

ПАРАМЕТРИЧЕСКАЯ ФУНКЦИЯ ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНОГО ОБРАТНОГО РАССЕЯНИЯ МУТНЫХ СРЕД

© 2008 В.П. Захаров, А.Р. Синдяева

Самарский государственный аэрокосмический университет

Работа посвящена определению модельной параметрической функции обратного рассеяния в многократно рассеивающих средах, содержащих оптические неоднородности. Визуализация внутренней структуры виртуального образца осуществлялась с использованием алгоритма Монте-Карло. Для анализа результатов численного моделирования применяется дифференциальная схема метода обратного рассеяния, суть которой сводится к выделению дифференциальной разности в спектральной плотности рассеянного назад излучения. Зависимость пространственных экстремумов распределения дифференциальной интенсивности рассеянного назад излучения от состояния рассеивающей среды представлена в виде параметрической функции, которая позволяет оценить степень детализации неоднородной структуры и является основой для программной реализации быстрого алгоритма оценки оптических параметров и топологии неоднородных включений.

Метод дифференциального обратного рассеяния, метод Монте-Карло, многократно рассеивающая среда, оптическая неоднородность, дифференциальная интенсивность, параметрическая функция обратного рассеяния.

Введение

Актуальной темой современных физических исследований является разработка методов оптической дистанционной диагностики многократно рассеивающих сред [1-7]. Принципиальное сходство развиваемых методик заключается в регистрации рассеянной назад или прошедшей через образец световой волны с последующим выделением спектральных, когерентных и/или диффузных компонент в соответствии со специфическим алгоритмом анализа результатов эксперимента.

Особое внимание в рамках описанной проблемы уделяется совершенствованию методов трехмерной визуализации оптически неоднородной структуры. В этом ключе представляет интерес изучение закономерностей распространения диффузной составляющей обратного рассеяния в зависимости от пространственного распределения оптических свойств внутри исследуемой области. Задача с успехом решается с использованием развитого в работах [8, 9] метода дифференциального обратного рассеяния, суть которого заключается в определении дифференциальной разности в спектральной интенсивности рассеянного назад излучения, при этом величина и скорость изменений дифференциальной интенсивности обратного рассея-

ния может характеризовать общее состояние объекта.

Предложенный метод обладает рядом преимуществ. Малая интенсивность лоцирующего излучения обуславливает простоту и безопасность экспериментальной реализации методики, а также возможность проведения исследований многократно рассеивающих биологических сред *in vivo*. Кроме того, визуализация объекта может быть реализована на большей глубине, чем в случае использования когерентных и поляризационных методик [2, 4, 10, 11]. Пространственное разрешение при этом достаточно для 3D визуализации оптических макронеоднородностей. Описанные преимущества, а также возможность статистического анализа результатов позволяют рассматривать дифференциальную схему обратного рассеяния как основу для исследования многократно рассеивающих структур в данной работе.

Численное моделирование распространения излучения в многократно рассеивающем объекте и окружающем пространстве является базисом для построения теоретических и экспериментальных схем диагностики и анализа результатов в реальном времени. Корректное описание процесса распространения излучения в многократно рассеивающей неоднородной среде реализуется с использованием метода Монте-Карло [1,9]. Однако для обеспечения сходимости чис-

ленных результатов данный метод требует проведения большого числа итераций [12], что затрудняет его применение в алгоритмах экспериментального экспресс-анализа. Вместе с тем экспериментально регистрируемое пространственное распределение рассеянного излучения наиболее существенно зависит от параметров макронеоднородностей.

Целью настоящей работы является нахождение функциональной зависимости интенсивности обратного рассеяния от оптических и геометрических параметров неоднородной многократно рассеивающей среды и построение на ее основе параметрической функции обратного рассеяния. Последнее достигается путем варьирования оптических и геометрических коэффициентов неоднородной области. Характер построенных зависимостей позволяет сделать вывод о возможном способе аппроксимации функции обратного рассеяния и использования ее в методах экспресс-диагностики.

1. Параметрическая функция обратного рассеяния

Модельная реализация метода дифференциального обратного рассеяния проводилась с применением статистического алгоритма Монте-Карло [13], встроенного в виртуальную среду TracePro Expert.

В рассматриваемой постановке метод Монте-Карло сводится к расчету математических ожиданий скалярных величин распределения интенсивности [13-16]. Основной искомой величиной является освещенность единичного элемента фотоприемника, регистрирующего рассеянное назад излучение. Массивы найденных значений формируют скалярные поля распределения интенсивности на чувствительной матрице регистрирующего устройства.

В целях снижения затрат машинного времени при итерациях был использован специальный алгоритм выбора вероятных событий. Реализация алгоритма осуществлялась при разыгрывании акта рассеяния: при столкновении с объемным или поверхностным элементом поток фотонов расщеплялся на случайный и детерминированный компоненты. Направление последнего было непо-

средственно связано с локализацией неоднородности. Соответственно, количество актов взаимодействия с локальной неоднородностью увеличивалось, что обеспечивало быструю сходимость метода.

Поверхностная биологическая ткань, содержащая неоднородности, была выбрана в качестве базового объекта геометрического моделирования. Феноменологические коэффициенты модели соответствуют кожному покрову белого человека *in vivo* [12, 17, 18].

Модель представлена в виде слоистой среды с варьируемой толщиной оптически разных слоев; глубинные слои включают в себя локально-ограниченные 3D области патологических тканей, проявляющиеся как оптические неоднородности (рис. 1) [12].

Функциональные базовые зависимости дифференциальной интенсивности обратного рассеяния от параметров биологической среды определялись для неоднородности цилиндрической формы. Торцы модельного цилиндра располагались ортогонально к плоскости падения лоцирующего излучения, а его ось совпадала с осью пучка. Неоднородность описывалась набором оптических и геометрических параметров, включающим коэффициенты поглощения μ_a и рассеяния μ_s , фактор анизотропии рассеяния g , продольный L и поперечный $2r_c$ размеры, моделирующие эффективные размеры реальных включений, и глубину залегания h .

Неоднородности ткани, представляющие собой патологические скопления хромофоров и рассеивателей, инициируют перераспределение спектрального состава рассеянного излучения по сравнению с падающим полихроматическим пучком, что в свою очередь позволяет провести идентификацию неоднородности с использованием дифференциальных методов спектроскопии. Для спектрального выделения компонент, связанных с неоднородностью, использовался дихроматический пучок, состоящий из опорной и сигнальной мод равной интенсивности. Предполагалось, что неоднородность спектрально разрешима только на сигнальной длине волны, что характеризуется резонансом в поглощении и/или рассеянии. Спектральная зависимость оптических коэффи-

циентов неоднородности приводит к разнице в распределении интенсивности сигнальной и опорной компонент обратного рассеяния. С учетом осесимметричности задачи дифференциальная интенсивность рассеяния ϕ_S может быть представлена в виде нормированной функции от радиальной координаты фотоприемника r :

$$\phi_S(r) = \frac{I_S^{\lambda_1}(r) - I_S^{\lambda_2}(r)}{\frac{1}{2}(\langle I_S^{\lambda_1} \rangle + \langle I_S^{\lambda_2} \rangle)}, \quad (1)$$

где

$$I_S^{\lambda_\nu}(r) = \frac{P_S^{\lambda_\nu}(r)}{\sigma_r} \quad (2)$$

– спектральная интенсивность обратного рассеяния в ячейке (r) фотоприемника,

$$\langle I_S^{\lambda_\nu} \rangle = \frac{P_e^{\lambda_\nu}}{\pi r_e^2} \quad (3)$$

– средняя спектральная интенсивность на длине волны λ_ν ; r_e – радиус пучка на фотоприемнике по уровню мощности $(1-e^{-2})$; r – нормированная на r_e радиальная координата; $P_S^{\lambda_\nu}(r)$ – мощность обратного рассеянного излучения в ячейке (r); σ_r – площадь ячейки (r); $P_e^{\lambda_\nu}$ – полная спектральная мощность обратного рассеяния в пределах r_e .

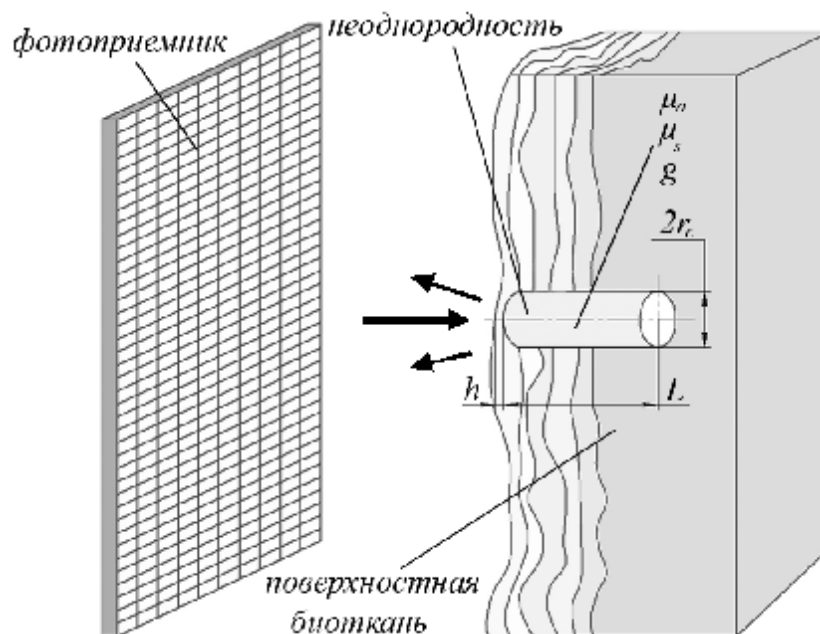


Рис. 1. Модельная реализация метода дифференциального обратного рассеяния

Тестовые численные эксперименты показали, что присутствие неоднородностей поглощения и рассеяния [12] может приводить к образованию максимумов нормированной функции дифференциальной интенсивности в точке $r = 0$:

$$\phi_{S0} = \max \phi_S(r) = \phi_S(0). \quad (4)$$

Величина возможного экстремума в общем случае является зависимостью от оптических и геометрических параметров слоев среды $\{P_m\}$ и неоднородности $\{P_h\}$ и

может быть определена как параметрическая функция дифференциального обратного рассеяния $\phi_{S0}(\{P_m\}, \{P_h\})$. Данная функция может быть найдена на основании численных экспериментов при варьировании параметров среды и цилиндрической неоднородности.

2. Зависимость параметрической функции рассеяния от топологии среды

Для выявления влияния особенности строения поверхностной биоткани на величину экстремума дифференциальной интенсивности ϕ_{s0} были проведены численные эксперименты для сред различной топологии, содержащих неоднородности с одинаковым параметрическим набором $\{P_h\}$. Были рассмотрены однослойные среды с оптическими параметрами эпидермиса и дермы

[12], а также многослойные среды с варьируемым числом слоев. Характерные функции распределения дифференциальной интенсивности представлены на рис. 2.

Сравнение зависимостей $\phi_s(r)$ для многослойной среды (график 1) и эпидермиса (график 2) показывает, что основной вклад в распределение дифференциальной интенсивности вносит первый слой (эпидермис), при этом общее количество слоев среды не играет существенной роли (кривая 4), что подтверждает вывод, сделанный в работе [12].

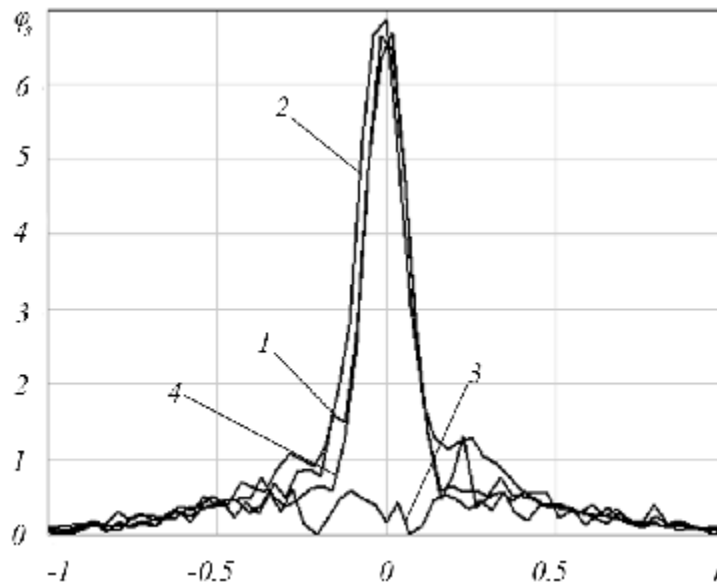


Рис. 2. Дифференциальная интенсивность ϕ_s для сред различной топологии: 1 – многослойная поверхностная биоткань; 2 – эпидермис; 3 – дерма; 4 – многослойная биоткань с уменьшенным числом оптических слоев

Полученные результаты позволяют упростить многослойную геометрическую модель в случае использования дифференциальных методов и значительно ускорить итерационный расчет.

3. Зависимость параметрической функции рассеяния от параметров неоднородности

Результаты исследования зависимости ϕ_{s0} от топологии среды позволяют использовать оптические параметры первого слоя поверхностной биоткани как нормировочные коэффициенты и ввести относительные величины $\bar{\mu}_a = \frac{\mu_{ah}}{\mu_{am}}$, $\bar{\mu}_s = \frac{\mu_{sh}}{\mu_{sm}}$, выражающие

отклонения коэффициентов поглощения и рассеяния неоднородности от значений окружающей среды. Для всех последующих численных экспериментов принималось, что оптические коэффициенты среды соответствуют эпидермису: $\mu_{am} = 0,062 \text{ мм}^{-1}$, $\mu_{sm} = 96,25 \text{ мм}^{-1}$.

При фиксированных параметрах среды многопараметрическая функция дифференциального обратного рассеяния описывает зависимость распределения интенсивности обратного рассеяния от параметрического набора $\{P_h\}$, включающего в себя коэффициенты поглощения $\bar{\mu}_a$ и рассеяния $\bar{\mu}_s$, фактор анизотропии рассеяния g , глубину залегания

h , продольный L и поперечный r_c размеры неоднородностей. Функцию $\phi_{s0}(\{P_h\})$ удобно искать в виде совокупности характеристик, под которыми понимается зависимость величины экстремума от выделенного параметра при фиксированном наборе значений других параметров. Такой подход может быть оправдан только в области слабой нелинейности параметрической функции.

Поведение параметрической функции рассеяния исследовалось на примере модели спектральной неоднородности поглощения [12], соответствующей моделированию некротической ткани. Данная модель обладает значительным коэффициентом поглощения на сигнальной длине волны лоцирующего излучения при сравнительно малом возрастании рассеяния.

3.1. Зависимость от размеров неоднородности

В целях построения зависимости $\phi_{s0}(r_c)$ были проведены численные эксперименты для неоднородностей переменного диаметра с оптическими коэффициентами поглощения и рассеяния: $\mu_a = 16$, $\mu_s = 1,04$. Поскольку основной вклад в распределение

дифференциальной интенсивности вносят первые слои неоднородности [12], торцы модельных цилиндров располагались вблизи границы раздела «многократно рассеивающая среда – воздух». Рассмотрены различные случаи проявления анизотропии рассеяния, при этом особое внимание уделялось характерному для биологических тканей диапазону $g = 0,85 \dots 0,98$.

Радиус модельной цилиндрической неоднородности нормировался на радиус поверхностного пятна лоцирующего излучения. Зависимость величины дифференциальной интенсивности ϕ_{s0} от относительного поперечного размера \bar{r}_c неоднородности представлена на рис. 3.

Видно, что функциональные зависимости $\phi_{s0}(\bar{r}_c)$ являются эквидистантами в диапазоне $g = 0,85 \dots 0,99$. В случае $g=1$ (кривая 4) многопараметрическая функция нелинейно зависит от поперечного размера, что, вероятно, связано с полной канализацией обратного рассеяния при больших диаметрах неоднородности.

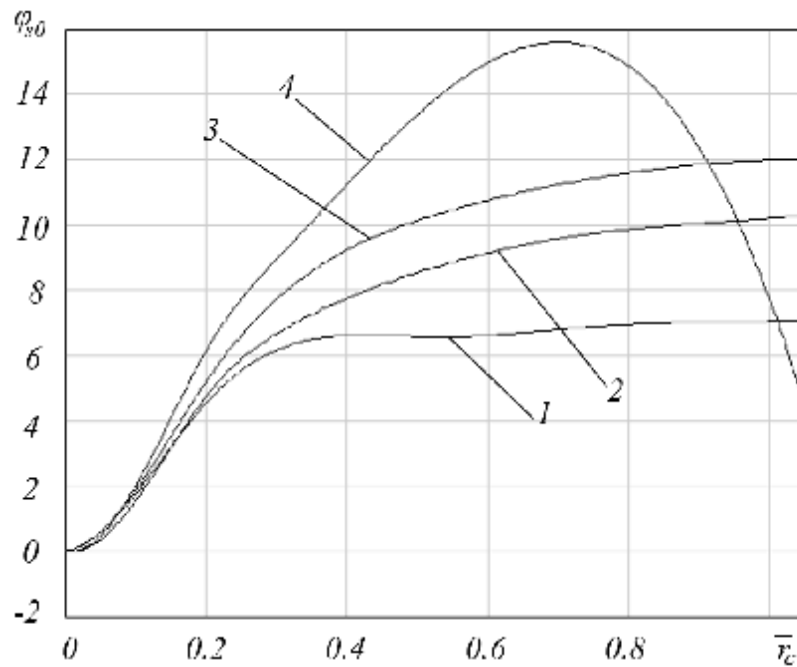


Рис. 3. Зависимость параметрической функции ϕ_{s0} от поперечного размера неоднородности \bar{r}_c при факторе анизотропии $g = 0$ (1), $0,9$ (2), $0,95$ (3), 1 (4)

Для сред небиологической природы предел чувствительности метода достигается при $\bar{r}_c \approx 0,3$ (кривая 1), для биологической ткани при $\bar{r}_c \approx 1$ (кривые 2, 3).

Поскольку основной вклад в распределение дифференциальной интенсивности вносят первые слои неоднородности, эффективный продольный размер включения L (рис. 1) не оказывает существенного влияния на поведение параметрической функции рассеяния в рамках применимости построенной модели, что подтверждается проведенными численными экспериментами.

3.2. Зависимость от коэффициентов поглощения и рассеяния

Зависимости функции рассеяния от коэффициента поглощения (рис. 4) строились для различных значений анизотропии рас-

сеяния при фиксированном поперечном размере неоднородности $\bar{r}_c = 1$ и коэффициенте рассеяния $\bar{\mu}_s = 1,04$. Видно, что для наиболее характерного для биологических тканей диапазона факторов анизотропии $g=0,85-0,98$ функция рассеяния носит квазилинейный характер. Случай $g=1$ соответствует полностью анизотропному рассеянию, и, соответственно, дифференциальная функция обратного рассеяния практически не меняется при изменении коэффициента поглощения.

Из вида кривых рис. 4 также следует, что зависимость ϕ_{s0} от фактора анизотропии носит квазилинейный характер при фиксированном значении коэффициента поглощения $\bar{\mu}_a$ (рис. 5).

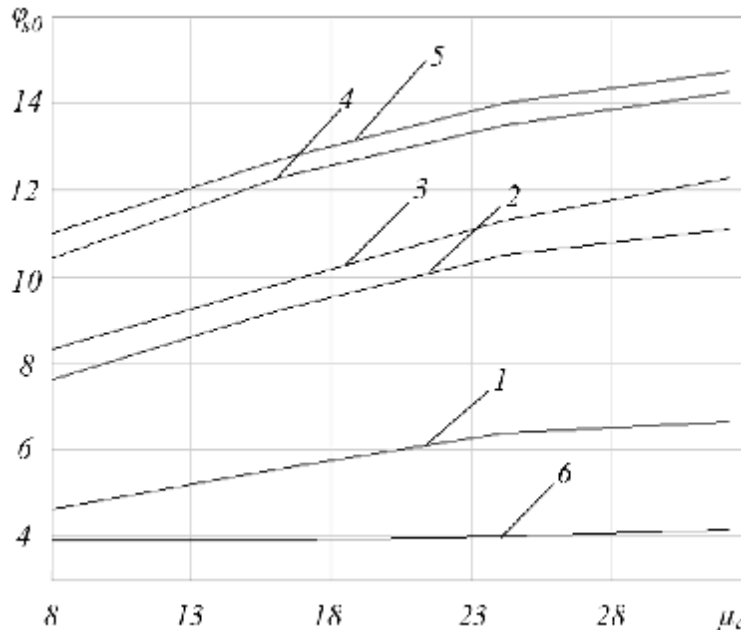


Рис. 4. Зависимость параметрической функции ϕ_{s0} от коэффициента поглощения неоднородности $\bar{\mu}_a$ при факторе анизотропии $g = 0$ (1); 0,85 (2); 0,9 (3); 0,95(4); 0,99 (5); 1 (6)

На рис. 6 представлены характерные зависимости параметрической функции от коэффициента рассеяния $\bar{\mu}_s$, полученные при относительно поперечном размере неоднородности $\bar{r}_c = 1$ и коэффициенте поглощения $\bar{\mu}_a = 16$. Видно, что в случае полностью анизотропного рассеяния функция ϕ_{s0} практически не зависит от коэффициента

рассеяния, а установившееся значение дифференциальной интенсивности соответствует феноменологической характеристике поглощения при $g=1$ (кривая 6 на рис. 4). В диапазоне $g=0,85-0,98$ функциональная зависимость ϕ_{s0} от коэффициента рассеяния имеет спадающий квазилинейный характер (кривая 3 на рис. 6) в области $\bar{\mu}_s < 1,2$ и $\bar{\mu}_s > 1,5$.

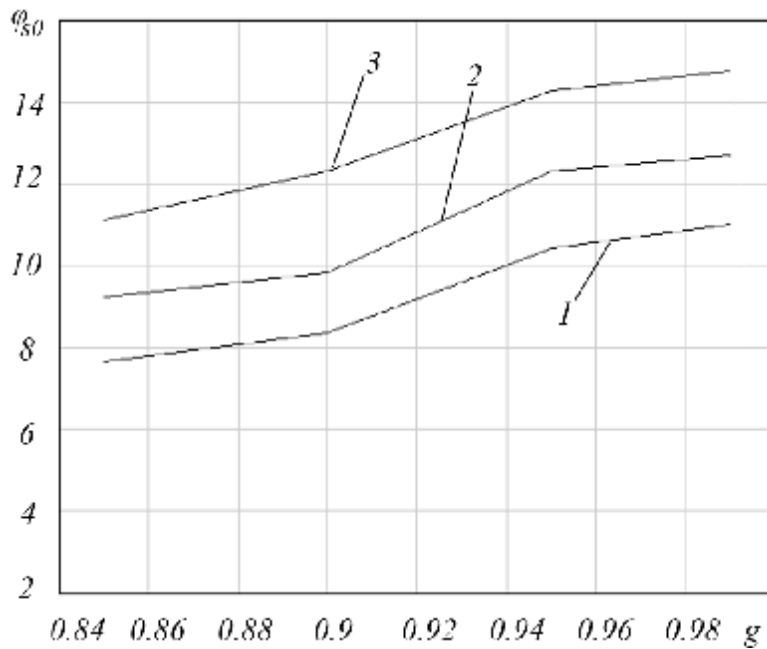


Рис. 5. Зависимость параметрической функции ϕ_{s0} от фактора анизотропии неоднородности при коэффициенте поглощения $\bar{\mu}_a = 8$ (1); 16 (2); 32 (3)

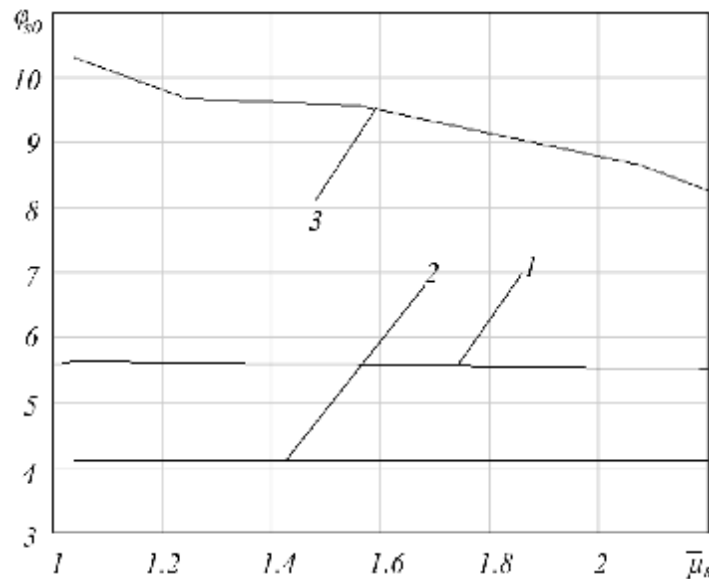


Рис. 6. Зависимость параметрической функции ϕ_{s0} от относительного коэффициента рассеяния неоднородности $\bar{\mu}_s$ при $g=1$ (1); 0 (2); 0,9 (3)

3.3. Зависимость от глубины залегания неоднородности

Характерные зависимости дифференциальной интенсивности обратного рассеяния от глубины залегания неоднородности показаны на рис. 7.

Глубина залегания определяется исходя из локализации переднего торца модельного цилиндра с оптическими коэффициентами $\bar{\mu}_a = 16$, $\bar{\mu}_s = 1,04$ и поперечным размером $\bar{r}_c = 1$. Ясно, что при выбранном наборе параметров метод дифференциально-

го обратного рассеяния теряет чувствительность при расположении поглощающей неоднородности на расстоянии порядка 2 мм от поверхности среды. Потеря чувствительности метода связана с увеличением объема

расплывания диффузно-рассеянного излучения и, как следствие, с потерей контрастности дифференциального сигнала.

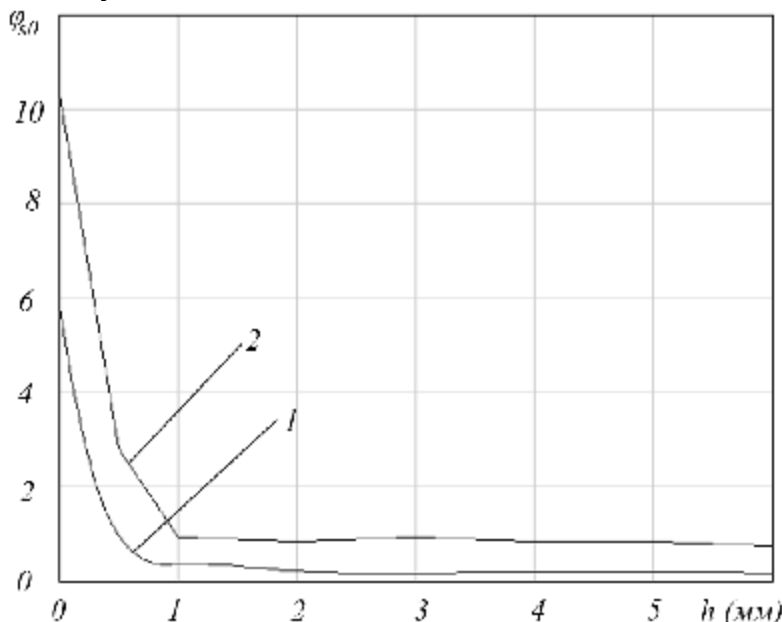


Рис. 7. Зависимость параметрической функции ϕ_{s0} от глубины залегания неоднородности h при факторе анизотропии $g = 0$ (1); 0,9 (2)

4. Аналитическая аппроксимация параметрической функции рассеяния

Найденные численно зависимости определяют функцию интенсивности обратного рассеяния как параметрическую $\phi_{s0}(r_c, \mu_a, \mu_s, g, h)$ в многомерном пространстве, заданном вариациями геометрических и оптических параметров неоднородности. При этом данные зависимости носят квазилинейный характер вблизи среднестатистических значений параметров биологической среды. Это позволяет провести полиномиальную аппроксимацию параметрической функции. Действительно, из данных рис. 3-7 следует, что

$$\phi_{s0}(\bar{r}_c) \sim \sqrt{\bar{r}_c - a},$$

$$\phi_{s0}(\bar{\mu}_{a,s}) \sim \bar{\mu}_{a,s},$$

$$\phi_{s0}(g) \sim g,$$

$$\phi_{s0}(h) \sim \exp(-bh)$$

в интервалах значений относительного поперечного размера $\bar{r}_c \in [0,1; 1]$, глубины залегания $h \in [0; 6]$, коэффициента поглощения $\bar{\mu}_a \in [8; 35]$, коэффициента рассеяния $\bar{\mu}_s \in [1; 3]$ и фактора анизотропии $g \in [0,85; 0,99]$. Тогда, определив в указанных интервалах коэффициенты разложения на основании найденных численных зависимостей, параметрическую функцию обратного рассеяния можно представить в виде:

$$\begin{aligned} \phi_{s0}(\bar{r}_c, \bar{\mu}_a, \bar{\mu}_s, g, h) = & 6\sqrt{\bar{r}_c - 0,25} + \\ & + 0,164\bar{\mu}_a - 1,585\bar{\mu}_s + 26g + \\ & + 9,296e^{-3,8h} - 28,182. \end{aligned} \quad (5)$$

Приведенная погрешность формулы (5) оценивалась для тринадцати произвольно выбранных точек многопараметрического пространства, в которых проводилось сравнение значений дифференциальной интенсивности, найденных с использованием данной формулы, и прямым численным расчетом по методу

Монте-Карло. Расхождение результатов расчета не превышало 4%, что подтверждает корректность проведенной аппроксимации.

Необходимо отметить, что при определении значений коэффициентов аппроксимации формулы (5) использовались фиксированные характеристики среды. Однако с учетом проведенных численных экспериментов по влиянию топологии среды (рис. 2) можно утверждать, что их изменение не должно приводить к существенному изменению функциональных зависимостей от параметров неоднородности. Учитывая также, что в условиях реального эксперимента параметры среды могут быть экспериментально определены, найденная аппроксимационная зависимость может быть использована в алгоритмах быстрого экспресс-анализа.

Благодарности

Работа выполнена при поддержке аналитической ведомственной целевой программы «Развитие научного потенциала высшей школы» (2006-2008 годы) и гранта РФФИ 08-02-99038.

Библиографический список

1. **Меглинский, И.В.** Проблемы рассеяния лазерного излучения в фотонике и биофотонике [текст] / И.В. Меглинский, В.Л. Кузьмин, А.В. Приезжев // Квантовая электроника, 2006. – Т.36, № 11. – С. 989.
2. **Тучин, В.В.** Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях [текст] / В.В. Тучин – Саратов: Изд-во Саратов. ун-та, 1998. – 348 с.
3. Лазерная аналитическая спектроскопия [текст] / Под ред. В.С. Летохова. – М.: Наука, 1986.
4. **Tuchin, V.V.** Tissue Optics: light scattering methods and instruments for medical diagnosis [текст] / V.V. Tuchin // Bellingham, Washington USA: SPIE PRESS, 2000.
5. Special issue: Photon Correlation and Scattering [текст] // Appl. Opt., 2001. – Vol. 40.
6. **Tuchin, V.V.** Handbook of Optical Biomedical Diagnostics [текст] / V.V. Tuchin // Bellingham, Washington, USA: SPIE PRESS, 2002.
7. **Исимару, А.** Распространение и рассеяние волн в случайно-неоднородных средах [текст] / А. Исимару – М.: Мир, 1981.
8. **Захаров, В.П.** Сравнительный спектральный анализ обратного рассеяния излучения растительной и живой ткани [текст] / Е.В. Воробьева [и др.] // Физика волновых процессов и радиотехнические системы, 2005. – Т. 8, №3. – С. 69-74.
9. **Zakharov, V.P.** Localization of tissue pathological changes [текст] / V.P. Zakharov, A.R. Sindyaeva // Proceedings of SPIE, 2007. – Vol. 6734.
10. Medical optical tomography: functional imaging and monitoring [текст] / Eds G. Mueller, B. Chance, R. Alfano et al. // Bellingham, Washington USA: SPIE PRESS, 1993. – Vol. IS11.
11. **Меглинский, И.В.** Векторный метод Монте-Карло в приложении к поляризационной оптической когерентной томографии [текст] / Д.Ю. Чурмаков, В.Л. Кузьмин, И.В. Меглинский // Квантовая электроника, 2006. – Т.36, № 11. – С. 1009-1015.
12. **Захаров, В.П.** 3D-визуализация многократно рассеивающих сред [текст] / В.П. Захаров, А.Р. Синдяева // Компьютерная оптика, 2007. – Т.31, №4. – С. 44-52.
13. **Соболь, И.М.** Численные методы Монте-Карло [текст] / И.М. Соболь – М.: Наука, 1973.
14. **Jacques, S.L.** MCML – Monte Carlo modeling of photon transport in multi-layered tissues [текст] / S.L. Jacques, L.-H. Wang, L.-Q. Zheng // Computer Methods and Programs in Biomedicine, 1995. – Vol. 47. – P. 131-146.
15. **Meglinski, I.V.** Coherent Multiple Scattering Effects and Monte Carlo Method [текст] / V.L. Kuzmin, I.V. Meglinski // JETP Letters, 2004. – Vol. 79, №3. – P. 109-112.
16. **Приезжев, А.В.** Использование корпускулярного и волнового методов Монте-Карло в оптике дисперсных сред [текст] / В.П. Кандидов [и др.] // Квантовая электроника, 2006. – Т.36, № 11. – С. 1003-1008.
17. **Синичкин, Ю.П.** Спектроскопия кожи человека in vivo. I. Спектры отражения [текст] / Ю.П. Синичкин, Е.А. Пилипенко // Оптика и спектроскопия, 1996. – Т.80, №2. – С.260-267.
18. **Parakkal, P.F.** The Structure and Function of Skin [текст] / Montagna and Parakkal P.F. - Academic Press, 1997.

Информация об авторах

Захаров Валерий Павлович, профессор кафедры Автоматических систем энергетических установок Самарского государственного аэрокосмического университета, доктор физико-математических наук, профессор, Zakharov@ssau.ru. Область научных интересов – физика плазмы, нелинейная оптика, взаимодействия лазерного излучения с биообъектами, медицинская лазерная техника.

Синдяева Александра Радимовна, Самарский государственный аэрокосмический университет имени академика С.П. Королева, аспирант. Область научных интересов – оптика биотканей, биофизика, лазерная медицина, спектроскопия и нелинейная оптика