

УДК 535.42

## 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  $\mu_a$  и рассеяния  $\mu_s$ , 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  $\phi_S$  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

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

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

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

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

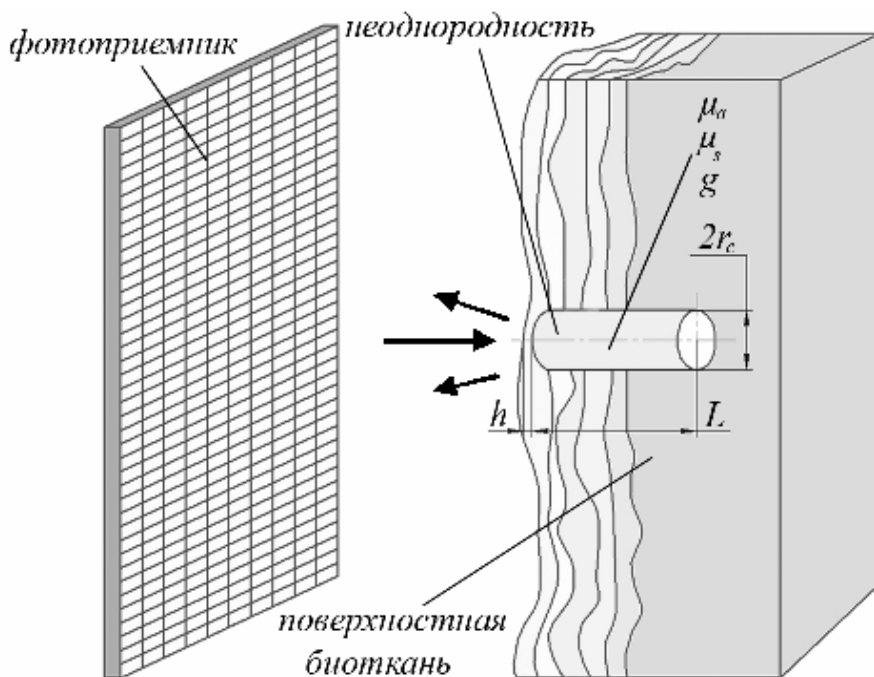


Рис. 1. Модельная реализация метода дифференциального обратного рассеяния

Тестовые численные эксперименты показали, что присутствие неоднородностей поглощения и рассеяния [12] может привести 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  $\phi_{s0}$  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].

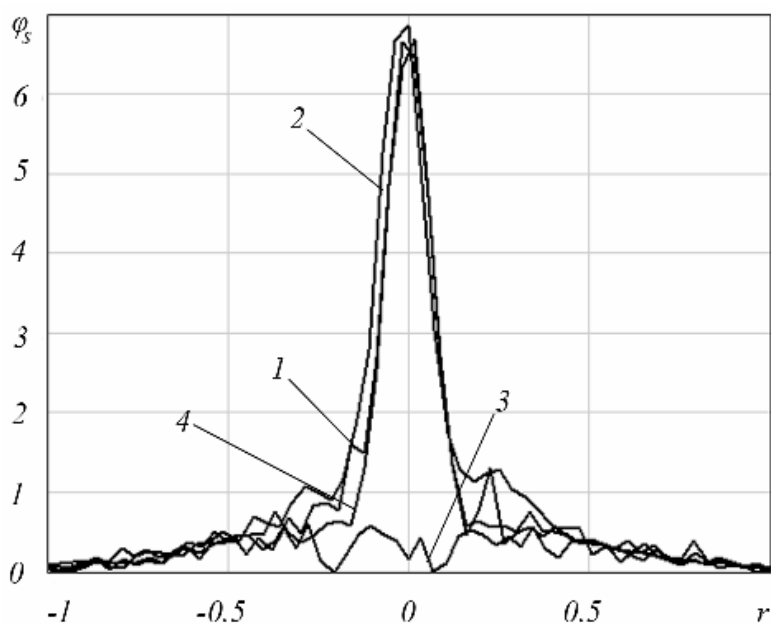


Рис. 2. Дифференциальная интенсивность  $\phi_s$  для сред различной топологии: 1 – многослойная поверхностная биоткань; 2 – эпидермис; 3 – дерма; 4 – многослойная биоткань с уменьшенным числом оптических слоев

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  $\phi_{s0}$  от топологии среды позволяют использовать оптические параметры первого слоя поверхностной биоткани как нормировочные коэффициенты и ввести относительные величины  $\overline{\mu}_a = \frac{\mu_{ah}}{\mu_{am}}$ ,  $\overline{\mu}_s = \frac{\mu_{Sh}}{\mu_{Sm}}$ , выражающие

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

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  $\overline{\mu}_a$  и рассеяния  $\overline{\mu}_s$ , 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:  $\bar{\mu}_a = 16$ ,  $\bar{\mu}_s = 1,04$ . 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  $\phi_{s0}$  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.

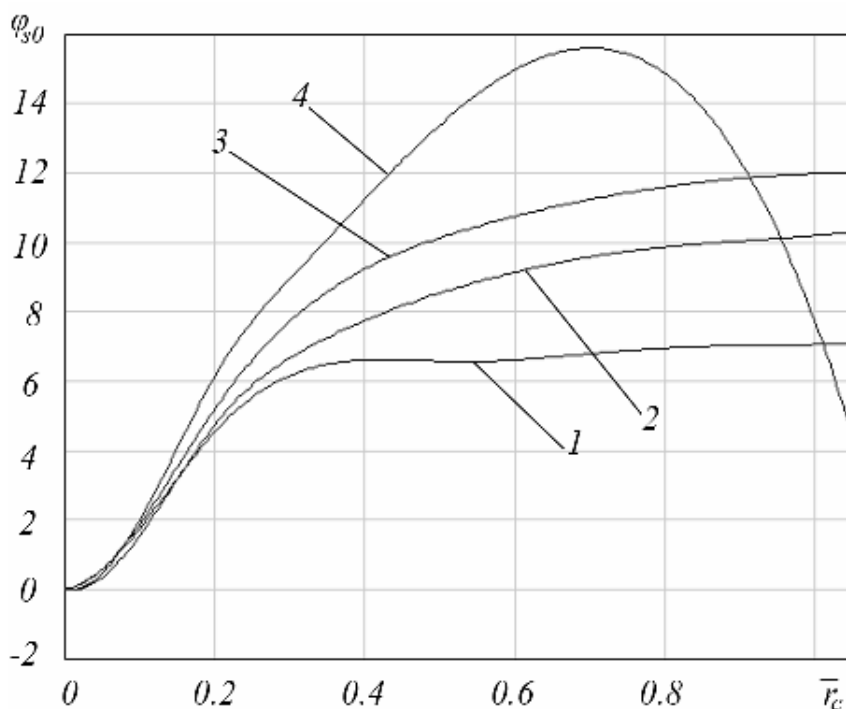


Рис. 3. Зависимость параметрической функции  $\phi_{s0}$  от поперечного размера неоднородности  $\bar{r}_c$  при факторе анизотропии  $g = 0$  (1),  $0,9$  (2),  $0,95$  (3),  $1$  (4)

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  $\phi_{s0}$  от фактора анизотропии носит квазилинейный характер при фиксированном значении коэффициента поглощения  $\bar{\mu}_a$  (рис. 5).

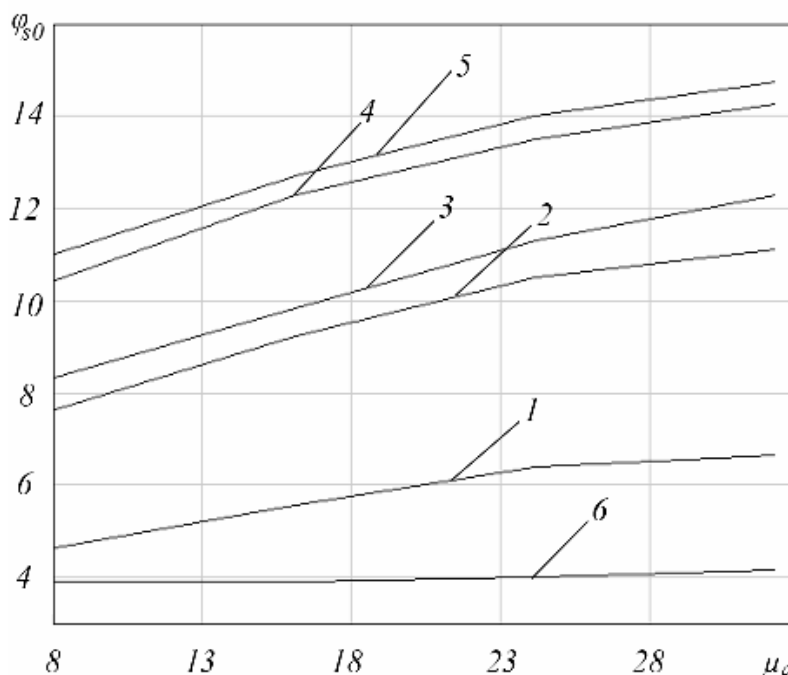


Рис. 4. Зависимость параметрической функции  $\phi_{s0}$  от коэффициента поглощения неоднородности  $\bar{\mu}_a$  при факторе анизотропии  $g = 0$  (1); 0,85 (2); 0,9 (3); 0,95 (4); 0,99 (5); 1 (6)

На рис. 6 представлены характерные зависимости параметрической функции от коэффициента рассеяния  $\bar{\mu}_s$ , полученные при относительном поперечном размере неоднородности  $\bar{r}_c = 1$  и коэффициенте поглощения  $\bar{\mu}_a = 16$ . Видно, что в случае полностью анизотропного рассеяния функция  $\phi_{s0}$  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  $\phi_{s0}$  от коэффициента рассеяния имеет спадающий квазилинейный характер (кривая 3 на рис. 6) в области  $\bar{\mu}_s < 1,2$  и  $\bar{\mu}_s > 1,5$ .

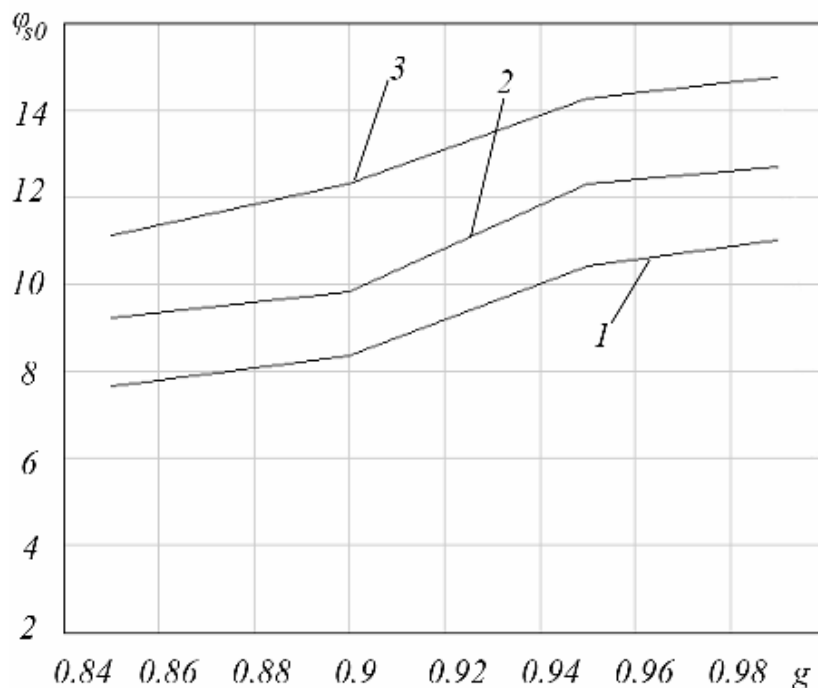


Рис. 5. Зависимость параметрической функции  $\phi_{s0}$  от фактора анизотропии неоднородности при коэффициенте поглощения  $\bar{\mu}_a = 8$  (1); 16 (2); 32 (3)

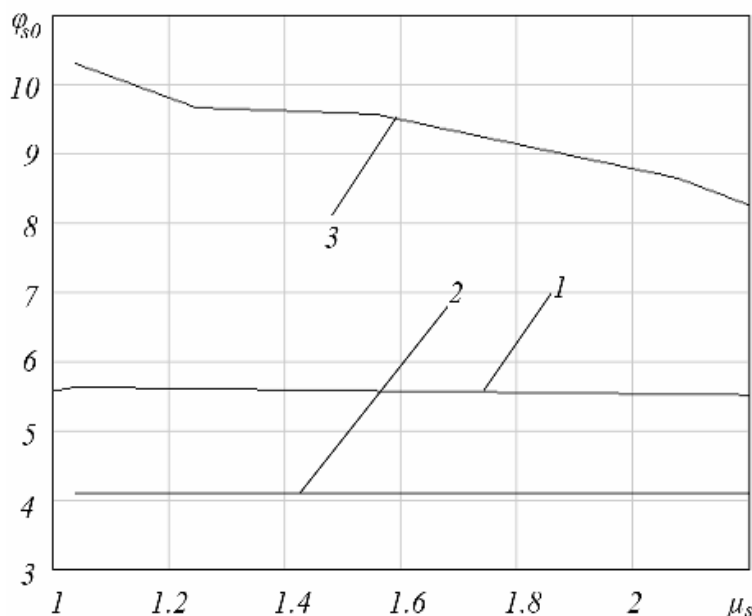


Рис. 6. Зависимость параметрической функции  $\phi_{s0}$  от относительного коэффициента рассеяния неоднородности  $\bar{\mu}_s$  при  $g=1$  (1); 0 (2); 0,9 (3)

### 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.

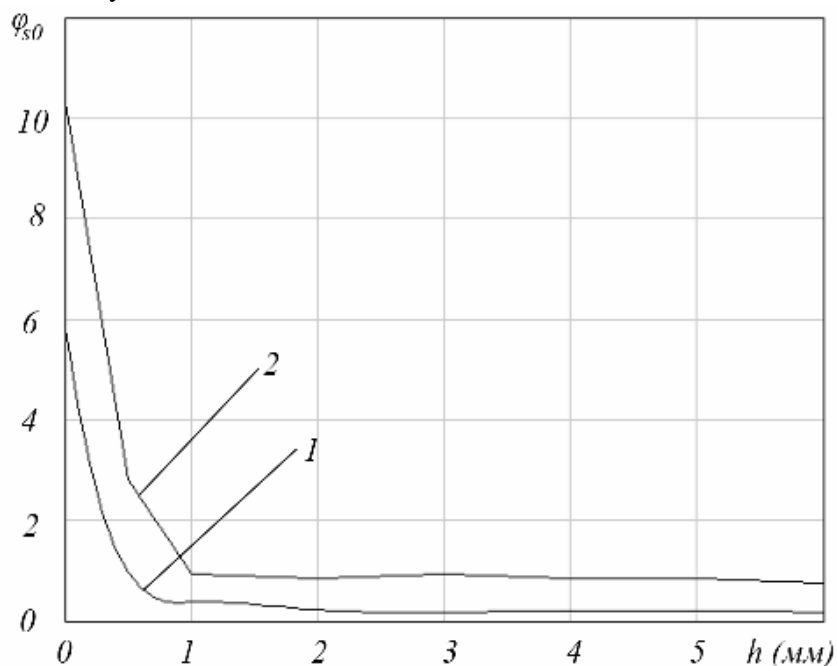


Рис. 7. Зависимость параметрической функции  $\phi_{s0}$  от глубины залегания неоднородности  $h$  при факторе анизотропии  $g = 0$  (1);  $0,9$  (2)

#### 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 тканью [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. Соболев, И.М. Численные методы Монте-Карло [текст] / И.М. Соболев – 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.

## References

1. **Meglinskiy, I.V.** Problems of dispersion of laser radiation in photonics and biophotonics / I.V. Meglinskiy, V.L. Kuzjmin, A.V. Priezhev // "Kvantovaya elektronika" (Quantum electronics), 2006. – V. 36, N 11. – P. 989. – [in Russian].
2. **Tuchin, V.V.** Lasers and fiber optics in biomedical researches / V.V. Tuchin – Saratov: Saratov University Publishing, 1998. – 348 p. – [in Russian].
3. Laser analytical spectroscopy / Edited by V.S. Letohov. – Moscow: "Nauka" (Science), 1986. – [in Russian].
4. **Tuchin, V.V.** Tissue Optics: light scattering methods and instruments for medical diagnosis / V.V. Tuchin // Bellingham, Washington USA: SPIE PRESS, 2000.
5. Special issue: Photon Correlation and Scattering // Appl. Opt., 2001. – Vol. 40.
6. **Tuchin, V.V.** Handbook of Optical Biomedical Diagnostics / V.V. Tuchin // Bellingham, Washington USA: SPIE PRESS, 2002.
7. **Isimaru, A.** Distribution and dispersion of waves in random-heterogeneous propagation / A. Isimaru – Moscow: "Mir" (World), 1981. – [in Russian].
8. **Zaharov, V.P.** The comparative spectral analysis of return dispersion of radiation vegetative and a living tissue / E.V. Vorobjeva [and other] // Physics of wave processes and radio engineering systems, 2005. – V. 8, N 3. – P. 69-74. – [in Russian].
9. **Zakharov, V.P.** Localization of tissue pathological changes / V.P. Zakharov, A.R. Sindyaeva // Proceedings of SPIE, 2007. – Vol. 6734.
10. Medical optical tomography: functional imaging and monitoring / Eds G. Mueller, B. Chance, R. Alfano et al. // Bellingham, Washington USA: SPIE PRESS, 1993. – Vol. IS11.
11. **Meglinskiy, I.V.** Vector method of Monte-Carlo in the appendix to a polarising optical coherent tomography / D.Yu. Churmakov, V.L. Kuzjmin, I.V. Meglinskiy // "Kvantovaya elektronika" (Quantum electronics), 2006. – V. 36, N 11. – P. 1009-1015. – [in Russian].
12. **Zaharov, V.P.** 3D-visualisation of multiple scattering medium / V.P. Zaharov, A.R. Sindyaeva // Computer Optics, 2007. – V. 31, N 4. – P. 44-52. – [in Russian].
13. **Sobolj, I.M.** Monte-Carlo numerical methods / I.M. Sobolj – Moscow: "Nauka" (Science), 1973. – [in Russian].
14. **Jacques, S.L.** MCML – Monte Carlo modeling of photon transport in multi-layered tissues / 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 / V.L. Kuzmin, I.V. Meglinski // JETP Letters, 2004. – Vol. 79, N 3. – P. 109-112.
16. **Priezhev, A.V.** Use of corpuscular and wave Monte-Carlo methods in optics of dispersive medium / V.P. Kandidov [and other] // "Kvantovaya elektronika" (Quantum electronics), 2006. – V. 36, N 11. – P. 1003-1008. – [in Russian].
17. **Sinichkin, Yu.P.** Spectroscopy of a skin of the person in vivo. I. Reflexion spectra / Yu.P. Sinichkin, E.A. Pilipenko // Optics and Spectroscopy, 1996. – V. 80, N 2. – P. 260-267. – [in Russian].
18. **Parakkal, P.F.** The Structure and Function of Skin / Montagna and Parakkal P.F. - Academic Press, 1997.

## PARAMETRIC FUNCTION OF DIFFERENTIAL BACKSCATTERING IN MULTIPLE SCATTERED MEDIA

© 2008 V.P. Zakharov, A.R. Sindyaeva

Samara State Aerospace University

A model scheme for spectral visualization of biological media macrostructure is presented. Superficial tissue with heterogeneities was chosen as a basic investigation object. Realization of the task is performed with 3D Monte Carlo simulation of laser radiation propagation in multiple scattered media. Back scattering differential scheme is the technique in operation for numerical calculations results analysis. Used method adds up to compute a differential value of spectral backscattering density which may characterize a state of the irradiated tissue. In the paper we investigate the differential scheme opportunities. Results allow to determine differential backscattering intensity as the multiparametric function of media and heterogeneities features. The data are basic for diagnostic scheme software implementation.

*Differential backscattering technique, Monte Carlo algorithm, multiple scattered medium, optical inhomogeneous, differential intensity, parametric function of differential backscattering*

### Информация об авторах

**Захаров Валерий Павлович**, профессор кафедры Автоматических систем энергетических установок Самарского государственного аэрокосмического университета, доктор физико-математических наук, профессор, [Zakharov@ssau.ru](mailto: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

**Zaharov Valeria Pavlovich**, professor of faculty of the Automatic systems of the energy devices, doctor physico-mathematical sciences, professor, Samara State Aerospace University, [Zakharov@ssau.ru](mailto:Zakharov@ssau.ru). Area of research – a physics of the plasma, nonlinear optics, interactions of the laser radiation with biological objects, medical laser technology

**Sindyaeva Alexandra Radimovna**, S.P. Korolyov Samara State Aerospace University, a post-graduated student. Area of research – optics of biological tissues, biological physics, laser medicine, spectroscopy and nonlinear optics.