CO_2 лазерная хирургическая установка мощностью 20 Вт класса интеллектуальных медицинских систем

В.А.Ульянов. А.К. Дмитриев, Г.А.Варев, А.В.Гейниц, А.Н. Коновалов, В.Н. Кортунов, О.В.Маторин, В.Я. Панченко, И.В.Решетов, Г.С.Самошенков.

Современной тенденцией развития лазерной медицины является создание и применение так называемых интеллектуальных лазерных медицинских систем (smart laser medical systems). В состав таких систем вводят средства диагностики и управления процессами воздействия на организм человека в реальном масштабе времени с соответствующим программно - информационным обеспечением.

Необходимость создания лазерных хирургических систем с обратной связью диктуется следующими обстоятельствами. Тело человека и его органы можно представить как совокупность слоев тканей с различными биофизическими характеристиками. При проведении лазерных операций требуется испарить только определенную ткань без повреждения другой, 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. В настоящее время при проведении лазерных операций в системе обратной связи “периферийными датчиками” и “базой данных” служат зрение, слух и опыт хирурга.

Однако лазерные хирургические вмешательства отличаются высокой скоростью воздействия и локальностью, что значительно усложняет контроль такого рода.

Лазерные хирургические системы с обратной связью позволяют наиболее полно реализовать такие преимущества лазерного скальпеля как высокая скорость удаления ткани, локальность воздействия, прецизионность, повысить безопасность лазерных методов в хирургии, разработать новые подходы и методики проведения прецизионных малотравматичных и органосохранных лазерных операций. Наиболее эффективное применение лазерных хирургических установок с обратной связью предполагается в таких областях медицины как онкология, нейрохирургия, дерматология, общая хирургия, косметология и гинекология.

Цель работы - разработка и создание не имеющего аналогов нового типа хирургических установок на основе CO_2 лазеров, в которых операционное излучение одновременно является и диагностическим.

Метод организации обратной связи. Для организации оптико-информационного канала обратной связи в такой установке использован разработанный в ИПЛИТ РАН новый метод доплеровской диагностики лазерного испарения биотканей, основанный на автодинном детектировании (прием на резонатор CO_2 лазера) обратно рассеянного из зоны воздействия излучения.

Принципиальным достоинством автодинного детектирования обратно рассеянного излучения является то, что операционное излучение одновременно является и диагностическим. Это дает возможность организовать эффективную и технически простую обратную связь для диагностики и управления процессами лазерного испарения биотканей в реальном масштабе времени. В настоящее время в хирургической практике широко используются CO_2 лазеры двух типов – с накачкой разрядом постоянного тока и ВЧ накачкой. В последних активная среда накачивается пачками радиоимпульсов (в диапазоне частот от десятков до сотен МГц) с переменной скважностью (далее – импульсно-периодическая накачка). В лазерах подобного типа «непрерывное» излучение представляет собой последовательность импульсов с частотой повторения 5–20 кГц. Для изменения мощности излучения такого лазера меняется длительность импульсов накачки. На рис. 1 и 2 для сравнения представлены амплитудно-частотные характеристики (АЧХ) автодинного приема для непрерывного режима генерации и для импульсно-периодического режима при различных значениях мощности выходного излучения. Из них следует, что АЧХ отличаются друг от друга по чувствительности автодинного приема и зависимости от мощности генерации. При непрерывной накачке при уменьшении мощности уменьшается резонансная частота, а также и полуширина резонанса. Для импульсно-периодического режима максимум также смещается в сторону более низких частот, тогда как его ширина значительно больше, чем для непрерывного режима генерации.

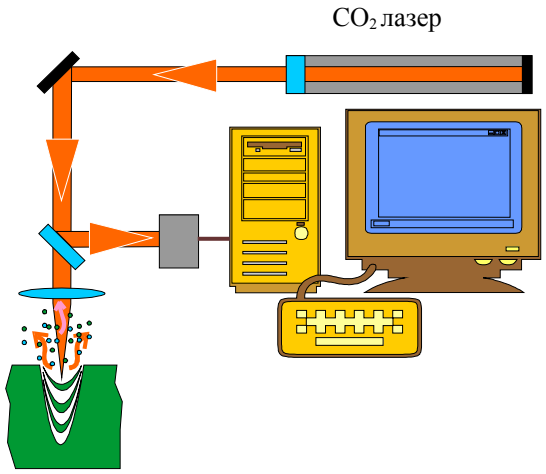


Схема автодинного детектирования обратно рассеянного излучения.

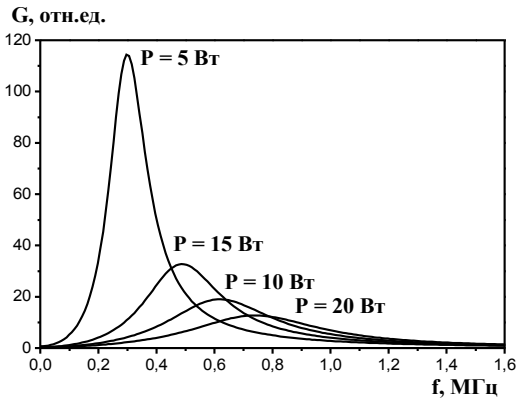


Рис. 1. АЧХ автодинного приема CO_2 лазера в непрерывном режиме генерации при различных мощностях.

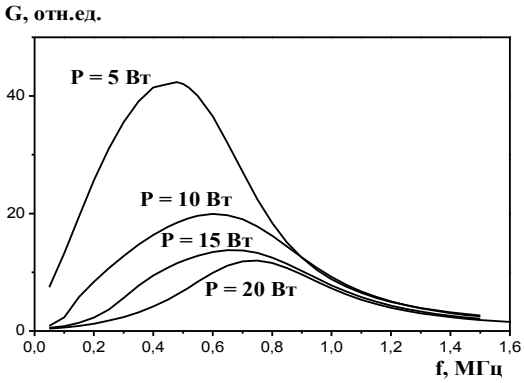


Рис. 2. АЧХ автодинного приема CO_2 лазера в импульсно-периодическом режиме генерации при различных мощностях.

Инженерные принципы создания установки. В основу создания интеллектуальной установки положен лазерный хирургический аппарат серии «Ланцет» производства ГУП “Конструкторское бюро приборостроения”, г. Тула. Эти аппараты соответствуют российским (сертификат соответствия № РОСС RU.ИМО2.ВО7787) и международным (сертификат соответствия конструкции RW TUV№04 207-0672/01) стандартам на аппаратуру для лазерной хирургии, успешно применяются в практике отечественного здравоохранения и поставляются зарубежным заказчикам.

В качестве источника излучения использовался одномодовый волноводный CO_2 лазер мощностью 25 Вт с ВЧ накачкой активной среды. Его излучение представляет собой последовательность импульсов длительностью 100 мкс с частотой повторения 10 кГц. Изменением скважности импульсов меняется мощность излучения. Для обеспечения долговременной стабильности TEM_{00}-моды и высокой амплитудно-частотной стабильности излучения волноводного CO_2-лазера в условиях приема на резонатор лазера обратно рассеянного излучения специалистами КБП реализован новый метод селекции основной моды — нарушение осевой симметрии волновода и разработаны стабилизированные системы электропитания и охлаждения излучателя. В таком типе CO_2 лазеров с увеличением мощности излучения изменяется соотношение между длительностью переднего и заднего фронтов импульса. Воздействие обратно рассеянного из зоны облучения излучения выражается в модуляции переднего и заднего фронтов лазерного импульса (рис. 3).

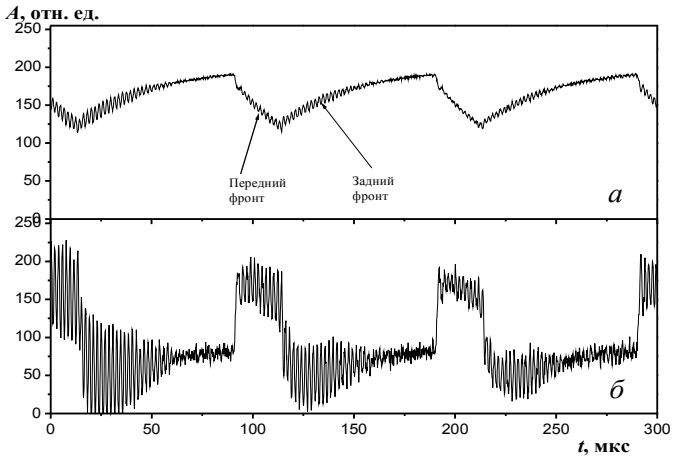


Рис. 3. Типичный вид импульсов излучения волноводного CO_2-лазера с ВЧ-накачкой активной среды, возмущенных в результате воздействия обратно рассеянного от вращающегося диска излучения (*а*) и отфильтрованного автодинного сигнала (*б*)

Оптико-информационный канал обратной связи организован следующим образом (рис. 4). Система оперативной диагностики лазерного испарения биотканей представляет собой оптический блок (ОБД), включающий светоделители, ослабители, систему фокусировки излучения, КРТ приемник с предусилителем, и компъютеризированный блок анализа-отображения информации и управления (БАУ), интегрированные, соответственно, в оптическую схему и в микропроцессорную систему управления аппарата “Ланцет”.

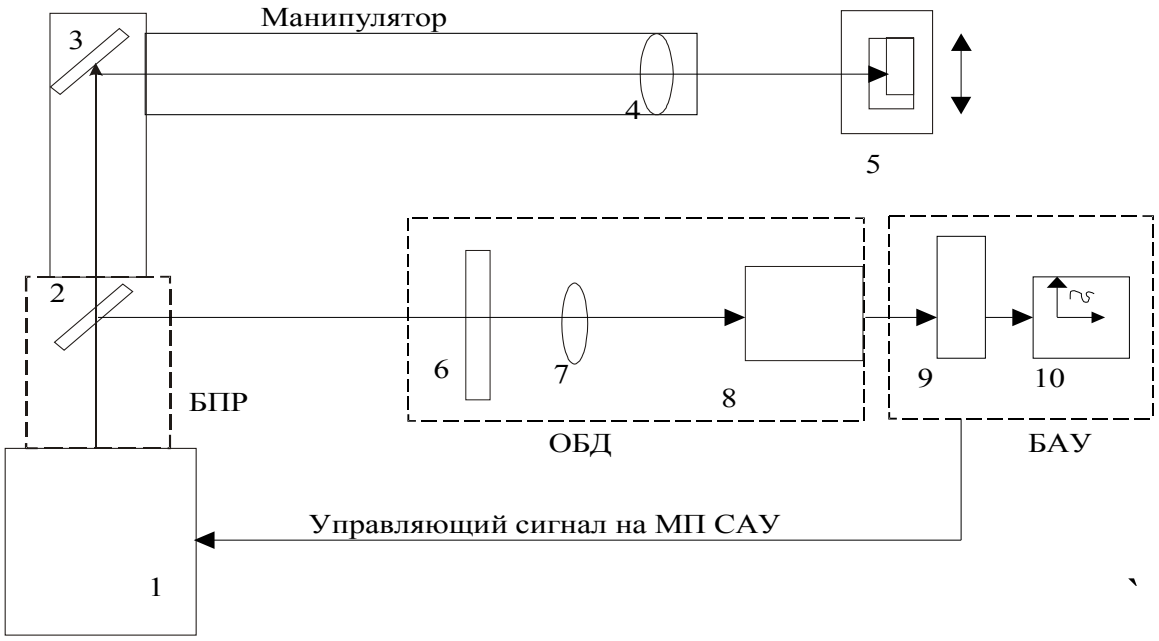


Рис. 4. Схема системы оперативного контроля процесса лазерного испарения биотканей интеллектуальной хирургической установки.

1- волноводный CO_2-лазер с системами обеспечения, 2- полупрозрачное зеркало, 3- поворотное зеркало, 4- линза, 5- образец биоткани (либо вращающийся диск), 6- ослабитель излучения, 7- линза , 8 – КРТ приемник, 9- компьютер, 10-дисплей. БРП-блок разделения пучков, ОБД-оптический блок диагностики, БАУ-блок анализа-управления процессом лазерного испарения биотканей.

Диагностика осуществляется следующим образом. Обратно рассеянное из зоны воздействия излучение с доплеровским сдвигом частоты попадает в резонатор лазера, где изменяет исходный спектр генерируемого излучения. Часть излучения лазера с помощью светоделительной пластины отводится и направляется на приемник ИК излучения. На выходе фотоприемника формируется электрический сигнал, промодулированный разностными частотами, спектр которого однозначно связан со спектром обратно рассеянного излучения. Этот сигнал и является объектом последующего анализа – обработки с использованием специально разрабатываемых алгоритмов и программного обеспечения, учитывающих конкретные режимы лазерного воздействия и объекты хирургических вмешательств.

Система оперативной диагностики может запускаться в двух режимах: а) в момент включения CO_2 лазера с последующей непрерывной записью автодинного сигнала; б) запуск от автодинного сигнала, формирующегося в момент начала процесса лазерного испарения биоткани.

Рис.5. Общий вид интеллектуальной хирургической установки на основе одномодового волноводного CO_2 лазера мощностью 25 Вт.

Основные технические характеристики интеллектуальной установки:

длина волны излучения -10,6 мкм;

режимы излучения - непрерывный, импульсно-периодический, суперимпульсный; **мощность в непрерывном режиме** -20 Вт;

мощность излучения в суперимпульсном режиме -50 Вт;

диаметр фокального пятна - 0,2 мм;

обратная связь - по мощности излучения CO_2 лазера с полосой пропускания до 1,5 МГц;

функции системы оперативной диагностики:

- контроль процесса лазерного испарения определенного типа ткани;
- определение момента перехода излучения от одного типа ткани к другому;
- звуковая или световая индикация при изменении типа испаряемой ткани;
- выдача управляющих воздействий (прекращение, прерывание или продолжение испарения при достижении заданных условий) на систему управления лазером;
- протоколирование лазерного хирургического вмешательства в реальном масштабе времени.

габаритные характеристики – 870x280x280 мм

вес - 30 кг

Выделение информационной составляющей автодинного сигнала. В основе обработки автодинного сигнала лежит фурье-анализ. Это обусловлено тем, что спектр регистрируемого сигнала однозначно связан со спектром обратно рассеянного излучения, который несет информацию о распределении скоростей и размерах частиц, выносимых из зоны воздействия. Спектр, получаемый при такой обработке сигнала, несет информацию не только о рассеянном излучении, но и о флуктуациях мощности лазерного излучения, не связанных с автодинным эффектом (например, за счет нестабильности накачки, разряда, акустическими колебаниями зеркал резонатора и др.). Эти флуктуации влияют на регистрацию и анализ рассеянного излучения, что может выражаться в уменьшении отношения сигнал/шум или регистрация информационной составляющей автодинного сигнала будет невозможной. В связи с этим принципиальным является вопрос об амплитудной стабильности лазерного излучения. Необходимо, чтобы спектральная плотность регистрируемого сигнала p_s^{ω} (мощность сигнала на единицу полосы частот) была больше спектральной плотности шума лазерного излучения p_l^{w}: $p_s^{\omega} > p_l^{w}$. Поскольку излучение волноводного CO_2-лазера с ВЧ-накачкой активной среды является импульсным, то спектральный подход в том виде, как он описан, неприменим. Спектр такого излучения будет представлять собой ряд дискретных компонентов, расположенных на частотах $1/f0$, $2/f0$, $3/f0$… . Их амплитуда будет падать с частотой как $1/\omega$. С точки зрения регистрации доплеровского сигнала такие компоненты являются паразитным шумом.

Для выделения информационной составляющей автодинного сигнала в волноводном CO_2-лазере с ВЧ накачкой активной среды (рис. 3) предложен модифицированный метод обработки, основанный на вычитании из исходного сигнала усредненной формы импульсов. Метод состоит в том, чтобы в исходном сигнале выделить ту часть, которая обусловлена обратно рассеянным излучением. Для этого находится усредненная форма импульсов за несколько периодов. Затем на каждом периоде вычитается усредненный импульс. В результате остается только доплеровская компонента

в сигнале, а также часть, вызванная невоспроизводимостью формы импульсов. Наиболее сильно флуктуирующими в лазерном импульсе являются участки на перепадах от фронта нарастания сигнала к фронту падения (или наоборот). Поэтому при мощностях до 10 Вт для дальнейшей обработки брался участок на заднем фронте импульса. При мощностях более 10 Вт брался передний участок импульса. После вычитания усредненной формы импульса выбиралось некоторое количество «окон» в полученном сигнале, которые попадают на выделенный участок на периоде импульса. Далее применяется процедура нахождения среднего спектра мощности автодинного сигнала, а затем находятся его площадь и средневзвешанная частота в выделенном спектральном диапазоне.

Такой алгоритм выделения информационной составляющей автодинного сигнала протестирован при детектировании обратно рассеянного излучения от поверхности вращающегося диска, плоскость которого расположена под таким углом к падающему лазерному пучку, чтобы появился отличный от нуля доплеровский сдвиг частоты. На рис. 5 представлены доплеровские спектры, полученные обычным способом (кривая *1*) и по алгоритму с вычитанием усредненной формы импульса (кривая *2*). Как следует из рисунка, при обычной обработке сигнала доплеровская компонента практически не выделяется. Спектральный фон от самих лазерных импульсов оказывается больше полезного сигнала. При использовании вычитания усредненного импульса спектральные компоненты от лазерных импульсов пропадают, и в спектре выделяется доплеровский сигнал, обусловленный рассеянием от вращающегося диска.

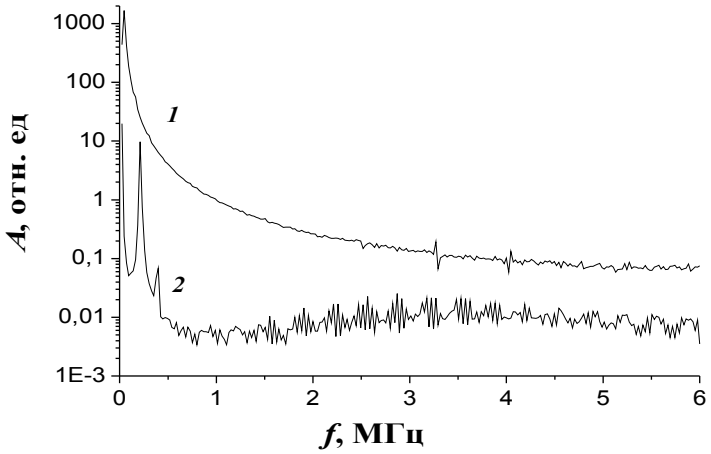


Рис. 5. Спектры автодинного сигнала, формирующегося в волноводном CO_2-лазере с ВЧ-накачкой активной среды при рассеянии излучения поверхностью вращающегося диска: *1* — усредненный по 20 выборкам спектр; *2* — спектр, полученный в результате вычитания усредненной формы лазерного импульса

Данный алгоритм работает тогда, когда форма лазерных импульсов воспроизводится в течение промежутка времени, достаточного для усреднения. В нашем случае оптимальным являлось усреднение по 10—35 периодам. При больших значениях количества усреднений сказывается невоспроизводимость формы импульсов, и в спектре начинают проявляться нескомпенсированные «паразитные» составляющие, уменьшающие отношение сигнал/шум. Таким образом, разработанный нами алгоритм обработки автодинного сигнала, возникающего в волноводных CO_2-лазерах с амплитудной модуляцией, сводится к следующему:

— получение усредненной формы импульса по периодам N_T ($10 < N_T < 35$);

— выделение на каждом из периодов N_T участка на переднем или заднем фронте импульса;

— для каждого периода лазерного импульса i вычитаем усредненный импульс и находим спектр мощности S_i полученного сигнала, соответствующего выделенному участку;

— находим усредненный спектр мощности автодинного сигнала, полученный в результате усреднений N_T спектров: $S = (S_1 + S_2 + \ldots + S_{NT})/N_T$;

— получаемый спектр S за промежуток времени $T \times N_T$ (T — период лазерных импульсов) можно усреднить по нескольким реализациям N_0 и получить усредненный спектр S_0 за интервал времени $T \times N_T \times N_0$;

— находим средневзвешенную частоту или площадь спектра в выделенном диапазоне частот.

Эти параметры и являются информационными при проведении диагностики процесса лазерного испарения биотканей в реальном масштабе времени.

Для регистрации-обработки-анализа исходного сигнала, выделения информационной составляющей в процессе лазерного испарения биотканей, организации управляющих воздействий и обеспечения взаимодействия системы оперативного контроля с МП САУ хирургической установки в реальном масштабе времени разработана программа **“Real Time Monitoring”,** включающая три программных модуля. Основные функциональные возможности этой программы:

1. Управление работой АЦП и считывание оцифрованного сигнала в память компьютера;
2. Обработка сигнала и выделение информационной составляющей;
3. Проверка выполнения условия перехода границы раздела разных биотканей;
4. Подача управляющего сигнала на систему управления лазером (изменение уровня мощности излучения, прекращение, прерывание или возобновление лазерного воздействия), выдача звукового или светового сигнала;
5. Протоколирование операции (запись исходного сигнала в течение всей операции).

Тестирование системы оперативной диагностики с использованием лабораторных животных. Проводилось в Московском научно-исследовательском онкологическом институте им. П.А.Герцена. Целью тестирования было выявление диагностических возможностей интеллектуальной установки при операциях на живых тканях. Операции проводились на белых крысах, которым прививался почечно-клеточный рак в область бедра, и на собаках. После 2—3 недель роста опухоль у крыс достигала размеров нескольких сантиметров и отчетливо пальпировалась. Операции проводились под общим наркозом. Всего было прооперировано 10 животных (8 крыс, в том числе с саркомой бедра и две собаки). Полный мониторинг операции включал в себя запись автодинного сигнала в процессе хирургического вмешательства с одновременной видеосъемкой всех манипуляций хирурга в оперируемой области. Это позволило в дальнейшем однозначно сопоставлять временные трансформации доплеровских спектров и, соответственно, изменение их параметров с конкретными изменениями, происходящими в операционной зоне: переход лазерного пучка с одной ткани на другую, в том числе пересечение мелких кровеносных сосудов, жировых, иных включений и т.п.

Стандартные стадии операции включали:

— рассечение кожного покрова в области опухоли;

— вскрытие капсулы опухоли;

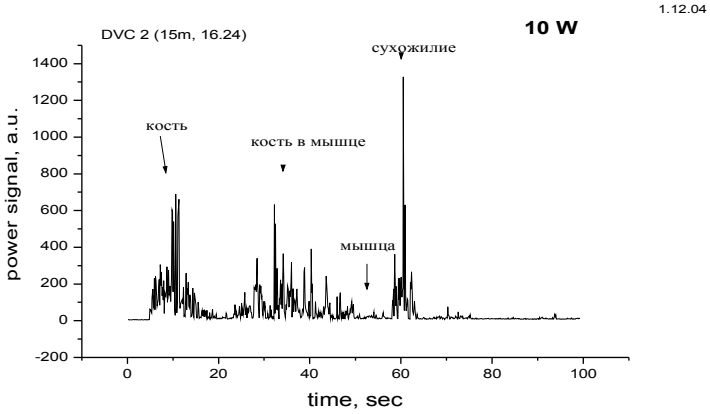
— лазерную сепарацию патологического новообразования от здоровых тканей;

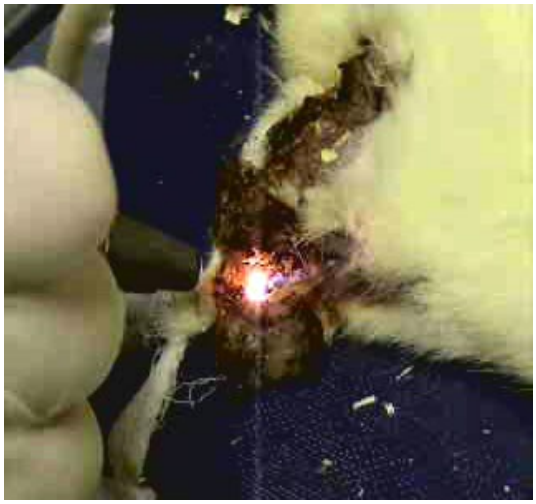
— лазерное рассечение и иссечение патологических и здоровых тканей для сравнительного анализа автодинных сигналов.

В ходе операции также моделировались различные рабочие ситуации: пересечение пучком лазера крупных кровеносных сосудов, «касание» лазерным лучом прилежащих к опухоли тканей подкожной жировой клетчатки, мышечных фасций, надкостницы, хрящевых и костных тканей. Проведенные измерения позволили установить следующее:

— при переходе лазерного луча с здоровых тканей животного на пораженные опухолью участки уровень автодинного сигнала как средний уровень мощности спектра изменяется в различной степени (рис. 7);

— по изменениям в автодинном сигнале определяется момент пересечения лазерным пучком различных включений в тканях, например, крупных сосудов, желчных протоков, жировых прослоек, сухожилий и ребер (рис. 6).





Рис

Рис. 6. Последовательное лазерное выпаривание различных тканей крысы.

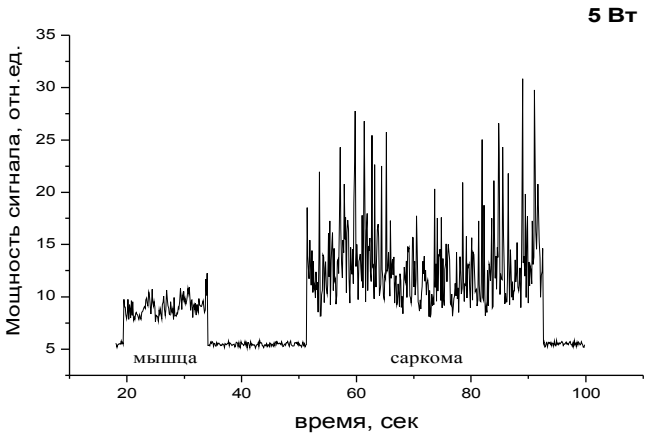


Рис. 7. Последовательное лазерное выпаривание мышечной и опухолевой (саркома) тканей крысы.

Клинические испытания интеллектуальной установки. Медико-технические испытания установки проводились в ГНЦ лазерной медицины Минздравсоцразвития РФ (проф. А.В.Гейниц), Московском научно-исследовательском онкологическом институте им. П.А.Герцена (проф. И.В.Решетов), Отделении нейрохирургии Тульской областной больнице (к.м.н. Г.С.Самошенков) и Медицинском центре «ИВА-меди» (В.С.Передрий) применительно к задачам дерматологии, онкологии, нейрохирургии и гинекологии. Проведено более 50 операций, в процессе выполнения которых осуществлялось как протоколирование лазерного хирургического вмешательства, так и управление параметрами лазерного воздействия в реальном масштабе времени в зависимости от специфики операции.

Ниже представлены (рис. 8- 11) фрагменты протоколирования некоторых лазерных операций по удалению доброкачественных и злокачественных новообразований.

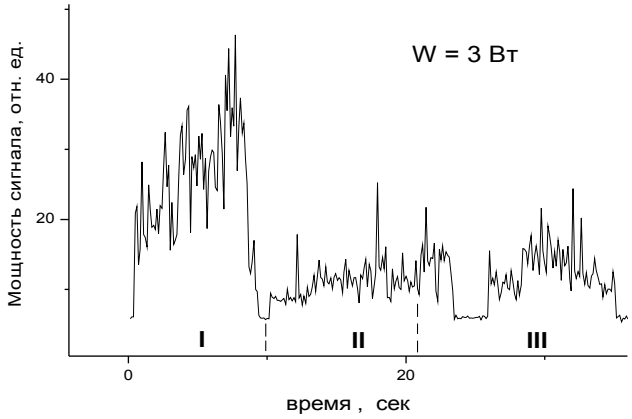


Рис . 8. Фрагмент протокола по лазерному удалению кисты на ступне человека **(ГНЦ лазерной медицины).**

Отдельные этапы операции:
I – глубокое подрезание по внешней границе кисты;
II – испарение и коагуляция ткани кисты (1-ый проход);
III – повторное выпаривание остатков ткани кисты (2-ой проход);

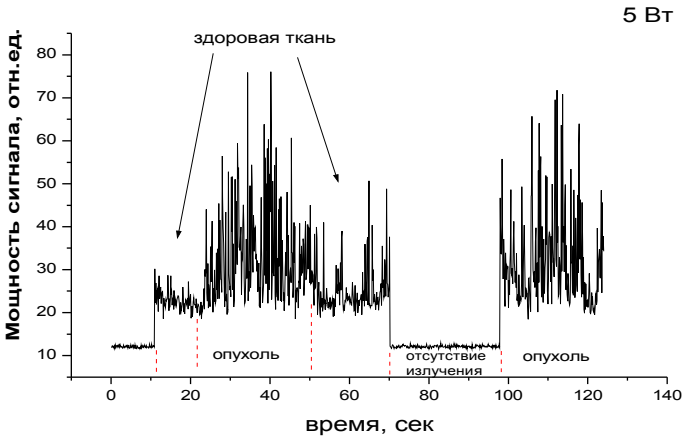


Рис. 9. Фрагмент протокола по лазерному удалению рака гортани **(МНИОИ им. П.А.Герцена).**

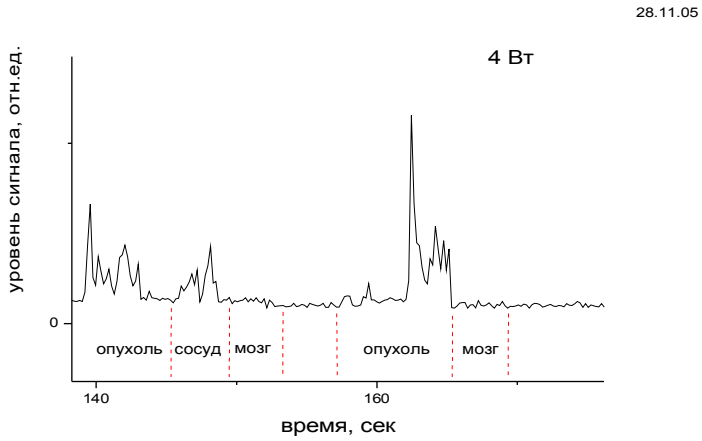
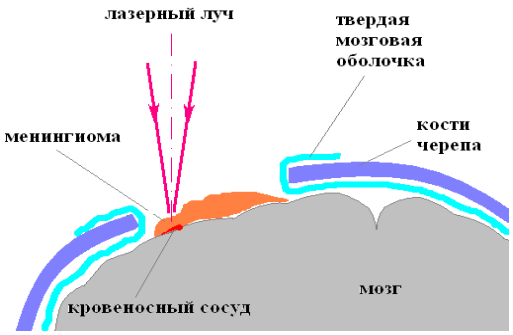


Рис. 10. Фрагмент протокола по лазерному удалению

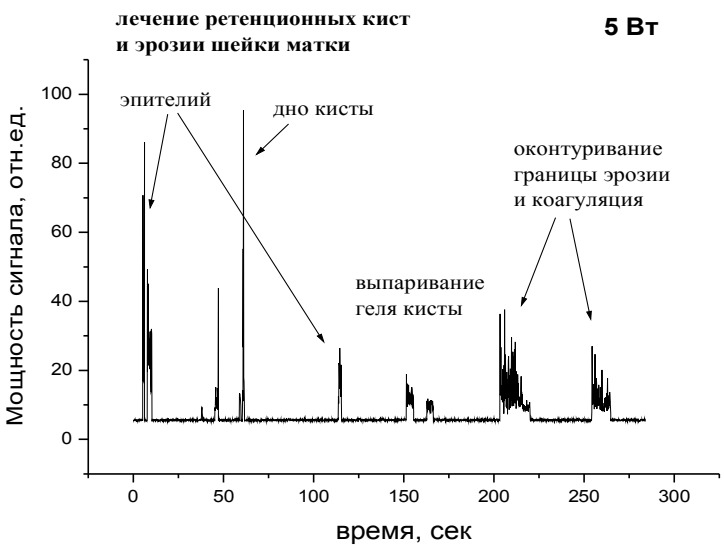


Менингососудистая опухоль левого полушария мозга (женщина, 26 лет). Размер опухоли: 3-4 см в диаметре, капсулирована, жидкой консистенции. Опухоль частично проросла в твердую мозговую оболочку. Удаление опухоли проводилось как путем отсоса жидкой фракции, так и с помощью лазерного

менингососудистой опухоли левого полушария мозга
(Отделение нейрохирургии Тульской областной больницы).

выпаривания, особенно в местах инфильтрации опухоли в мозговую оболочку и вблизи сосуда

25.



Протоколирование гинекологических операций, включающих лазерное лечение эрозии шейки матки и ретенционных кист шейки матки.

Рис. 11. Фрагменты протокола лазерного лечения шейки матки
(Медицинский центр «ИВА-меди»).

Заключение.

Создана CO_2 лазерная хирургическая установка мощностью 25 Вт класса интеллектуальных медицинских систем. Система оперативной диагностики лазерного испарения биотканей такой установки обеспечивает прецизионное испарение пораженных тканей с минимальной степенью удаления здоровых тканей.

Лазерные хирургические системы с обратной связью дают возможность наиболее полно реализовать такие преимущества лазерного скальпеля как локальность воздействия, прецизионность, малая травматичность, повысить безопасность лазерных методов в хирургии, разработать новые подходы и методики проведения прецизионных малотравматичных и органосохранных лазерных операций.

Литература.

1. А.К. Дмитриев, Г.А.Варев, А.В.Гейниц, А.Н. Коновалов, В.Н. Кортунов, В.Ф.Майборода, В.Я. Панченко, В.А.Ульянов. Интеллектуальная лазерная хирургическая установка серии “Ланцет“, *Успехи современного естествознания,* 2004, № 6, т. 1, с. 95-96.

2. A.K. Dmitriev, G.A. Varev*, A. N.Konovalov, V. N.Kortunov, V. Ya.Panchenko, I.V.Reshetov, O.V. Matorin, V. F. Maiboroda , V. A.Ul’yanov. Smart CO_2 laser surgical system based on autodyne monitoring of laser- evaporated biotissues: first results in oncology. *Proc. SPIE “Laser Use in Oncology”,*2005, v. 5973, 59730R-1-4.

3. А.К. Дмитриев, А.Н. Коновалов, В.Н. Кортунов, О.В.Маторин, И.В.Решетов, В.А.Ульянов. Алгоритм выделения информационной составляющей автодинного сигнала в процессе испарения биотканей излучением волноводного CO_2 лазера с ВЧ накачкой активной среды. *В кн.: Пути Ученого. Е.П.Велихов. Под ред. ак. РАН В.П.Смирнова, М.: РНЦ «Курчатовский институт»,* 2007, с.469-474.

4. Г.А.Варев, А.В.Гейниц, А.К. Дмитриев, А.Н. Коновалов, В.Н. Кортунов, В.Я. Панченко, И.В.Решетов, В.А.Ульянов. Разработка и применение интеллектуальной CO_2 лазерной хирургической установки для прецизионного и малотравматичного испарения биотканей. *Альманах клинической медицины,* 2008, т. XVII, часть 2, с. 164 -165.