

# Автодинный эффект в одномодовом волоконном Er-лазере и возможности его использования для различения типа испаряемой биоткани

А.К.Дмитриев, А.Н.Коновалов, В.А.Ульянов

*Исследован автодинный сигнал, возникающий в волоконном Er-лазере при испарении биомоделей разных типов, и изучены возможности определения типа биотканей методом автодинного детектирования доплеровского сигнала обратного рассеяния. В экспериментах моделировался процесс хирургического вмешательства в режиме контактного (перфорация отверстий волокном Er-лазера) и бесконтактного (поверхностное испарение при фокусировке излучения) воздействий на различные биомодели. Измерена амплитудно-частотная характеристика автодинного приёма для волоконного Er-лазера, и получены исходные спектры доплеровского сигнала обратного рассеяния, возникающего при воздействии лазерного излучения на образцы биомоделей. Эксперименты показали, что спектры доплеровского сигнала обратного рассеяния, возникающего при контактном и бесконтактном воздействии излучения волоконного Er-лазера на разные биомодели, имеют явные различия.*

**Ключевые слова:** волоконный лазер, эффект самогетеродинамирования, автодинный эффект, доплеровская спектроскопия, хирургический лазер с обратной связью, биоткани.

## 1. Введение

Одной из современных тенденций развития хирургии является создание и применение роботизированных автоматизированных хирургических систем [1, 2], предназначенных для проведения малотравматичных органосохраняющих операций. Важнейшей компонентой роботизированного комплекса является инструмент для прецизионных манипуляций в операционном поле. Перспективным инструментом для проведения полостных операций являются волоконные лазеры, обладающие гибкостью и малыми поперечными размерами оптоволоконка. Эти лазеры стали широко применяться для внутриполостных операций с использованием современной эндоскопической техники [3].

Одной из ключевых проблем при создании роботизированных хирургических систем для проведения полостных операций является организация обратной связи, которая позволяла бы в реальном времени не только визуализировать операционное поле (что вполне достигается современными методами получения и передачи изображений), но и получать информацию о ходе хирургического вмешательства и оперативно принимать в автоматизированном режиме решение об изменении условий воздействия на биоткань. Особенностью полостных операций является труднодоступность зоны хирургического вмешательства и, следовательно, сложность получения информации о ходе воздействия на орган или ткань в реальном времени.

Ранее нами был предложен метод оперативного контроля процесса лазерного испарения биотканей излучением CO<sub>2</sub>-лазера. Метод основан на автодинном эффекте (эффект самогетеродинамирования), который возникает в CO<sub>2</sub>-лазере при разрушающем воздействии его излучения на конденсированные среды, в частности на биологические ткани [4]\*. На основе этого эффекта была создана интеллектуальная система, позволяющая по спектральным характеристикам автодинного сигнала различать тип биоткани, испаряемой излучением CO<sub>2</sub>-лазера, т. е. отличать одну ткань от другой в процессе лазерного испарения. Можно предположить, что подобный подход к созданию канала обратной связи может иметь место и для волоконных лазеров. Ранее нами было показано, что в многочастотном одномодовом волоконном Er-лазере мощностью до 5 Вт возникает автодинный эффект при наличии внешнего движущегося рассеивающего объекта в поле выходного пучка и имеется возможность использования этого эффекта для задач доплеровской спектроскопии и измерения скоростей [5]. Однако использование таких лазеров по автодинной схеме диагностики испарения биотканей требует дополнительных исследований из-за специфики автодинного эффекта в этих источниках и особенностей их использования в хирургии. Во-первых, волоконные лазеры могут быть чрезвычайно чувствительны к обратнорассеянному излучению [5], в результате чего при воздействии на биоткани может происходить сбой непрерывной генерации лазера и ввод его в пульсирующий режим. Во-вторых, амплитудно-частотная характеристика автодинного усиления в волоконных лазе-

А.К.Дмитриев, А.Н.Коновалов, В.А.Ульянов. Институт проблем лазерных и информационных технологий РАН, Россия, 142190 Москва, Троицк, ул. Пионерская, 2; e-mail: dmitriev\_a62@mail.ru, alex\_konov@mail.ru, vaul595@mail.ru

Поступила в редакцию 14 августа 2014 г., после доработки – 16 июля 2015 г.

\* Автодинный эффект в лазерах носит универсальный характер и проявляется в воздействии обратнорассеянного от внешнего движущегося объекта излучения на генерацию лазера. В частности, за счет воздействия обратнорассеянного излучения возникает модуляция выходной мощности лазера (автодинный сигнал) на доплеровской частоте. Данный автодинный сигнал может использоваться как источник оперативной информации о процессе воздействия лазерного излучения на биоткань.

рах может иметь резонансный вид с достаточно узкой (10 – 20 кГц) полосой, что будет сильно ограничивать полосу регистрируемого доплеровского сдвига частоты в обратнорассеянном сигнале. В-третьих, для данного типа лазеров актуален вопрос о возможности детектирования доплеровского сигнала обратного рассеяния методом автодинного детектирования при различных способах доставки излучения и воздействия на биоткань. Как правило, для доставки излучения используют многомодовые волокна и различные насадки для дистального конца волокна [3]. При этом можно выделить два основных режима испарения: контактный, при котором торец волокна контактирует с биотканью, и бесконтактный, когда биоткань расположена на некотором расстоянии от волокна или фокусирующей системы. Причём в режиме контактного воздействия происходит обугливание торца волокна [6], что может приводить к изменению обратнорассеянного сигнала, поступающего из зоны воздействия излучения на биоткань.

Целью настоящей работы является исследование в волоконном Eг-лазере автодинного эффекта, возникающего при лазерном разрушении биотканей, и анализ возможностей использования данного эффекта для различения типа испаряемой биоткани при лазерной перфорации и рассеянии ее в режимах контактного и бесконтактного воздействия.

## 2. Экспериментальная установка

В качестве источника лазерного излучения использовался волоконный одномодовый многочастотный Eг-лазер, генерирующий излучение на длине волны 1.54 мкм мощностью до 5 Вт. Для доставки излучения к объекту воздействия использовалось многомодовое волокно с диаметром сердцевины  $400 \pm 20$  мкм. Такая схема доставки позволяет значительно уменьшить обратнорассеянный сигнал, поступающий в резонатор волоконного лазера [5]. Это ослабление необходимо для того, чтобы предотвратить переход лазера из непрерывного режима в режим хаотических пульсаций из-за его экстремально высокой чувствительности к обратнорассеянному излучению.

Нами моделировался процесс хирургического вмешательства в режиме как контактного (рис.1,а), так и бесконтактного (рис.1,б) воздействий. В первом случае осуществлялась перфорация отверстий перемещением дистального конца волокна в глубь образцов. Во втором случае производилось лазерное испарение биомоделей в режиме реза при фокусировке излучения на поверхность образца с помощью линзы с фокусным расстоянием 3 см. При этом образцы перемещались перпендикулярно оси лазерного пучка с заданной скоростью с помощью моторизованного линейного транслятора.

Автодинный сигнал регистрировался фотоприёмным устройством PDA400 (Thorlabs) с рабочим диапазоном длин волн 700–1700 нм и радиочастотным диапазоном усилителя 0–10 МГц. Сигнал с фотоприёмника подавался на АЦП, сопряженный с компьютером. В экспериментах излучение волоконного Eг-лазера воздействовало на образцы биомоделей разного типа, и одновременно регистрировался автодинный сигнал с целью дальнейшего его анализа.

В качестве объектов воздействия использовались образцы разных биомоделей, отражающие свойства реальных биотканей:

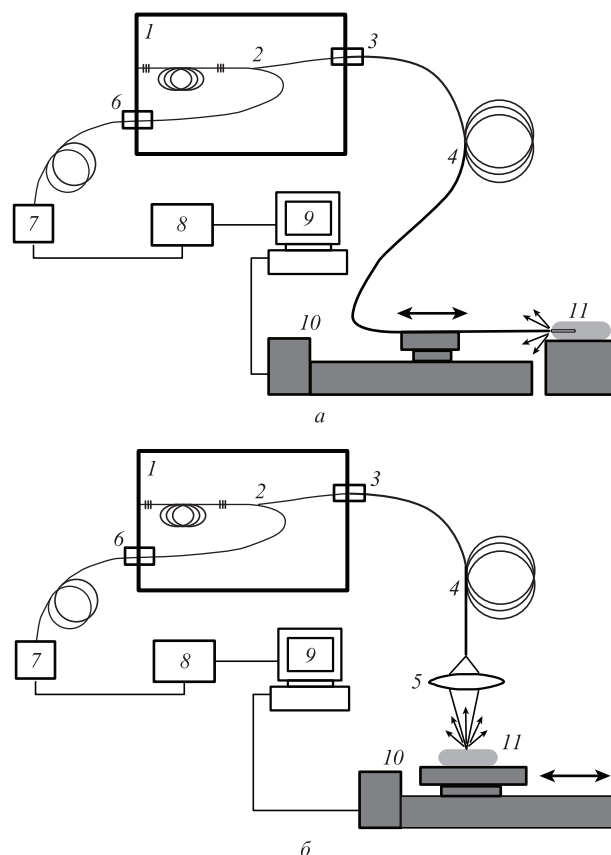


Рис.1. Схема экспериментальной установки для контактного (а) и бесконтактного (б) воздействия на биоткань:

1 – волоконный Eг-лазер; 2 – Y-разветвитель; 3, 6 – оптоволоконный разъём; 4 – многомодовое волокно; 5 – линза; 7 – фотоприёмник; 8 – АЦП; 9 – компьютер; 10 – моторизованный линейный транслятор; 11 – биомодель.

1. Агар размером  $15 \times 15 \times 10$  мм с массовыми долями воды 95%, 90% и 85%. Воздействие лазерного излучения на эти образцы моделировало выпаривание мягких биотканей с разным содержанием воды.

2. Очищенное яблоко и кожа яблока. Эти образцы моделировали воздействие лазерного излучения на ткани с явно различающимися физическими свойствами.

3. Различные ткани свиньи *in vitro* (жир, миокард, печень, почка, мускул).

Мощность генерации лазера в экспериментах составляла  $5 \pm 0.15$  Вт, мощность излучения на выходе из многомодового волокна –  $3.7 \pm 0.1$  Вт. Следовательно, при контактном способе воздействия интенсивность излучения на биомодели равнялась  $2.9 \pm 0.1$  кВт/см<sup>2</sup>. При бесконтактном воздействии излучение фокусировалось на поверхность образца в пятно диаметром  $730 \pm 40$  мкм (измерено по уровню 1/е прибором Laser Scope UFF 100 (PROMETEC, Германия)). При этом мощность излучения после фокусировки составляла 3.4 Вт. Таким образом, интенсивность излучения при бесконтактном способе воздействия равнялась  $0.81 \pm 0.06$  кВт/см<sup>2</sup>.

## 3. Результаты и их обсуждение

На рис.2 приведён пример типичного автодинного сигнала, возникающего при контактном воздействии излучения волоконного Eг-лазера на миокард при перемещении волокна со скоростью 1.4 мм/с. Как видно, ампли-

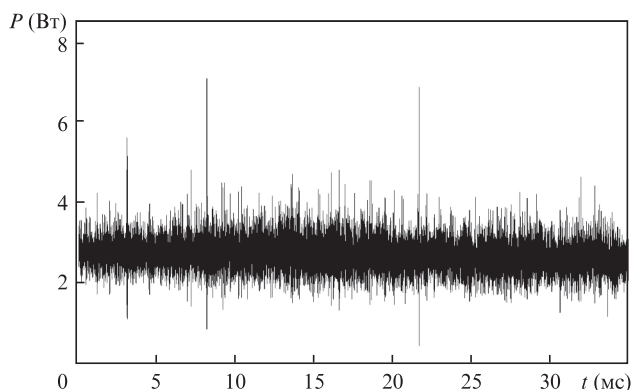


Рис.2. Автодинный сигнал при контактном воздействии излучения волоконного Eг-лазера на образец миокарда.

туда автодинного сигнала (переменная составляющая выходной мощности) достаточно велика. Нами было определено среднее значение (за время 50 мс) глубины модуляции мощности лазера при воздействии на биомодели. Типичное значение средней глубины модуляции составляло 5%–15% в зависимости от условий воздействия и типа биомодели. Глубина модуляции на коротких отрезках времени (до 0.5 мс) варьировалась в диапазоне 1%–100%.

Согласно результатам исследований [7] автодинный приём обратнорассеянного излучения можно считать линейным с достаточной точностью (нелинейность менее 5%) для глубин модуляции мощности лазерного излучения до 50%. Таким образом, можно заключить, что в условиях наших экспериментов на отрезках времени в десятки миллисекунд реализовывался режим автодинного приёма рассеянного излучения, близкий к линейному.

Исследованы особенности формирования автодинного сигнала и его корреляции с типами биомоделей. Перемещение волокна в глубь образца или образца относительно лазерного пучка производилось со скоростью 1.4 мм/с. Затем находился усреднённый спектр мощности автодинного сигнала за время  $T_{avr} = T_{adc}N = 2.2$  с, где  $T_{adc} = 0.44$  с – время одного такта записи-считывания АЦП, в течение которого происходит оцифровка 262144 значений сигнала (объём буферной памяти АЦП) с частотой дискретизации 2.5 МГц и передача их в память компьютера, а  $N = 5$  – количество тактов записи-считывания для усреднения. Данное время усреднения было выбрано исходя из того, что за это время глубина канала или длина реза ( $1.4 \text{ мм/с} \times 2.2 \text{ с} \approx 3 \text{ мм}$ ) были значительно больше диаметра волокна (400 мкм) и диаметра сфокусированного лазерного пучка (800 мкм). Цель данных экспериментов состояла в том, чтобы выявить различия в спектрах мощности сигнала обратного рассеяния, который формируется при испарении биомоделей разных типов. Такие различия могут служить основой для разработки метода различения типа испаряемой биоткани и создания канала обратной связи в хирургических установках на базе волоконных лазеров.

На рис.3 приведён в логарифмическом масштабе усреднённый спектр мощности автодинного сигнала, возникающего при контактном воздействии излучения волоконного Eг-лазера на образец миокарда. Типичные спектры автодинного сигнала при воздействии на биомодели имеют две компоненты: одна в низкочастотной области до 100 кГц, вторая с пиком на частоте 340 кГц. При этом

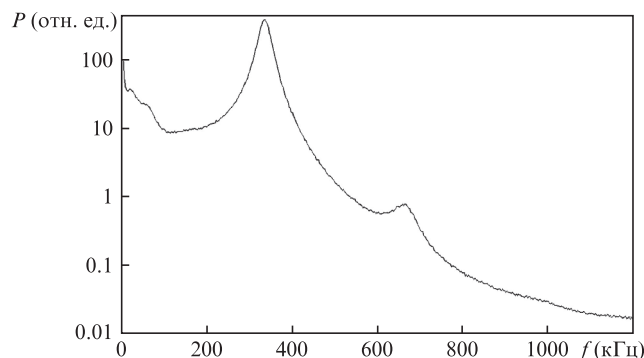


Рис.3. Спектр мощности автодинного сигнала, возникающего в волоконном Eг-лазере при контактном воздействии на образец миокарда.

пик на частоте 340 кГц обусловлен резонансной амплитудно-частотной характеристикой (АЧХ) автодинного приёма для этого лазера [5]. Следует отметить, что вблизи частоты 680 кГц также имеется небольшой пик. Этот пик – вторая гармоника от основного резонансного пика автодинного сигнала. Амплитуда сигнала второй гармоники составляет менее 1% от основного сигнала. Это также подтверждает, что в проводимых экспериментах реализовывался линейный режим автодинного приёма обратнорассеянного излучения.

Отметим, что в основном пике на частоте 340 кГц сосредоточено около 90% энергии всего автодинного сигнала. В связи с этим различия в спектрах автодинного сигнала, возникающих от разных типов биомоделей, были незначительны, поскольку форма этого пика определяется узким резонансом автодинного усиления для волоконного Eг-лазера. Интерес представляло нахождение исходного спектра доплеровского сигнала обратного рассеяния. В работе [7] показано, что для линейного режима автодинного приёма может быть найден исходный спектр доплеровского сигнала обратного рассеяния путём деления спектра автодинного сигнала на АЧХ автодинного приёма. Для нахождения «истинного» спектра обратного рассеяния, возникающего при воздействии излучения на биомодели, нами была измерена АЧХ автодинного приёма (рис.4). АЧХ измерялась по стандартной методике, источником рассеяния служил вращающийся диск [7].

На основе измеренной АЧХ были получены исходные спектры доплеровского сигнала обратного рассеяния,

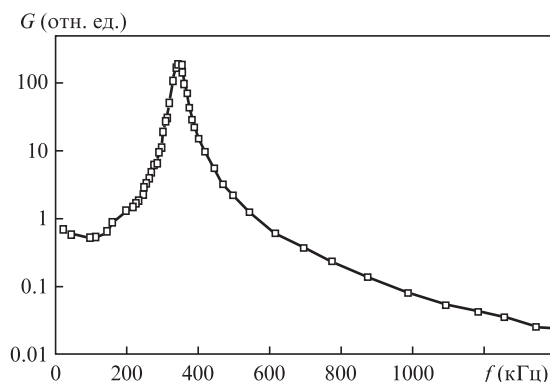


Рис.4. Амплитудно-частотная характеристика автодинного усиления для волоконного Eг-лазера.

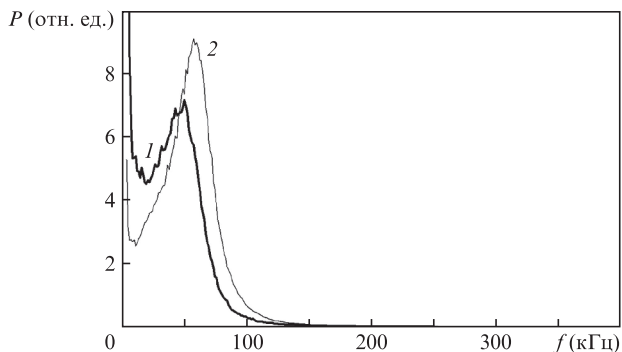


Рис.5. Спектры мощности сигнала обратного рассеяния, возникающего при бесконтактном испарении биомоделей из агара излучением волоконного Eг-лазера для весовых долей агара 10% (1) и 5% (2).

возникающего при воздействии излучения Eг-лазера на биомодели разного типа.

На рис.5 представлены спектры мощности сигнала обратного рассеяния, возникающего при бесконтактном испарении образцов из агара с разным содержанием воды. На рис.6 показаны спектры мощности сигнала обратного рассеяния при бесконтактном лазерном испарении яблока (очищенного) и кожи яблока. Это пример биомоделей, которые имеют сильные различия только по мощности сигнала обратного рассеяния. При этом нормированные на мощности сигналов спектры сигналов почти идентичны (рис.7). На рис.8 приведены усреднённые нормированные спектры обратного рассеяния для разных биомоделей при контактном способе воздействия.

Полученные спектры доплеровского сигнала обратного рассеяния, как для контактного, так и для бесконтактного способов воздействия, имеют характерные частоты  $f_d$  в диапазоне 10–100 кГц. Эти частоты соответствуют скоростям движения продуктов испарения биоткани ( $\lambda f_d/2$ ) от 7.8 до 78 мм/с. Скорость передвижения волокна относительно биомоделей во всех экспериментах составляла 1.4 мм/с. Таким образом, наблюдаемые спектры обусловлены рассеянием на движущихся продуктах разрушения и на поверхности кратера в биомодели. Отметим, что, несмотря на узкую резонансную полосу автодинного приёма (рис.4), доплеровский сигнал обратного рассеяния регистрировался в частотном диапазоне далеко за полосой резонанса и имел достаточно высокое отношение сигнал/шум (в пределах 100 – 300).

Исследования показали, что биомодели можно дифференцировать друг от друга по мощности сигнала об-

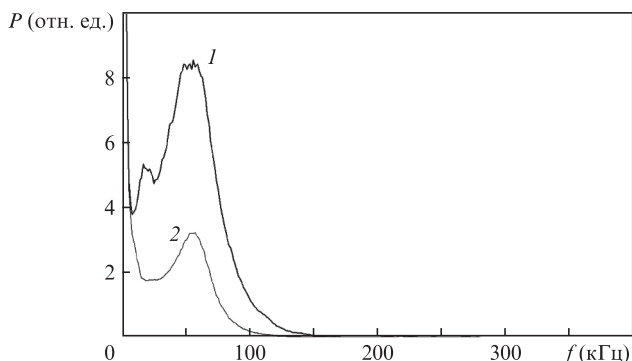


Рис.6. Спектры мощности сигнала обратного рассеяния, возникающего при бесконтактном испарении кожи яблока (1) и яблока (2).

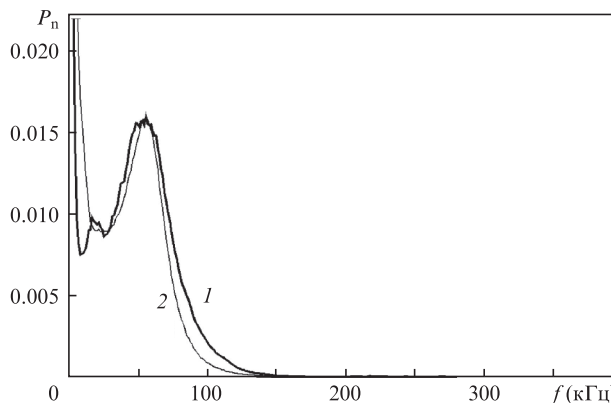


Рис.7. Нормированные спектры мощности сигнала обратного рассеяния, возникающего при бесконтактном испарении кожи яблока (1) и яблока (2).

ратного рассеяния, а также по форме его спектра. Некоторые модели имеют явные различия только по одному из этих критериев (по мощности или по форме спектра), другие – по обоим.

Нами оценена степень различия формы спектров, которые формируются от разных биомоделей, по следующему соотношению:

$$\eta = \int_{\nu_1}^{\nu_2} |P_{n1}(\nu) - P_{n2}(\nu)| d\nu, \tag{1}$$

где  $P_{n1}(\nu)$ ,  $P_{n2}(\nu)$  - нормированные в частотном диапазоне от  $\nu_1$  до  $\nu_2$  сравниваемые спектры. По этому же соотношению была оценена воспроизводимость получаемых усреднённых спектров для одной биомодели. Эксперименты показали, что коэффициент  $\eta$  при оценке воспроизводимости находился в диапазоне значений 0.03–0.07, тогда как коэффициент  $\eta$  при сравнении спектров от разных биомоделей лежал в диапазоне 0.17–0.35. Данный факт показывает, что предложенный метод позволяет проводить различение типа испаряемой излучением Eг-лазера биоткани, поскольку степень различия спектров существенно превышает их невоспроизводимость.

Следует отметить, что при контактном воздействии на биомодели торец волокна чернеет из-за продуктов сгорания. Нами был экспериментально оценен коэффициент поглощения выходящего излучения слоем налипшей сажи; он лежал в пределах 0.2–0.4. Таким образом,

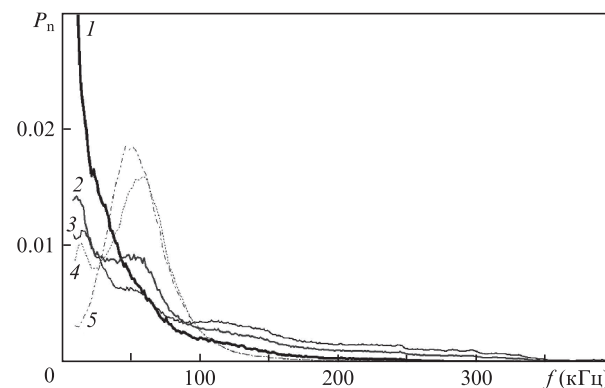


Рис.8. Нормированные спектры мощности сигнала обратного рассеяния, возникающего при контактном испарении излучением волоконного Eг-лазера тканей свиньи: 1 – жир, 2 – миокард, 3 – печень, 4 – почка, 5 – мускул.

60%–80% излучения проходит через зачерненный торец, и этого вполне достаточно, чтобы регистрировать обратнорассеянное излучение. Хорошая воспроизводимость (малый коэффициент  $\eta$ ) получаемых спектров говорит о том, что почернение достаточно стабильно и не влияет существенным образом на возможность различения типа испаряемой биоткани по сигналу обратного рассеяния.

Особенностью спектров при бесконтактном воздействии на биомодели является наличие сильной компоненты на низких (до 10 кГц) частотах (см. рис.5–7), тогда как при контактном способе воздействия для большинства биомоделей этой компоненты не наблюдалось. На наш взгляд сильная низкочастотная компонента в доплеровских спектрах обратного рассеяния обусловлена рассеянием на поверхности кратера биомодели. Подобный эффект наблюдался и в работе [8] при исследовании спектров доплеровского сигнала обратного рассеяния при перфорации биомоделей излучением CO<sub>2</sub>-лазера. Это также согласуется с теоретической моделью, представленной в [9].

В наших экспериментах при контактном способе воздействия вблизи торца волокна образовывался небольшой кратер глубиной до 3 мм в зависимости от условий воздействия. Он наблюдался в момент сквозной перфорации биомодели. За несколько секунд до сквозной перфорации на обратной стороне биомодели образовывалось отверстие и затем через 1–2 с появлялся торец волокна. Поскольку при таком способе воздействия нет фокусировки излучения, то уровень рассеянного излучения, поступающего со дна этого кратера, значительно ниже, чем от продуктов разрушения, которые движутся в этом кратере и могут находиться у самого торца волокна. Отметим, что при контактном способе воздействия только спектр для жировой ткани содержал характерную сильную низкочастотную компоненту. Это обусловлено тем, что при воздействии на такую ткань не возникает явного канала вблизи торца волокна, поскольку он сразу заполняется расплавленным жиром. При бесконтактном воздействии лазерное излучение фокусируется на поверхность биомодели. В этом случае обратно в волокно будет поступать сигнал, рассеянный как от дна кратера, так и от движущихся продуктов разрушения.

Проведённые исследования показали, что сигнал обратного рассеяния, полученный методом автодинного детектирования, несёт информацию о локальных процессах массопереноса, развивающихся в зоне воздействия излучения волоконного Ег-лазера. При контактном и бесконтактном воздействиях все биомодели имели выраженные различия доплеровского сигнала обратного рассеяния: или по уровню сигнала, или по его форме.

## 4. Выводы

Проведены исследования автодинного сигнала, возникающего в волоконном Ег-лазере при испарении биомоделей разных типов. Показано, что в условиях контактного и бесконтактного режимов испарения биомоделей реализовывался линейный режим автодинного приёма доплеровского сигнала обратного рассеяния. Получены амплитудно-частотная характеристика автодинного приёма для этого лазера и исходные спектры доплеровского сигнала обратного рассеяния. Показано, что, несмотря на узкую (10 кГц) полосу резонансного автодинного усиления волоконного Ег-лазера, сигнал обратного рассеяния регистрировался с высоким отношением сигнал/шум (100–300) в частотном диапазоне вне полосы резонанса.

Исследована возможность различения типа испаряемой биоткани методом автодинного детектирования обратнорассеянного излучения. Показано, что при контактном и бесконтактном воздействии все биомодели имеют выраженные различия или по мощности, или по форме усреднённого спектра доплеровского сигнала обратного рассеяния.

Полученные результаты открывают перспективу реализации различения типа испаряемой биоткани и создания хирургических установок с обратной связью на базе волоконных лазеров для проведения малотравматичных органосохраняющих операций.

Работа выполнена при поддержке РФФИ (грант № 13-08-12121 офи\_м).

1. Takeyoshi O., Degani A., Schwertzman D., et al. *Ann. Thorac. Surg.*, **87** (4), 1253 (2009).
2. Rivera-Serrano C., Johnson P., Zubiate B., Kuenzler R., Choset H., Zenati M., Tully S., Duvvuri U. *Laryngoscope*, **122**, 1067 (2012).
3. Минаев В.П., Жилин К.М. *Современные лазерные аппараты для хирургии и силовой терапии на основе полупроводниковых и волоконных лазеров* (М.: издатель И.В.Балабанов, 2009).
4. Варев Г.А., Гейниц А.В., Дмитриев А.К., Коновалов А.Н., Кортуннов В.Н., Панченко В.Я., Решетов И.В., Ульянов В.А. *Альманах клинической медицины*, **XVII**, ч. 2, 164 (2008).
5. Дмитриев А.К., Коновалов А.Н., Ульянов В.А. *Квантовая электроника*, **44** (4), 309 (2014).
6. Сандлер Б.И., Суляндзига Л.Н., Чудновский В.М., Юсупов В.И., Косарева О.В., Тимошенко В.С. *Перспективы лечения дискогенных компрессионных форм пояснично-крестцовых радикулитов с помощью пункционных неэндоскопических лазерных операций* (Владивосток: Дальнаука, 2004).
7. Гордиенко В.М., Коновалов А.Н., Ульянов В.А., *Квантовая электроника*, **41** (5), 433 (2011).
8. Васильцов В.В., Гордиенко В.М., Дмитриев А.К., Коновалов А.Н., Кортуннов В.Н., Панченко В.Я., Ульянов В.А. *Квантовая электроника*, **32** (10), 891 (2002).
9. Dmitriev A.K., Ivanov S.V., Konovalov A.N., Kortunov V.N., Ulyanov V.A., Koshcheev A.V. *Phys. Wave Phenom.*, **13** (1), 15 (2005).