

На правах рукописи

ШУТОВ Илья Владимирович

**Диффузионная оптическая томография сильно
рассеивающих объектов на основе быстрого
алгоритма проекционного восстановления
внутренней структуры**

Специальность 01.04.21 — лазерная физика

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание ученой степени
кандидата физико-математических наук

Москва, 2002

Работа выполнена на кафедре общей физики и волновых процессов
физического факультета
Московского государственного университета им. М.В. Ломоносова

Научный руководитель: Доктор физико-математических наук,
профессор **В.В. Шувалов**

Официальные оппоненты: Доктор физико-математических наук,
профессор **С.А. Гончуков**

Доктор физико-математических наук,
профессор **В.В. Фадеев**

Ведущая организация: Московский институт электронной техники,
(технический университет)

Защита состоится «6» июня 2002 года в 15 часов 00 минут на заседании диссертационного совета Д 501.001.31 в Московском государственном университете им. М.В. Ломоносова по адресу: 119992 ГСП-2, г. Москва, ул. Академика Хохлова, д. 1, Корпус нелинейной оптики, аудитория им. С.А. Ахманова

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке физического факультета МГУ

Автореферат разослан «19» апреля 2002 года

Ученый секретарь диссертационного
совета Д 501.001.31, доцент

Т.М. Ильинова

Актуальность проблемы

Томография биологических объектов и тканей является актуальной задачей, имеющей огромное значение для современной медицины. Поэтому одним из важнейших требований, предъявляемых к любому методу томографии, является его неинвазивность. Это обстоятельство имеет особое значение для диагностики заболеваний и травм головного мозга (злокачественных новообразований, гематом и др.). Одним из наиболее перспективных, с этой точки зрения, методов считается лазерная оптическая томография (ОТ), в которой (в отличие от наиболее распространенного метода диагностики — рентгеновской томографии) зондирование проводится в оптическом диапазоне и при разумном выборе мощности лазерного излучения является неинвазивным. Визуализация (восстановление внутренней структуры объекта в ходе решения т.н. «обратной» задачи) проводится по данным, полученным в результате серии измерений, проведенных при разных положениях источника излучения и приемника. При этом, как правило, необходимо решать и т.н. «прямую» задачу, т.е. определять характеристики выходного излучения при заданных пространственных распределениях параметров в диагностируемом объекте. Решение обратной задачи ОТ может быть основано на выделении из выходного потока излучения тех фотонов, которые прошли через объект по траекториям, близким к прямолинейным (т.н. «баллистические» фотоны). Такая селекция позволяет применить в ОТ методы, разработанные для рентгеновской томографии. Однако баллистические фотоны составляют крайне малую часть из общего числа прошедших фотонов, что накладывает жесткие ограничения на предельно допустимые размеры диагностируемых объектов. Отказ от селекции, снимая эти ограничения, существенно усложняет процедуру решения обратной задачи. Поскольку сама процедура диагностики может занимать в таких условиях несколько минут, необходимы приближенные алгоритмы, позволяющие восстановить внутреннюю структуру объекта примерно за такое же время. Настоящая диссертационная работа и посвящена экспериментальному и теоретическому развитию указанной проблемы.

Цель диссертационной работы

Целью настоящей диссертационной работы являлось развитие метода диффузионной лазерной ОТ объектов с размерами порядка 1000 длин рассеяния и более. Для этого в ходе работы над диссертацией был разработан и создан макет диффузионного оптического томографа; проведена серия экспериментальных исследований (изменение оптических характеристик модельного объекта, использование различных типов включений и т.д.); предложен, реализован в соответствующем программном обеспечении и апробирован в реальных и численных экспериментах новый быстрый приближенный нелинейный вероятностный алгоритм итерационной визуализации внутренней структуры.

Научная новизна

1. Показано, что в задаче диффузионной ОТ объектов с оптическими характеристиками, близкими к характеристикам биотканей в ближнем ИК диапазоне, применение высокочувствительной системы регистрации, основанной на методе счета фотонов, позволяет проводить диагностику объектов с размерами более 1000 длин рассеяния при входной мощности излучения менее 50 мВт.

2. Показано, что алгоритмы быстрого приближенного решения обратной и прямой задач диффузионной ОТ могут быть основаны на определенной процедуре «масштабирования» «эталонного» пространственного распределения регистрируемых фотонов.

3. Показано, что в отличие от рентгеновской томографии, нелинейность проекционных алгоритмов решения обратной задачи диффузионной ОТ приводит к погрешностям, связанным с потерей информации о мелкомасштабных включениях на фоне включений большего размера, что может быть устранено за счет применения дополнительных итераций.

Защищаемые положения

1. При входной мощности непрерывного излучения ближнего ИК диапазона менее 50 мВт применение высокочувствительной системы регистрации, основанной на методе счета фотонов, позволяет проводить диагностику объектов с оптическими характеристиками, близкими к характеристикам

биотканей, с поперечными размерами более 1000 длин рассеяния. Такая система регистрации дает возможность обнаружить в диагностируемых объектах скрытые процессами многократного рассеяния включения с размерами до 1–3 длин диффузии.

2. Приближенный алгоритм решения обратной задачи диффузионной ОТ, основанный на статистическом описании распространения фотонов в сильно рассеивающей среде и возможности масштабирования пространственных распределений регистрируемых фотонов, может быть использован для визуализации внутренней структуры сильно рассеивающих объектов с поперечным размером более 1000 длин рассеяния с пространственным разрешением до 1–3 длин диффузии.

3. Нелинейность алгоритмов решения обратной задачи приводит к потере информации о мелкомасштабных включениях внутри диагностируемых объектов. Использование дополнительных итераций, основанных на анализе отклонений между экспериментальными данными и данными, полученными в результате приближенного решения соответствующей прямой задачи, позволяет восстановить информацию о мелкомасштабной структуре диагностируемых объектов.

Практическая значимость работы определяется возможностью использования разработанной методики быстрого решения задачи диффузионной ОТ для создания прототипа клинического томографа для диагностики различных внутренних поражений.

Апробация работы

Основные результаты диссертационной работы докладывались на VII и VIII Международных конференциях «Laser Applications in Life Sciences» (Братислава, Словакия, 1998 и Токио, Япония, 2000), IX и X Международных симпозиумах «Laser Physics» (Бордо, Франция, 2000 и Москва, Россия, 2001), XVII Международной конференции по когерентной и нелинейной оптике (Минск, Беларусь, 2001), Научной сессии Отделения общей физики и астрономии РАН (1999), Научной сессии «МИФИ-2002» (2002), семинарах физического факультета МГУ им. М.В. Ломоносова и Института общей физики РАН.

Структура и объем работы

Диссертация состоит введения, трех глав, заключения и списка цитируемой литературы. Полный объем работы: 149 страниц, включая 50 рисунков, 8 таблиц. Библиография содержит 150 наименований, в том числе, 10 авторских публикаций.

Личный вклад

Все использованные в диссертации результаты получены автором лично, либо при его определяющем участии в постановке задач, разработке методик измерений и проведении экспериментов.

Содержание работы

Во введении кратко обоснована актуальность выбранной темы, определены цели диссертационной работы, сформулированы основные защищаемые в ней положения и охарактеризована ее структура.

Первая глава посвящена обзору основных томографических методов диагностики биологических объектов. В первом параграфе рассмотрены традиционные методы томографии, такие как компьютерная (рентгеновская) томография, ЯМР-томография, ультразвуковая диагностика и т.д. Описаны физические принципы, лежащие в основе этих методов диагностики. Во втором параграфе проведен сравнительный анализ принципов, на которых основаны различные модификации методов ОТ. Рассмотрены оптические характеристики диагностируемых объектов, подлежащие восстановлению. Типичные значения для коэффициентов рассеяния, поглощения и среднего косинуса угла рассеяния в большинстве биотканей лежат в пределах $\mu_a = 0,01-0,1 \text{ мм}^{-1}$, $\mu_s = 10-100 \text{ мм}^{-1}$, $g = 0,8-0,9$ и, следовательно, реализуется условие многократного рассеяния. В третьем параграфе затронуты специфика обратной задачи оптической томографии, основные методы решения и возникающие на этом пути проблемы. Наиболее подробно рассмотрен проекционный алгоритм решения обратной задачи рентгеновской томографии, использованный в дальнейшем в качестве основы для построения быстрого приближенного алгоритма решения обратной задачи в диффузионной ОТ. В конце главы сформулированы проблемы диффузионной ОТ, решению которых посвящена диссертационная работа.

Вторая глава диссертации является оригинальной и посвящена описанию созданного в ходе работы экспериментального комплекса для диффузионной оптической томографии и результатов экспериментов по визуализации внутренней структуры модельных объектов. Под термином «визуализация внутренней структуры» в диссертации подразумевается процедура, состоящая из двух этапов. Первый этап заключается в надежном экспериментальном детектировании наличия в включений (неоднородностей в пространственном распределении оптических характеристик — коэффициентов рассеяния и поглощения) в модельном объекте. На втором этапе с помощью оригинальных алгоритмов, описанию которых посвящена третья глава диссертации (см. ниже), с использованием данных, полученных на первом этапе, проводится восстановление внутренней структуры модельного объекта (геометрии расположения включений, их размеров, формы и т.д.). В первом параграфе этой главы проведены теоретические оценки потока регистрируемых фотонов и рассмотрена общая структурная схема диффузионного оптического томографа. Оптическая диагностика биологических объектов проводится в т.н. «окне прозрачности», расположенном в ближнем ИК диапазоне, где типичные значения коэффициента поглощения, транспортного коэффициента рассеяния и параметра анизотропии составляют примерно $\mu_a = 0,01 \text{ мм}^{-1}$, $\mu'_s = 0,8 \text{ мм}^{-1}$, $g = 0,95$ соответственно. При максимально допустимой интенсивности лазерного излучения 100 мВт/см^2 и диаметре модельного объекта $2R = 140 \text{ мм}$ (порядка размера головы взрослого человека) регистрируемый поток фотонов оказывается $\sim 10^3 \text{ с}^{-1}$, что доказывает необходимость применения в диффузионном томографе систем регистрации со счетом фотонов. Схема разработанного и реализованного в ходе работы над диссертацией комплекса показана на рис. 1.

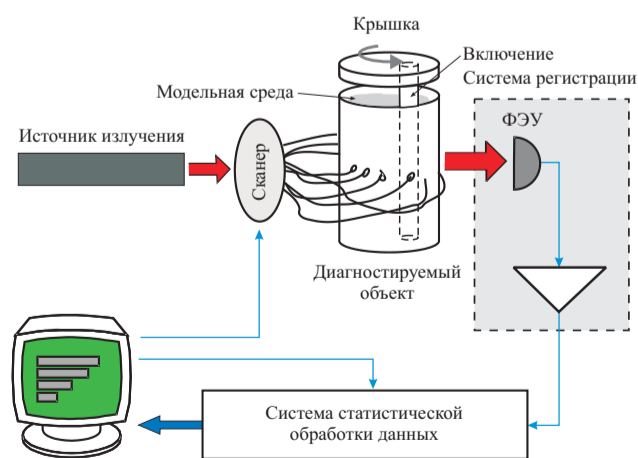


Рис. 1.

Во втором и третьем параграфах главы описаны основные узлы созданного комплекса и методики, использованные при их настройке и оптимизации. Комплекс включает: источник излучения; магистральный световод, транспортирующий излучение к сканирующей системе, осуществляющей ввод излучения в сильно рассеивающий модельный объект со включениями; магистральный световод, транспортирующий излучение, выходящее из объекта, к фотоприемнику; систему регистрации, основанную на методе счета фотонов; автоматизированную (персональный компьютер IBM PC) систему управления и обработки результатов измерений. К аппаратной части комплекса относится и программное обеспечение, управляющее работой систем сканирования и регистрации. Результатом работы комплекса является матрица выходных данных из $N \times N$ элементов (N — число положений точек ввода и вывода излучения), каждый из элементов которой характеризует величину регистрируемого потока фотонов при определенных положениях источника и приемника. Хотя в макете предусмотрена возможность зондирования на трех длинах волн 775, 808 и 818 нм (три непрерывных полупроводниковых лазера, возможность дифференциальных измерений), зондирование в модельных экспериментах проводилось на длине волны 818 нм при мощности входного излучения ~ 20 мВт и менее. В следующем параграфе описана конструкция использовавшихся в экспериментальных исследованиях модельных объектов. Эти объекты представляли собой черные цилиндрические сосуды диаметром 80 и 140 мм, высотой 170 мм, в которые заливалась сильно рассеивающих мелкодисперсная водная жировая эмульсия с примесью нейтрального поглотителя и помещались включения. В равноудаленные друг от друга и расположенные на полувысоте по периметру сосуда отверстия были вклеены 32 световода. 31 из них представлял собой идентичные одножильные (диаметр жилы 600 мкм) кварцевые входные (транспортировка излучения в объект) световоды. В качестве выходного (транспортировка излучения к ФЭУ) — использовался многожильный кабель с диаметром активной части 2 мм. Заключительный параграф главы посвящен описанию результатов экспериментов по визуализации внутренней структуры модельных объектов,

содержащих одно или несколько сильно поглощающих включений. На рис. 2 представлен результат типичного эксперимента по визуализации. Два верхних рисунка иллюстрируют геометрию эксперимента и матрицу выходных данных. При этом ось абсцисс описывает «положение» (номер волокна $i \in [0, 31]$) приемника, ось ординат — «положение» (номер волокна $j \in [0, 31]$) излучателя, а степень «почернения» — логарифм «тени» (т.е. логарифм отношения потоков детектируемых фотонов для объекта без включений и с включением (включениями) при положениях приемника i и излучателя j). В дальнейшем, именно эта «тень» и используется быстрыми алгоритмами при решении обратной задачи ОТ. Нижние два рисунка иллюстрируют распределения фотоотсчетов для двух фиксированных положений (положения #4 и #20) приемника при наличии (●) и в отсутствие (○) в объекте включений. Видно, что положения локальных минимумов скорости фотоотсчетов в

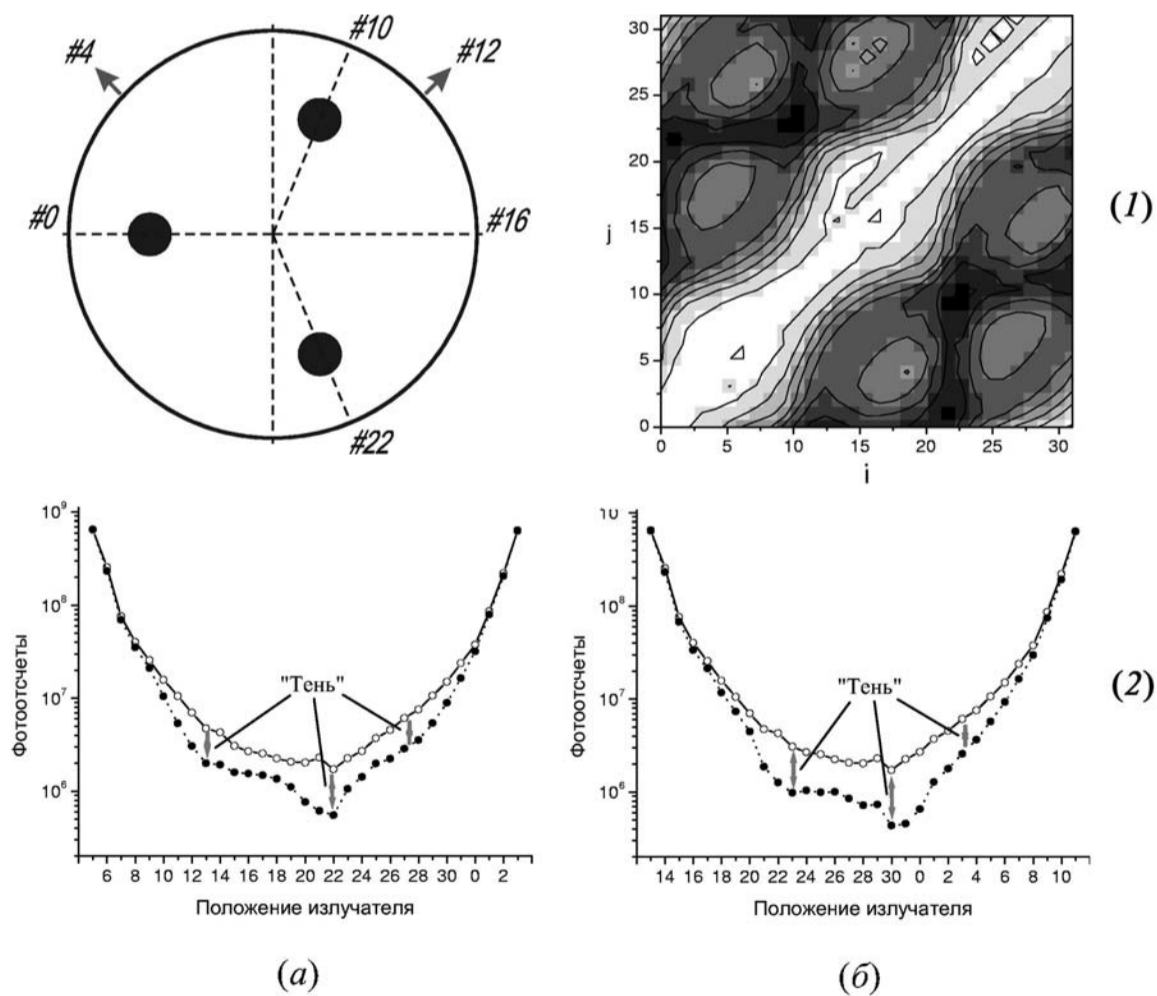


Рис. 2.

области «тени» разрешаются плохо и для визуализации внутренней структуры объекта по столь «малоконтрастным» данным должны использоваться нелинейные методы обработки.

Третья глава диссертации посвящена описанию оригинального быстрого приближенного итерационного нелинейного алгоритма решения обратной задачи диффузионной ОТ томографии. В первом параграфе изложена общая структура этого алгоритма. Его суть заключается в том, что «тень» (отклонение данных реального эксперимента от «опорных» данных) трактуется как результат наличия в реальном объекте («появления» в нем по сравнению с «идеальным» объектом) каких-то изменений внутренней структуры — «включений». Предполагается, что вероятность найти включения в той или иной точке реального объекта в любой геометрии определяется трехмерной плотностью вероятности прохождения регистрируемых приемником фотонов через идеальный объект в этой же геометрии, нормированной на значение регистрируемой в этой геометрии тени. При этом результирующее восстановленное изображение внутренней структуры реального объекта определяется как произведение сформированных таким образом распределений вероятности — «проекций», соответствующих разным геометриям эксперимента. Для получения необходимой для реализации этого метода опорной информации о статистических характеристиках пространственных распределений прохождения регистрируемых фотонов через диагностируемый объект использовался метод Монте-Карло. В работе описан алгоритм проведенного моделирования и приведены полученные с его помощью результаты. Показано, что крайне низкая скорость такого моделирования не позволяет использовать полученные с его помощью данные для решения задач диффузионной ОТ напрямую. Во втором параграфе описан оригинальный быстрый алгоритм приближенного построения необходимых для решения обратной задачи пространственных распределений, приведены результаты восстановления внутренней структуры объектов с несколькими (от 1 до 3) сильно поглощающими включениями и сформулированы проблемы, связанные с нелинейностью разработанного алгоритма. Рис. 3 иллюстрирует

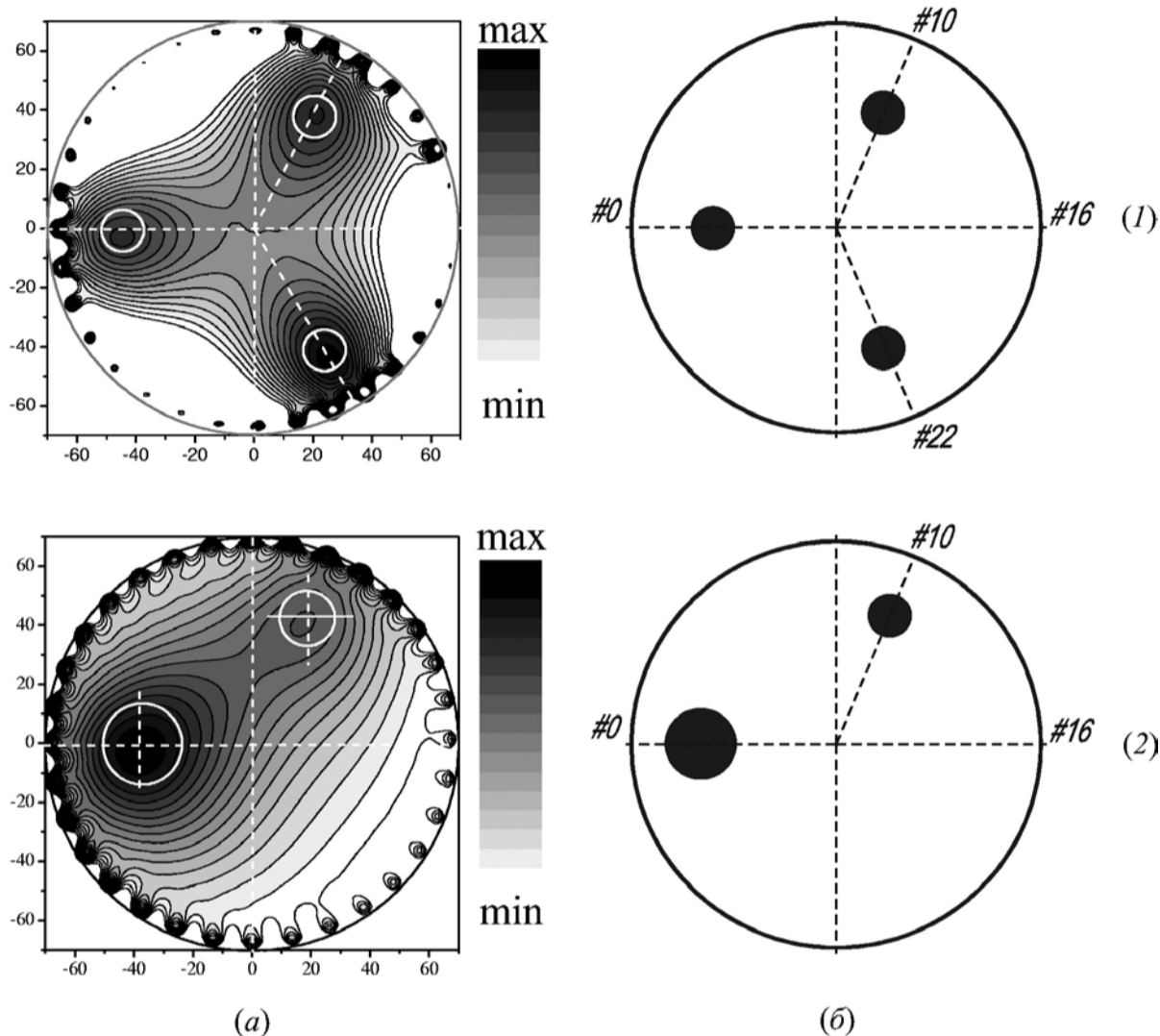


Рис. 3.

восстановленную внутреннюю структуру (а) модельного объекта диаметром 140 мм, содержащего три сильно поглощающих включения одинакового диаметра (1) и два включения разного диаметра (2), в геометрии эксперимента (б). Здесь и далее степень «почернения» пропорциональна логарифму восстановленного локального значения коэффициента экстинкции.

В следующем параграфе описана итерационная модификация алгоритма, позволяющая визуализировать как крупно- (первая итерация), так и мелко-масштабные (последующие итерации) детали внутренней структуры объекта. Поскольку для быстрого приближенного расчета необходимой на каждой итерации априорной информации необходим алгоритм быстрого приближенного решения соответствующей прямой задачи диффузионной томографии (наличие в диагностируемом объекте включений), в этом же разделе описана

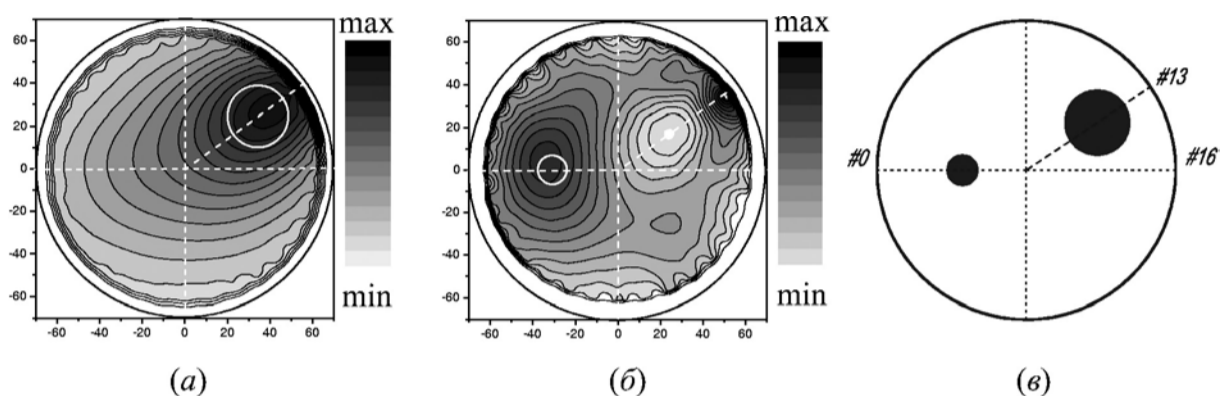


Рис. 4.

структура такого алгоритма, и приведены примеры его работы. Восстановленную внутреннюю структуру модельного объекта диаметром 140 мм с двумя сильно поглощающими включениями разного диаметра после первой (а) и второй (б) итераций в геометрии эксперимента (в) иллюстрирует рис. 4.

В четвертом параграфе приведено несколько примеров итерационного восстановления внутренней структуры объектов с несколькими поглощающими (полностью или частично) разномасштабными включениями и даны экспериментально обоснованные оценки предельного пространственного разрешения. В заключительном эксперименте с помощью разработанных быстрых приближенных алгоритмов решения обратной задачи ОТ визуализировано изображение сильно поглощающего включения, имеющего поперечные размеры порядка диффузионной длины (2 мм), в объекте диаметром 140 мм и (см. рис. 5).

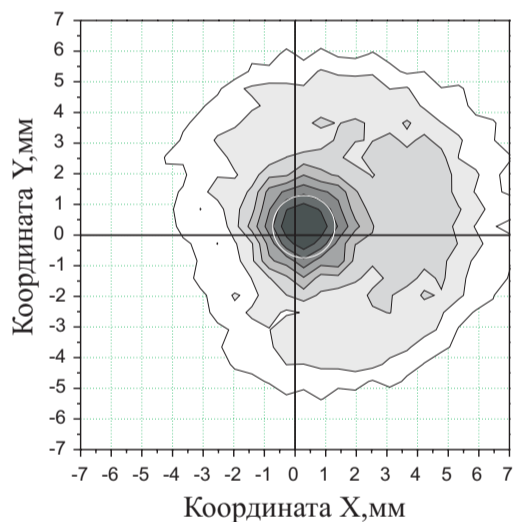


Рис. 5.

В Заключении сформулированы **основные выводы и результаты**, полученные в ходе выполнения диссертационной работы:

- Разработан и реализован макет диффузионного оптического томографа, основанный на использовании непрерывного полупроводникового лазера ближнего ИК диапазона (длины волн 790 и 820 нм) с выходной мощностью 50 мВт и системы регистрации со счетом фотонов.

Макет позволил в условиях многократного ($\mu'_s = 1-10 \text{ мм}^{-1}$, $\mu_a = 0,001-0,05 \text{ мм}^{-1}$) рассеяния провести диагностику модельных объектов с размерами вплоть до 140 мм;

- *проведены эксперименты по визуализации в таких объектах включений с размерами 4–30 мм. Показано, что при входной мощности излучения 20 мВт для надежного (отношение «сигнал\шум» ~ 1) детектирования «теней» от включений время измерения составляет $\sim 0,5$ с на точку;*
- *разработан, реализован и апробирован быстрый нелинейный вероятностный алгоритм решения обратной задачи диффузионной ОТ, основанный на приближенном описании пространственных распределений потоков регистрируемых фотонов. Использование предложенной приближенной процедуры расчета таких распределений позволило сократить время решения обратной задачи до 2 мин (РС РИИ-800, размер входной матрицы — 32×32 , размер матриц распределений — 500×500);*
- *разработан, реализован и апробирован алгоритм приближенного решения прямой задачи ОТ, применимый для случая нескольких поглощающих включений в сильно рассеивающем объекте. Использование предложенной быстрой процедуры расчета пространственных распределений потоков регистрируемых фотонов позволило сократить время решения прямой задачи до 2–3 с. (РС РИИ-800, размер входной матрицы — 32×32 , размер матриц распределений — 500×500 , 4 включения);*
- *разработан, реализован и апробирован приближенный итерационный алгоритм решения обратной задачи диффузионной ОТ, позволяющий визуализировать сложную внутреннюю структуру сильно рассеивающих объектов (несколько включений разного размера с разными оптическими свойствами). Время итерационного решения обратной задачи составляло не более 4 мин. (РС РИИ-800, размер входной матрицы —*

32 × 32, размер матриц распределений — 500 × 500, 4 включения, 2 итерации);

- разработанные алгоритмы протестированы в ходе реальных экспериментов и численного моделирования распространения фотонов в сильно рассеивающих трехмерных объектах методом Монте-Карло. Необходимое для этого программное обеспечение также было написано в ходе выполнения настоящей диссертационной работы.

Публикации по теме диссертации

1. Чурсин Д.А., Шувалов В.В., Шутов И.В. *Оптический томограф со счетом фотонов и проекционное восстановление параметров поглощающих «фантомов»* // Квантовая электроника, т.29, с.83–88 (1999).
2. Chursin D.A., Shuvalov V.V., Shutov I.V. *Modulation optical tomography with time-resolved photon counting* // «Laser Applications in Life Sciences», Program and Abstracts, 1998, p.P2–P6.
3. Chursin D.A., Shuvalov V.V., Shutov I.V. *Spatial resolution, measuring time, and fast visualization of hidden deep “phantoms” in diffusion optical tomography of extensive scattering objects* // «Laser Applications in Life Sciences», Book of Abstracts and Technical Program, 2000, p.65.
4. Chursin D. A., Petnikova V. M., Shuvalov V. V., Shutov I. V. *Diffusion optical tomography of scattering extensive objects: spatial resolution, scanning time, and fast reconstruction of hidden phantoms* // «International Laser Physics Workshop», Book of Abstracts, 2000.
5. Shuvalov V.V., Shutov I.V., Tret'akov E.V. *Fast solution of inverse problem in diffusion optical tomography: Specific features of approximate nonlinear algorithm* // International Laser Physics Workshop, Book of Abstracts, 2001, p.160.
6. Shuvalov V.V., Shutov I.V., Tret'akov E.V. *Fast visualization of internal structure of multiple-scattering objects by diffusion optical tomography* // ICONO 2001, Technical Digests, 2001, p.WN2.

7. Третьяков Е.В., Шувалов В.В., Шутов И.В. *Быстрые приближенные статистические нелинейные алгоритмы для решения задач диффузионной оптической томографии объектов со сложной внутренней структурой* // Квантовая электроника, т.31, №12.- с.1095– 1100 (2001).
8. Shuvalov V.V., Shutov I.V., Tret'akov E.V. *Fast solution of inverse problem in diffusion optical tomography: Specific features of approximate nonlinear algorithms* // Laser Physics, v.12, №4.- 2002, p.33– 40.
9. Третьяков Е.В., Шувалов В.В., Шутов И.В. *Приближенные статистические нелинейные алгоритмы в диффузионной оптической томографии объектов со сложной внутренней структурой* // Научная сессия МИФИ-2002, Сборник научных трудов, т.5, 2002, с.26– 27.

