(t)$
Жир	$I=15 \text{ кВт/см}^2$, $t=285 \text{ мс}$	Отдельные выбросы на расстояние до 80 мм	Капли диаметром 15-300 мкм	Непериодические, слабо затухающие колебания, отражающие динамику выброса продуктов.
Печень	$I=15 \text{ кВт/см}^2$, $t=310 \text{ мс}$	Равномерное осаждение частиц с уменьшением их плотности к концу действия лазерного импульса.	Частицы 15-50 мкм неправильной формы	Монотонное уменьшение значений S .

При лазерной деструкции печени такого совпадения не наблюдалось (рис.10). Для сравнения результаты измерений сведены в таблицу.

Важно отметить, что колебательный режим выброса продуктов устанавливается при лазерной деструкции жира не сразу, а спустя некоторое время $\sim 70 \text{ мс}$ после начала лазерного импульса. Начальный этап абляции жира сопровождается равномерным и непрерывным выносом мелкодисперсной фракции, состоящей из капель жира 15-40 мкм в диаметре и паров воды.

Отмеченные отличия в характере выноса массы при лазерной деструкции жира и печени обусловлены, на наш взгляд, структурными особенностями этих тканей. Основным компонентом этих тканей, поглощающим излучение CO_2 лазера, является вода (коэффициент поглощения $\mu \sim 830 \text{ см}^{-1}$ для 10,6 мкм). В жировой ткани она сильно локализована и содержится главным образом в стенках микрососудов и в фиброзных перегородках, отделяющих друг от друга жировые глобулы. Общее содержание воды в жировой ткани составляет $\sim 30\%$ по весу. Эти водные “островки” погружены в “сухой” жир (комбинация жирных кислот), который практически прозрачен для излучения CO_2 лазера (поглощение $\mu \sim 1 \text{ см}^{-1}$) [10]. Таким образом, жировая ткань является гетерогенной поглощающей средой по отношению к излучению CO_2 -лазера. Напротив, в печени вода является основным составным компонентом (80% по весу) и

равномерно распределена в объеме ткани. Эти структурные отличия определяют характер процессов деструкции тканей. Разрушение ткани печени идет преимущественно путем интенсивного поверхностного испарения, сопровождающегося равномерным выносом продуктов (рис.10) — смеси водяного пара, капель и мелких органических фрагментов ткани. Интенсивность испарения падает по мере заглубления дна кратера [9]. В лазерной деструкции жировой ткани доминируют процессы взрывного вскипания воды, локализованной внутри ткани. Расширение перегретого водяного пара приводит к быстрому росту внутритканевого давления, разрушению перегородок между жировыми глобулами и резкому выбросу смеси, состоящей главным образом из паров воды и содержимого жировых глобул. На начальном этапе, пока необходимое для запуска механизма объемного разрушения значение внутритканевого давления еще не достигнуто, доминируют процессы испарения адсорбированной на поверхности жира воды. Переход от поверхностного испарения к объемному взрывному вскипанию и от непрерывного режима выноса продуктов к импульсному их выбросу соответствует установлению колебательного характера изменения S (приблизительно через 70 мс после начала лазерного импульса — см. рис.9а).

3. Заключение

Самоиндуцированная модификация спектра лазерного излучения, обусловленная процессами массопереноса и светорассеяния в зоне лазерного воздействия, дает возможность получать информацию о типе биоматериала, с которым взаимодействует лазерное излучение, и о механизмах лазерного разрушения реальных биотканей.

Первое делает привлекательным применение автодинного детектирования обратно рассеянного излучения в качестве диагностического средства, позволяющего в реальном масштабе времени

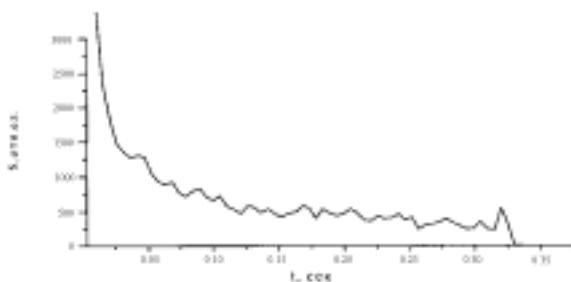


Рис.10. Площадь спектра мощности S доплеровского сигнала, возникающего при абляции печени, в зависимости времени t лазерного воздействия.

(непосредственно в процессе деструкции) различать ткани относительно друг друга. Такого рода “дифференциальная” диагностика может быть полезна тогда, когда требуется получить контролируемые по глубине каналы в ткани (например, в процессе лазерной реваскуляризации миокарда при лечении ишемической болезни сердца), испарить только определенный вид ткани (например, патологически измененную ткань злокачественного новообразования).

Второе — позволяет использовать автодинный эффект для исследований отдельных стадий или особенностей лазерного разрушения реальных биотканей. Это обусловлено тем, что с физической точки зрения реальные биоткани представляют собой неоднородные многокомпонентные среды, в частности, с разной степенью водосодержания. Получение такой информации позволит создавать адекватные модели лазерного разрушения реальных биотканей.

Данная работа частично поддержана грантом РФФИ N 00-02-16469.

Литература

1. Тучин В.В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях. Изд-во Саратовского университета, 1998, 383 с.
2. Приезжев А.В., Тучин В.В., Шубочкин Л.П. Лазерная диагностика в биологии и медицине. М.: Наука, 1989, 238 с.
3. Карабутов А.А., Подымова Н.Б. Импульсная оптико-акустическая диагностика биотканей. //Изв.РАН, сер.физическая, 1997, т.61(8), с.1580-1585.
4. Гордиенко В.М., Дмитриев А.К., Коновалов А.Н., Курочкин Н.Н., Путивский Ю.Я., Панченко В.Я., Ульянов В.А. Автодинный эффект в условиях лазерно-индуцированных гидродинамических потоков и его применение для идентификации типа биоткани в процессе деструкции. //Квант. электр., 1996, т. 23 (10), с. 869-870.
5. Loudon R., Harris M., Shepherd T.J., Vaughan J.M. Laser-amplifier gain and noise. //Phys. Rev. A, 1993, v. 48, p. 681-701.
6. Ульянов В.А., Гордиенко В.М., Дмитриев А.К., Кортунов В.Н., Панченко В.Я., Путивский Ю.Я.. Доплеровская диагностика процесса лазерной абляции биологических тканей. //Изв. РАН. Сер. физическая, 1999, т. 63 (10), с. 2068-2073.
7. Дмитриев А.К., Фурзиков Н.П. Механизм лазерной абляции биотканей. //Известия АН СССР, сер. Физ., т.53, с.1105-1110, 1989.
8. Гордиенко В.М., Коновалов А.Н., Путивский Ю.Я., Панченко В.Я., Курочкин Н.Н. Исследование динамики лазерно-индуцированного взрывного кипения воды по схеме самогетеродинамирования. //Теплофизика высоких температур, 1998, т. 36 (5), с. 789-795.
9. Ul'yanov V.A., Gordienko V.M., Dmitriev A.K., Kortunov V.N., Panchenko V.Ya., Putivskii Yu.Ya., Phischyuk Ya.A. Determination of biotissue type in the course of CO₂ laser ablation using backscattered radiation Pros. SPIE, 1997, 3195, pp. 88-93.
10. Ross V., Domankevitz Y., Anderson R.R. Effects of heterogeneous absorption of laser radiation in biotissue ablation. Lasers Surg Med, 1997, 21, p.p. 59-64.