

3D-ВИЗУАЛИЗАЦИЯ МНОГОКРАТНО РАССЕЙВАЮЩИХ СРЕД

В.П. Захаров², А.Р. Синдяева¹

¹Самарский государственный аэрокосмический университет, Самара, Россия

Аннотация

Настоящая работа посвящена теоретическим исследованиям распространения низкоинтенсивного лазерного излучения оптического диапазона в многократно рассеивающих средах и направлена на создание универсальной оптической схемы их визуализации. При анализе внутренней структуры объекта и протекающих в нем процессов в большинстве случаев необходимо учитывать не абсолютные значения оптических параметров, а их пространственно-временные флуктуации. В связи с этим в качестве базового метода исследования выбран дифференциальный алгоритм метода обратного рассеяния. Построена 3D-модель многократного рассеяния в программной среде TracePro с применением статистического метода Монте-Карло. Проведены численные эксперименты по математическому моделированию взаимодействия лазерного излучения с объектом и визуализации его строения. Определены зависимости дифференциальных характеристик рассеянного излучения от топологии и оптических параметров среды. На основании полученных данных сделан вывод о возможности применения созданной объемной модели для решения задач диагностики многократно рассеивающих объектов, в частности, биообъектов.

Введение

В настоящее время перспективным направлением физической оптики является развитие бесконтактных методов оптической диагностики многократно рассеивающих сред [1], в которых акту поглощения фотона предшествует множество актов его рассеяния. К таким средам относятся аэрозоли, некоторые кристаллы, многие жидкости и биологические ткани. Исследование последних является наиболее сложным из-за эффектов анизотропии оптических параметров и структурных микро- и макронеоднородностей. Следует также отметить, что биологические ткани являются динамически изменяющимися объектами [2-7], это еще более усложняет анализ их характеристик, реконструкцию неоднородностей по результатам физического эксперимента и, в конечном счете, их 3D-визуализацию. Кроме того, гомеостатическая природа живой материи накладывает определенные ограничения на величину плотности мощности, дозу облучения и, соответственно, на тип лоцирующего излучателя. Таким образом, биологическая структура является одним из наиболее сложных объектов моделирования и с этой точки зрения может быть использована в качестве базового объекта исследования для развития методов 3D-визуализации многократно рассеивающих сред. Следует отметить, что подобный выбор требует разработки специальных математических и экспериментальных алгоритмов для учета кинетических особенностей биообъекта, однако это не исключает возможность последующего использования разработанного метода для исследования более простых (статических) многократно рассеивающих сред [1].

В рамках описанной проблемы особое внимание уделяется разработке дистанционных оптических методов контроля параметров состояния (кинетики) многократно рассеивающих сред [2, 4, 6]. Однако большинство известных методов не учитывает в

полной мере вариации оптических и геометрических параметров исследуемых объектов, прежде всего локальных неоднородностей. С точки зрения моделирования визуализации подобных объектов наиболее целесообразным является использование статистического метода Монте-Карло [2, 8-12], основывающегося на представлении распространения излучения в виде потока модельных волновых пакетов, каждый из которых образуется совокупностью фотонов определенного «сорта» с заданной энергией и направлением распространения. Это означает, что модельный пакет не проявляет таких свойств, как фаза и поляризация, и представляет собой некую несущую энергию квазичастицу, способную образовывать при взаимодействии аналогичные менее энергетичные частицы («расщепляться»).

Теоретическое моделирование позволяет исследовать совокупность различных начальных условий и свободно интерпретировать экспериментальные результаты в режиме реального времени. Это существенно облегчает работу и уменьшает затраты времени при планировании, подготовке экспериментов и анализе получаемых результатов. Однако большинство современных исследований в данной области основано на одномерном и/или двумерном представлении многократно рассеивающей среды, что заведомо накладывает довольно существенные ограничения на применимость полученных результатов. В соответствии с приведенными условиями целью данной работы является построение математической модели, отражающей процесс трехмерного распространения оптического излучения в живых тканях. При этом предполагается, что объем модельной среды представляет собой совокупность адресуемых (индексируемых) объемных элементов трёхмерного пространства. Выбор возможного для модельного пакета события вычисляется при его взаимодействии либо с элементарным объемом, либо с его поверхностью, если последняя является границей раздела между слоями с различающимися

оптическими свойствами. Для анализа статистических результатов численного исследования применяется модифицированная схема дифференциального метода обратного рассеяния [13, 14], сочетающая в себе преимущества оптической диффузионной томографии [15] и отражательной спектроскопии [3, 16].

1. Теоретическая модель 3D-визуализации

1.1. Постановка задачи

Визуализация структуры многократно рассеивающей среды осуществлялась с использованием алгоритма Монте-Карло, реализованного в виртуальной среде TracePro (Lambda Research Corporation). Развитая модель позволяет моделировать распределение энергии излучения в многослойных средах с варьируемой толщиной слоев, каждый из которых имеет собственные оптические характеристики, и может дополнительно включать локальные произвольно расположенные 3D-микро- и макрообъекты, оптически реализующиеся как неоднородности рассеивания или поглощения [13].

Наиболее интересно применение данной модели для исследования биологических объектов: кожного покрова, приповерхностных биологических структур (гиподерма, кровеносные сосуды, лимфатические узлы, железы внутренней секреции), эндоскопически доступных внутренних органов. Учитывая, что поверхностные биологические ткани (кожный покров) являются одними их наиболее сложных по строению, они были выбраны в качестве объекта численного исследования.

При моделировании биологической среды особое внимание обращалась на морфологические особенности их строения. Их корректный учет важен для принятия логически верных граничных условий моделирования, что непосредственно отражается на степени качественного и количественного совпадения результатов численных и физических экспериментов и, соответственно, на применимости разрабатываемых методов контроля. Поверхностная ткань имеет сложное микроскопическое строение [17, 18], однако можно выделить две физиологически различные по строению части: эпидермис и собственно кожу. Дерма, в свою очередь, делится на папиллярный (сосочковый) слой и ретикулярный (сетчатый). Однако, в связи со специфическим строением кровеносной сети в дерме можно выделить четыре оптически различных слоя: папиллярная дерма, дерма с поверхностным сплетением сосудов, ретикулярная дерма и дерма с глубинным сплетением сосудов. В этом случае модель биоткани как многократно рассеивающей среды может быть представлена в виде слоистой среды с варьируемой толщиной оптически разных слоев (рис. 1). Кроме того, глубинные слои могут включать в себя локально-ограниченные области опухолевых и/или некротических тканей, проявляющиеся как оптиче-

ские неоднородности и являющиеся локальными 3D-объектами (рис. 1).

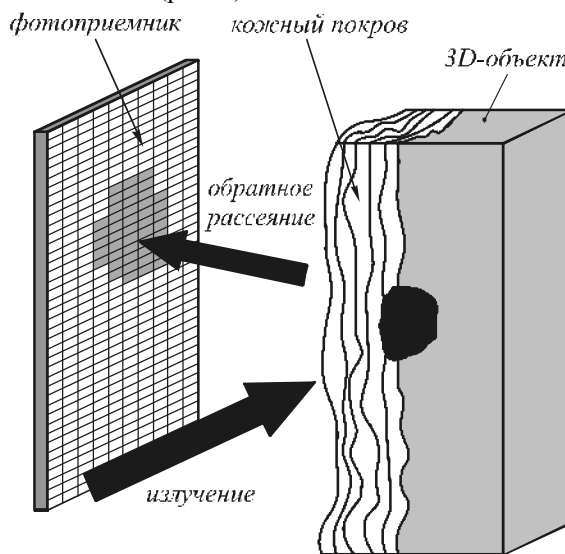


Рис. 1. Модельная схема регистрации на примере поверхностной биоткани. Слои (вглубь): эпидермис, папиллярная дерма, дерма с поверхностным сплетением сосудов, ретикулярная дерма, дерма с глубинным сплетением сосудов, гиподерма

Следует отметить, что точность прогнозирования результатов, получаемых с помощью подобной модели, существенным образом зависит от используемых феноменологических коэффициентов, что в свою очередь требует детального исследования спектральных характеристик биообъектов и проведения физических экспериментов по идентификации и уточнению оптических параметров. В данном случае введение описанных граничных условий модели предполагает лишь качественное совпадение данных физических и теоретических исследований биоткани.

Учет локальных неоднородностей среды существенно усложняет математическую модель, принципиально не позволяя свести ее к одномерной или двумерной модели, которая в данном случае может рассматриваться лишь как асимптотическое решение задачи. Наличие локальных неоднородностей приводит к перераспределению потока рассеянных и поглощенных фотонов как непосредственно в области локализации неоднородности, так и в прилегающих к ней областях биоткани. Это в свою очередь ведет к существенному перераспределению регистрируемой интенсивности обратного рассеяния.

Учитывая, что поперечное сечение падающего лазерного излучения, как правило, имеет величину от нескольких миллиметров (узкие пучки) до нескольких сантиметров (сканирование в широких пучках), в большинстве численных экспериментов логично пренебречь вариацией толщины слоя в поперечном сечении в пределах лазерного луча. Поскольку рассматриваемые локальные неоднородности не превышают данный размер, применение модели плоских слоев представляется удобным

непротиворечивым приближением. При этом в отсутствие неоднородностей и неограниченных поперечных размеров слоев данная численная модель дает решение, адекватное полученным ранее [2, 4, 9-12] в рамках двумерной модели, что подтверждает корректность применяемых численных методов и алгоритмов. Тогда решения для «слабо выраженных» неоднородностей можно рассматривать как возмущения, накладываемые на данное асимптотическое решение.

Численные значения параметров модели, для которых проводились массовые численные эксперименты, сведены в таб. 1, 2. Значения коэффициентов локальных неоднородностей варьировались относительно приведенных в таб.2 статистических коэффициентов.

Таблица 1. Геометрические параметры плоской поверхностной биоткани

Слой биоткани	z, мкм
Эпидермис	96
Папиллярная дерма	192
Дерма с поверхностным сплетением сосудов	192
Ретикулярная дерма	842
Дерма с глубинным сплетением сосудов	576
Гиподерма	16500

Таблица 2. Оптические параметры слоев поверхностной биоткани [2, 4, 10]

Слой	λ , мкм	n	μ_a , мм ⁻¹	μ_s , мм ⁻¹	g
Эпидермис	0,633	1,34	0,088	90	0,85
	0,7	1,34	0,069	100	0,85
	0,9	1,34	0,06	95	0,85
Папиллярная дерма	0,633	1,39	0,015	18,7	0,9
	0,7	1,39	0,014	30	0,9
	0,9	1,39	0,089	25	0,9
Дерма с поверхностным сплетением сосудов	0,633	1,4	0,013	35	0,95
	0,7	1,4	0,011	26	0,95
	0,9	1,4	0,12	22	0,95
Ретикулярная дерма	0,633	1,39	0,01	19	0,76
	0,7	1,39	0,01	20	0,76
	0,9	1,39	0,12	24,6	0,76
Дерма с глубинным сплетением сосудов	0,633	1,4	0,011	25	0,95
	0,7	1,4	0,01	35	0,95
	0,9	1,4	0,15	27	0,95
Гиподерма	0,633	1,44	0,011	13	0,8
	0,7	1,44	0,01	15	0,8
	0,9	1,44	0,1	11	0,8

В целях визуализации макронеоднородностей использовался низкоинтенсивный дихроматический пучок, состоящий из опорной и сигнальной ИК компонент. Предполагалось, что оптические параметры неоднородности существенно отличаются от параметров окружающей ткани только для сигнальной длины волны. Объем модельной среды превышал область распространения излучения при заданной конфигурации и спектральных характеристиках источника.

Следует отметить, что информацию о локальных неоднородностях несет только диффузно-рассеянная часть излучения, которая имеет существенно отличающуюся от зеркальной диаграмму направленности. Вместе с тем, интенсивность зеркально-отраженного излучения может значительно превосходить интенсивность диффузно-рассеянного излучения. Для пространственного разделения зеркальной и диффузной компонент рассеянного назад излучения пучок направлялся под определенным углом к поверхности исследуемой среды (рис. 1).

Интенсивность и диаграмма направленности обратного рассеянного излучения непосредственно связаны с оптическими параметрами и многослойным и неоднородным строением биоткани. Для регистрации интенсивности обратного рассеяния использовался фотоприемник, расположенный на фиксированном расстоянии от облучаемой среды (рис. 1) и имитирующий матрицу с произвольным набором фоточувствительных элементов. Поглощением и рассеянием в окружающей среде (между исследуемой средой и приемником) пренебрегалось, фоточувствительные элементы приемника предполагались абсолютно поглощающими.

Объем многослойной среды и локальных 3D-объектов, а также поверхность фотоприемника были поделены на условно-элементарные ячейки, в каждой из которых вычислялась доля поглощенной энергии для каждой спектральной компоненты излучения.

Предположенная спектральная разница в оптических коэффициентах неоднородностей приводит к существенному различию как в распределение спектральной плотности I_A поглощенного излучения внутри среды, так и в распределение спектральной плотности интенсивности I_S рассеянного назад излучения, регистрируемого на фотоприемнике. Это позволяет ввести дифференциальные характеристики системы, которые можно определить как дифференциальные спектральные плотности интенсивности на фотоприемнике и в объеме биоткани:

$$dI_{S(A)_k} = \frac{dn_k(\lambda)}{d\lambda}, \quad (1)$$

где k – индекс ячейки среды или фотоприемника, а

$$n_k(\lambda) = \frac{N_{I_{S(A)_k}}(\lambda)}{N_0} \quad (2)$$

– доля поглощенных в ячейке k фотонов, нормированная на общее число фотонов в пакете N_0 .

Соответственно, интегральные характеристики вычисляются как:

$$\Delta I_{S(A)} = \sum_k dn_k(\lambda), \quad (3)$$

где пределы суммирования выбирались в зависимости от анализируемой ситуации – поглощение в

слое, 3D-объекте, полная интенсивность рассеянного излучения и т. д.

1.2. Исследование сходимости метода

Сходимость статистического метода Монте-Карло непосредственно связана с объемом используемой выборки, в данном случае с количеством тестовых квазичастиц (фотонов) [8]. Для задач одно- и двухмерной геометрии число световых частиц, минимально достаточное для визуализации распределения излучения в биоткани, обычно составляет 10^6 . Однако трехмерная геометрия выбранной модели и наличие локальных неоднородностей требует проведения дополнительных исследований по определению порога сходимости.

Порог сходимости статистического решения Монте-Карло определялся на основе численных экспериментов. Был исследован случай присутствия неоднородности рассеяния в гиподерме, отвечающий наихудшему варианту в плане сходимости метода. В качестве индикаторов сходимости решения принимался выход на стационарное значение величины поглощенной в подкожной жировой клетчатке энергии и интегральной интенсивности обратного рассеянного излучения, регистрируемой на фотоприемнике. Пороговый статистический вес модельного пакета, при котором он исключался из дальнейшего расчета распределения, задавался равным 0,001 от его первоначального уровня. Характерная зависимость величины интегрального потока обратного рассеяния в зависимости от количества тестовых фотонов представлена на рис. 2.

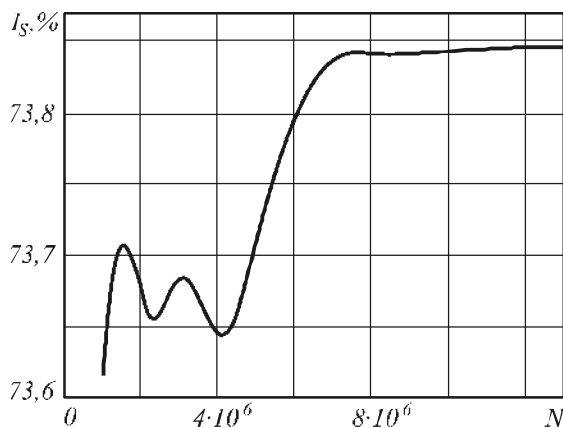


Рис. 2. Зависимость интегральной величины спектральной плотности интенсивности I_s на фотоприемнике от количества тестовых фотонов N в случае присутствия неоднородности рассеяния в гиподерме

Видно, что в случае присутствия неоднородности рассеяния в гиподерме для обеспечения погрешности менее одного процента требуется, по крайней мере, 10^7 тестовых фотонов. Данное значение было выбрано в качестве минимального необходимого критерия, при котором проводились все

последующие численные эксперименты. Контроль сходимости осуществлялся для каждого численного эксперимента.

2. Дифференциальная спектральная плотность интенсивности

2.1. Пространственное распределение интенсивности обратного рассеяния

Для выявления основных тенденций при распространении излучения в биоткани были исследованы две принципиально разные модели спектральных неоднородностей: неоднородность поглощения и неоднородность рассеяния. Первая модель соответствует упоминавшемуся ранее участку некротической ткани (или гематомы). Данная модель характеризуется значительным коэффициентом поглощения на сигнальной длине волны дихроматического падающего пучка при сравнительно малом возрастании рассеяния. Вторая модель (неоднородность рассеяния) проявляет себя преимущественно в виде повышенного коэффициента рассеяния, что соответствует модели опухолевого образования.

В связи с наклонным падением излучения распределение интенсивности обратного рассеяния на поверхности фотоприемника (рис. 3) имеет два выраженных пика. Более узкий пик соответствует зеркальному отражению и не дает вклада в дифференциальные характеристики рассеяния (1), в то время как энергетическая форма центрального пика является нелинейной функцией пространственного распределения оптических параметров среды и локальных неоднородностей.

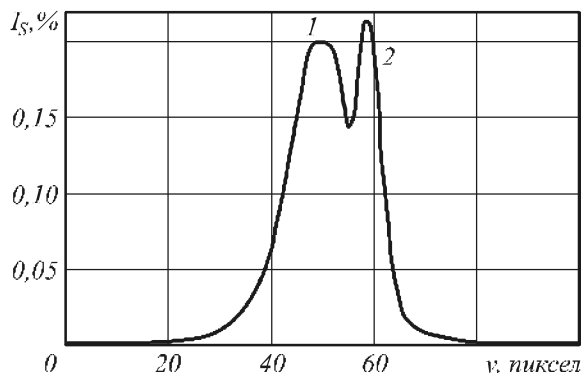


Рис. 3. Продольное распределение интенсивности обратного рассеяния (опорная длина волны):
1 – диффузно-рассеянное излучение,
2 – зеркальное отражение

На рис. 4а более подробно представлено распределение интенсивности диффузного рассеяния в случае отсутствия оптической неоднородности (кривая 1) и для неоднородности поглощения в гиподерме на сигнальной длине волны ($\mu_a / \mu_{a0} = 20$, индекс 0 соответствует среднему значению параметра окружающей биоткани) (кривая 2). Ввиду неограниченного поперечного размера слоев случай 1 асимптотически соответствует приближению дву-

мерной модели, что подтверждает совпадение полученных данных для данного случая с работами других авторов [2, 10].

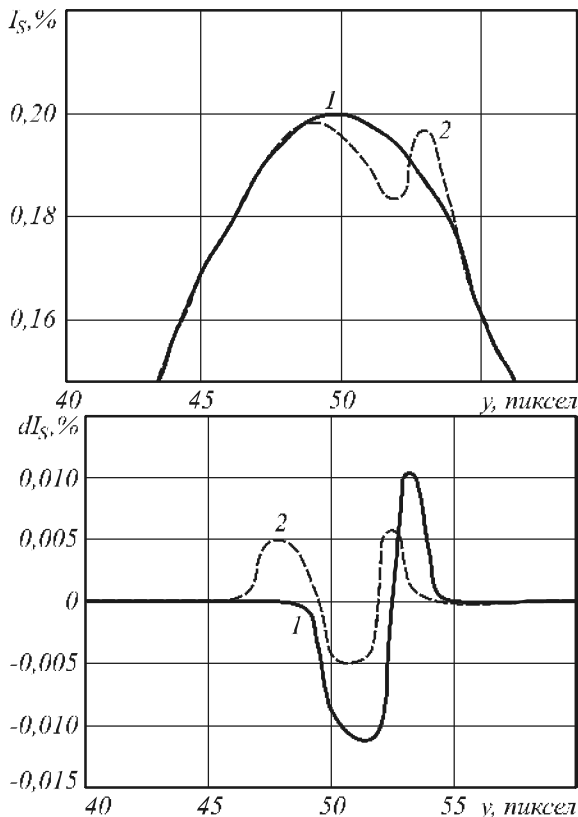


Рис. 4. Продольное распределение диффузно-рассеянного излучения: а – спектральная плотность интенсивности (сигнальная волна) в отсутствие неоднородности (1) и для неоднородности поглощения (2); б – дифференциальная спектральная плотность для неоднородности поглощения (1) и рассеяния (2)

Как следует из рис. 4, присутствие неоднородности поглощения приводит к образованию провала в центральном пике диффузно-рассеянного излучения, что позволяет рассчитать для нее дифференциальную спектральную плотность интенсивности на фотоприемнике (рис. 4б – кривая 1). Присутствие неоднородности рассеяния ($\mu_s / \mu_{s0} = 3,2$) качественно проявляется аналогично – в виде провала в центре распределения дифференциальной интенсивности обратного рассеяния (рис. 4б – кривая 2). Однако причины появления провалов в распределении дифференциальных интенсивностей существенно разные. Если в случае поглощающей неоднородности наличие провала отражает факт заметного увеличения поглощения в области локализации неоднородности, то неоднородность рассеяния проявляется, прежде всего, в уширении диаграммы рассеяния.

В последнем случае в области локализации неоднородности фотоны испытывают большее число актов рассеяния (с изменением направления распространения), что приводит к перераспределению интенсивности рассеяния с образованием «симметрич-

ного» провала даже при наклонном падении излучения. В случае же поглощающей неоднородности провал имеет несимметричный вид, что является следствием «затенения» глубинных слоев, расположенных за неоднородностью.

2.2. Характеристики поглощения в объеме поверхностной биоткани

Изменение распределения интенсивности на фотоприемнике (рис. 4) является следствием перераспределения поглощенной и рассеянной энергии непосредственно в глубине исследуемой среды и, прежде всего, в месте локализации неоднородности.

Спектральное различие в распределении поглощенной энергии по глубине поверхностной биоткани (рис. 5а) позволяет рассчитывать дифференциальные характеристики поглощения биологической системы (рис. 5б). Темные области на рис. 5 (и далее на рис. 6-8, 11) соответствуют расположению слоев поверхностной биоткани и неоднородности по глубине. Остальное пространство занимает гиподерма (табл. 1). Видно, что наличие локальной неоднородности приводит к появлению пика или провала в распределении дифференциальной плотности поглощенной энергии в области локализации соответственно неоднородности поглощения или рассеяния (рис. 5б).

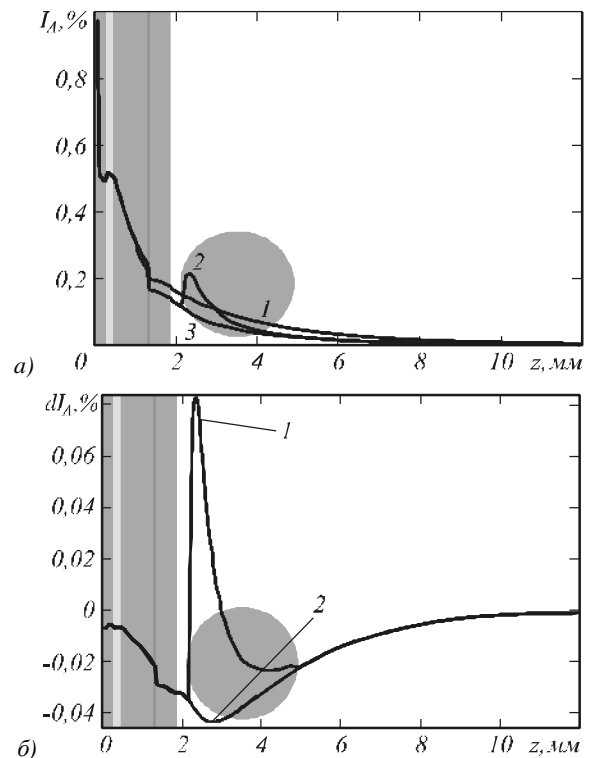


Рис. 5. Распределение плотности поглощенной энергии по глубине биологической среды:

- а – интегральное поглощение для опорной (1) и сигнальной волны в присутствии неоднородности поглощения (2) и рассеяния (3) в гиподерме;
б – дифференциальная спектральная плотность поглощения для неоднородности поглощения (1) и неоднородности рассеяния (2)

3. Исследование зависимости дифференциальных характеристик от параметров макронеоднородности

В целях создания алгоритма объемной визуализации многократно рассеивающей среды значительный интерес представляет определение базовых зависимостей спектральных дифференциальных и интегральных характеристик от оптических и геометрических параметров неоднородностей. В настоящей работе были исследованы зависимости от коэффициентов поглощения и рассеяния, эффективного диаметра, глубины залегания и формы границы неоднородности. В большинстве реальных случаев данные факторы проявляются в совокупности, однако для выявления основных тенденций и наиболее значимых факторов, численные эксперименты проводились для тождественных неоднородностей поглощения (рассеяния), различающихся по одному из вышеприведенных параметров.

Все зависимости получены для относительных оптических параметров неоднородностей, которые нормировались на среднее известное значение соответствующего параметра. Оптические характеристики слоев среды принимались тождественными для обеих длин волн дихроматического пучка, а величины коэффициентов рассеяния и поглощения локальных неоднородностей существенно отличаются от окружающей среды только для сигнальной длины волны. Вследствие этого распределение интенсивности на опорной длине волны фактически соответствует распределению на сигнальной длине волны в отсутствие локальной неоднородности. В связи с вышесказанным для минимизации расчетного времени все дальнейшие численные эксперименты проводились только для монохроматического излучения, длина волны которого выбиралась равной сигнальной, а дифференциальные характеристики рассчитывались по отношению к случаю отсутствия неоднородностей.

3.1. Зависимость от оптических коэффициентов

Для выявления влияния зависимости дифференциальных спектральных характеристик от коэффициентов поглощения и рассеяния были проведены численные эксперименты с неоднородностями поглощения идентичного диаметра и локализации. На рис.6 представлена картина распределения дифференциальной спектральной плотности в объеме поверхностной биоткани для различных коэффициентов поглощения. Видно, что увеличение относительного коэффициента поглощения неоднородности по сравнению со средним аналогичным показателем здоровой ткани ведет к возрастанию пика дифференциального поглощения, что, в свою очередь, приводит к изменению распределения дифференциальной интенсивности излучения на фотоприемнике. Увеличение коэффициента рассеяния неоднородности приводит к уменьшению дифференциальной спектральной плотности поглощения в биоткани и

сдвигу пика максимального поглощения к поверхности кожного покрова (рис. 7).

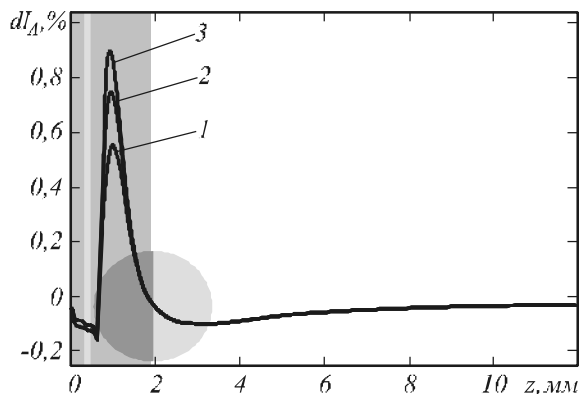


Рис. 6. Распределение дифференциальной плотности поглощенной энергии по глубине среды для неоднородностей с относительным коэффициентом поглощения: 40 (1), 60 (2), 80 (3)

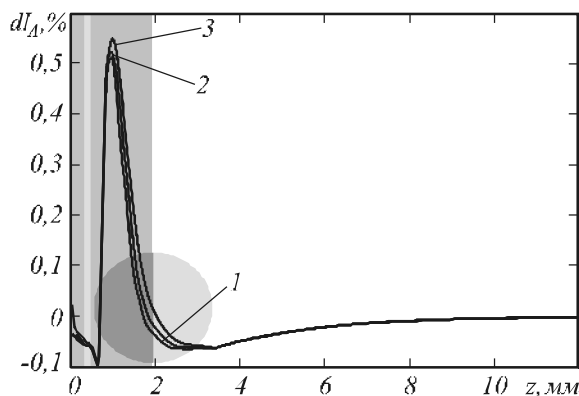


Рис. 7. Распределение дифференциальной плотности поглощенной энергии по глубине среды для неоднородностей с относительным коэффициентом рассеяния: 0,25 (1); 0,2 (2); 0,14 (3)

3.2. Зависимость от геометрических параметров

Анализ влияния эффективного диаметра и глубины залегания неоднородности на распределение дифференциальных характеристик проводился на примере сферической неоднородности поглощения с вариацией ее диаметра или глубины локализации. Оптические параметры неоднородности соответствовали кривой дифференциальной плотности поглощения 1 на рис. 6.

Тождественные неоднородности, различающиеся по диаметру, идентифицировались по первой сферической границе, а именно, по точке, наиболее близко расположенной к поверхности биологической ткани. В рамках описанного допущения представленная зависимость распределения дифференциального поглощения по глубине (рис. 8) в действительности является функцией двух переменных, а именно, диаметра и глубины залегания неоднородности. При этом ясно, что основной вклад в распределение дифференциального поглощения по глубине вносят первые слои неоднородности.

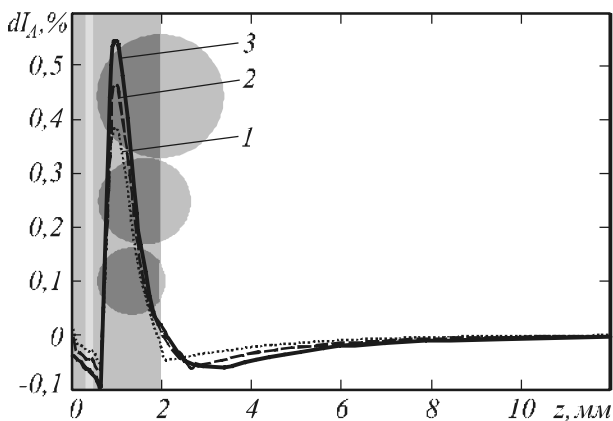


Рис. 8. Распределение дифференциальной плотности поглощенной энергии по глубине для неоднородностей поглощения диаметром 1,4 мм (1); 2 мм (2); 2,4 мм (3)

Очевидно, что увеличение диаметра неоднородности приводит к уменьшению интенсивности диффузно-рассеянной части излучения (рис. 9), что позволяет рассматривать дифференциальную спектральную плотность интенсивности на фотоприемнике как функцию диаметра локальной неоднородности.



Рис. 9. Карта уровней интенсивности на фотоприемнике в отсутствии неоднородности (а) и для неоднородности диаметром 1,4 мм (б); 2 мм (в); 2,8 мм (г)

Выделение дифференциальной части интенсивности (рис. 10) иллюстрирует корреляцию полуширины центрального пятна с диаметром локальной неоднородности. Как следует из проведенных численных экспериментов, при уменьшении диаметра неоднородности менее 1 мм (при прочих равных условиях) дифференциальная плотность интенсивности на фотоприемнике стремится к нулю. Полученные результаты позволяют оценить степень возможной детализации исследуемой среды с помощью метода обратного дифференциального рассеяния.

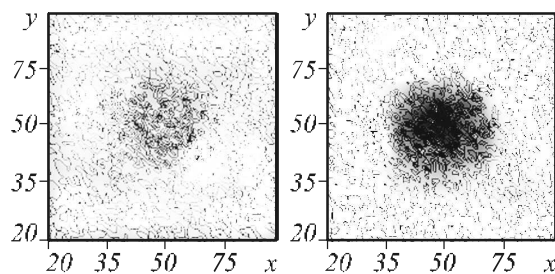


Рис. 10. Распределение дифференциальной плотности интенсивности dI_S на фотоприемнике для неоднородности диаметром 1,4 мм (а); 2,8 мм (б); где x – поперечный, y – продольный размеры фотоприемника в относительных единицах

Глубина залегания неоднородности определялась исходя из локализации центра условной оптически неоднородной сферы. Из сравнения графиков на рис. 11 видно, что увеличение глубины локализации ведет к уменьшению и размытию пика дифференциальной плотности поглощения, что, в свою очередь, приводит к снижению дифференциальной плотности интенсивности на фотоприемнике.

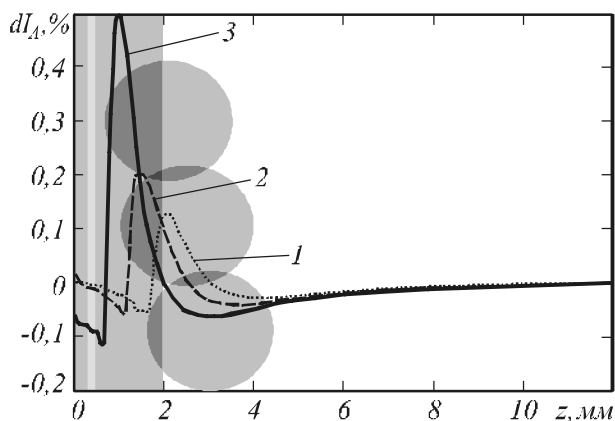


Рис. 11. Распределение дифференциальной плотности поглощенной энергии по глубине для неоднородностей, локализованных на расстоянии 2 мм (1); 2,5 мм (2); 3 мм (3) от поверхности

3.3. Форма границы неоднородности

Предыдущий анализ основывался на предположении об иммерсионной границе локальной неоднородности, т. е. действительная часть показателя преломления неоднородности n равнялась среднему значению показателя преломления окружающей среды n_0 . В тоже время наличие границы может приводить к рефракции и дополнительному перераспределению энергии в объеме среды. Для учета данного факта были проанализированы неоднородности рефракционного типа ($n \neq n_0$).

На рис. 12 представлено продольное распределение дифференциальной плотности интенсивности на фотоприемнике для рефракционных неоднородностей поглощения (кривая 1) и рассеяния (кривая 2).

Их оптические коэффициенты поглощения и рассеяния, а также геометрические параметры соответствуют рассмотренным выше (рис. 4) иммерсионным неоднородностям, а $n/n_0=1,1$. Из сравнения рис. 4б и 12 видно, что в случае рефракционной неоднородности с резкой границей провал в распределении интенсивности сглаживается (неоднородность рассеяния) или полностью исчезает (неоднородность поглощения), а диаграмма рассеяния существенно уширяется.

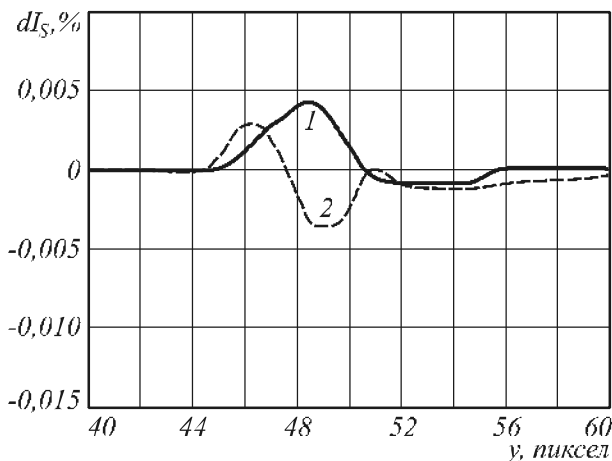


Рис. 12. Дифференциальная плотность интенсивности на фотоприемнике для рефракционной неоднородности поглощения (1) и рассеяния (2)

Присутствие границы оказывает непосредственное влияние на характер распространения излучения внутри биологической ткани в первую очередь за счет появления дополнительного френелевского отражения от локальной границы раздела. При этом высота пика дифференциального поглощения падает, а азимутальное распределение поглощенной энергии уширяется, что в конечном итоге приводит к уширению диаграммы рассеяния (рис. 12).

Существенный вклад в вариацию интенсивности обратного рассеяния и локального поглощения может вносить распределение плотности неоднородности на границе раздела, т. е. градиент показателя преломления на границе «окружающая ткань-неоднородность». Для выявления влияния данного фактора на распределение поглощенной энергии были проведены численные эксперименты для сферической неоднородности тождественного диаметра с размытой границей (экспоненциальное изменение показателя преломления в пределах «размытой» границы). Значения коэффициентов поглощения и рассеяния выбирались равными случаю 1 рис.6. Размер размытой границы составлял 80% от диаметра неоднородности, при этом показатель преломления изменялся от периферии ($n=n_0$) к центру на 11%. Распределение дифференциальной спектральной плотности поглощенной энергии по глубине поверхностной биоткани для неоднородностей с резкой и размытой границей представлено на рис. 13.

Очевидно, что неоднородность с размытой границей характеризуется большим поглощением, что, вероятно, связано с увеличением доли энергии, попадающей в область локального поглощения за счет большей «прозрачности» границы.

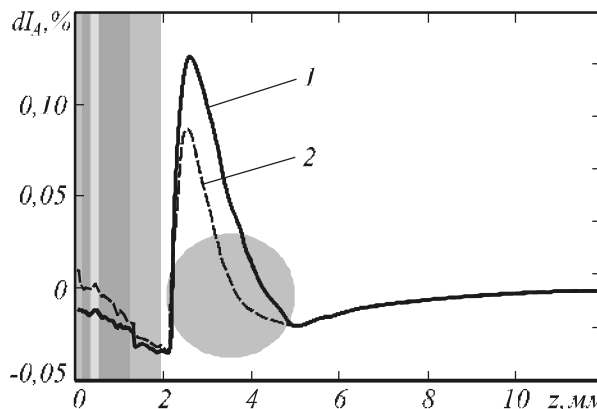


Рис. 13. Распределение дифференциальной плотности поглощенной энергии по глубине для неоднородностей с размытой (1) и резкой (2) формой границы

Следует отметить, что в большинстве случаев спектральные приповерхностные неоднородности биоткани можно представить только в виде флуктуаций коэффициентов поглощения и/или рассеяния для определенных (резонансных) длин волн. При этом неоднородность проявляет себя как неоднородность иммерсионного типа, а наличие физической (рефракционной) границы, как, например, в случае некротической ткани, учитывается фазовой функцией рассеяния (в данном случае функцией Хенри-Гринштейна) и коэффициентом рассеяния 3D-области и окружающих слоев многократно рассеивающей среды.

Заключение

Созданный алгоритм может быть использован в качестве базового для развития методов модельной регистрации и пространственной локализации приповерхностных неоднородностей многократно рассеивающих сред произвольной конфигурации, в том числе, и биологических сред.

Необходимо отметить, что оптические параметры модели являются статистическими и нуждаются в уточнении посредством натуральных экспериментов с многократно рассеивающими средами, прежде всего с биологическими объектами.

Благодарности

Работа выполнена при поддержке аналитической ведомственной целевой программы «Развитие научного потенциала высшей школы» (2006-2008 годы) и гранта РФФИ 07-02-96607-р_поволжье_a, а также российско-американской программы «Фундаментальные исследования и высшее образование» («BRHE»).

Литература

1. Исимару А. Распространение и рассеяние волн в случайно-неоднородных средах. - М.: Мир, 1981.
2. Тучин В.В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях. - Саратов: Изд-во Саратов. Унта, 1998. - 348 с.
3. Лазерная аналитическая спектроскопия / Под ред. В.С. Летохова. - М.: Наука, 1986.
4. Tuchin V.V. Tissue Optics: light scattering methods and instruments for medical diagnosis // 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 // Bellingham, Washington USA: SPIE PRESS, 2002.
7. Vo-Dinh T. (Ed.) Biomedical Photonics Handbook // Boca Raton, FL: CRC Press, 2003.
8. Соболев И.М. Численные методы Монте-Карло. - М., Наука, 1973.
9. Jacques S.L., Wang L.-H., Zheng L.-Q. MCML - Monte Carlo modeling of photon transport in multi-layered tissues // Computer Methods and Programs in Biomedicine, 1995. - Vol. 47. - P. 131-146.
10. Меглинский И.В. Моделирование спектров отражения оптического излучения от случайно-неоднородных многослойных сильно рассеивающих поглощающих свет сред методом Монте-Карло // Квантовая электроника, 2001. - Т. 31. - №12. - С. 1101-1107.
11. Kuzmin V.L., Meglinski I.V. Coherent Multiple Scattering Effects and Monte Carlo Method // JETP Letters, 2004. - Vol. 79. - №3. - P. 109-112.
12. Словецкий С. Д. Моделирование распространения оптического излучения в слоистой случайно-неоднородной среде методом Монте-Карло // Радиотехника, 1994. - №7.
13. Sindyayeva A.R., Zakharov V.P. Localization of tissue pathological changes // Proceedings of SPIE, 2007. - Vol. 6734.
14. Воробьева Е.В., Захаров В.П., Козлов Р.В., Котова С.П., Тимченко П.Е., Якуткин В.В. Сравнительный спектральный анализ обратного рассеяния излучения растительной и живой тканью // Физика волновых процессов и радиотехнические системы, 2005. - Т. 8. - №3. - С. 69-74.
15. Medical optical tomography: functional imaging and monitoring // Eds Mueller G., Chance B., Alfano R. et al. Bellingham, Washington USA: SPIE PRESS, 1993. - Vol. IS11.
16. Синичкин Ю.П., Пилипенко Е.А. Спектроскопия кожи человека in vivo. I. Спектры отражения // Оптика и спектроскопия, 1996. - Т. 80. - №2. - С. 260-267.
17. Montagna and Parakkal P.F. The Structure and Function of Skin // Academic Press, 1997.
18. Гаврилов Л.Ф., Татаринцев В.Г. Анатомия. - М.: Медицина, 1978.

3D-VISUALIZATION OF MULTIPLE SCATTERING MEDIUM

V.P. Zakharov¹, A.R. Sindyaeva¹

¹Samara State Aerospace University, Samara, Russia

Abstract

The paper is dedicated to theoretical research of propagation of low-intensity optical laser emission in multiple scattering media, and it is focused on creating a flexible 3D-visualization optical system thereof. When analyzing an object internal structure and the processes running therein, it is necessary in most cases to consider not absolute values of optical parameters, but their spatiotemporal fluctuations. In this regard, as the basic research method, we selected the differential algorithm of the back scattering method. We built a 3D-model of multiple scattering in TracePro software medium using the Monte Carlo statistical method. We also conducted numerical experiments on mathematical modeling and structural visualization of the laser-and-object interaction. We determined the dependence of differential characteristics of scattered emission on the topology and optical parameters of the medium. Based on the data obtained we come to the conclusion that it's possible to use the developed 3D-model in order to solve diagnostics problems for multiple scattering objects, in particular, bio-objects.

Keywords: multiple scattering media, 3D-visualization, spatiotemporal fluctuations

Citation: Zakharov VP, Sindyaeva AR. 3D-visualization of multiple scattering medium [In Russian]. Computer Optics 2007; 31(4): 44-52.

Acknowledgements: The work was supported under the Development of Scientific Potential in Higher Education 2006-2008 Analytical Scientific Grant Program, by the Russian Foundation for Basic Research (RFBR) grant No. 07-02-96607-r_povolzie_a, and also under the Russian-American Basic Research and Higher Education Program (BRHE).

References:

- [1] Ishimaru A. Wave propagation and scattering in random inhomogeneous media [In Russian]. Moscow: "Mir" Publisher, 1981.
- [2] Tuchin VV. Lasers and fiber optics in bio-medical research [In Russian]. Saratov: Saratov University Press, 1998; 348 p.
- [3] Laser analytical spectroscopy. Edited by V.S. Letokhov [In Russian]. Moscow: "Nauka" Publisher, 1986.
- [4] Tuchin VV. Tissue Optics: light scattering methods and instruments for medical diagnosis. Bellingham, Washington USA, 2000.
- [5] Special issue: Photon Correlation and Scattering. Appl. Opt., 2001; 40.
- [6] Tuchin VV. Handbook of Optical Biomedical Diagnostics. Bellingham, Washington USA, 2002.
- [7] Vo-Dinh T. (ed.) Biomedical Photonics Handbook. Boca Raton, FL: CRC Press, 2003.
- [8] Sobol IM. Numerical Monte Carlo methods [In Russian]. Moscow: "Nauka" Publisher, 1973.
- [9] Jacques SL, Wang L-H, Zheng L-Q. MCML – Monte-Carlo modeling of photon transport in multi-layered tissues. Computer Methods and Programs in Biomedicine 1995; 47: 131-146.
- [10] Meglinski IV. Modeling the reflectance spectra of the optical radiation for random inhomogeneous multi-layered highly scattering and absorbing media by the Monte Carlo technique [In Russian]. Quantum Electronics 2001; 31(12): 1101-1107.
- [11] Kuzmin VL, Meglinski IV. Coherent Multiple Scattering Effects and Monte Carlo Method. JETP Letters 2004; 79(3): 109-112.
- [12] Slovetskiy SD. Monte Carlo simulation of light propagation in random inhomogeneous layered medium [In Russian]. Radio Engineering Publisher, 1994; 7.
- [13] Sindyaeva AR, Zakharov VP. Localization of tissue pathological changes. Proceedings of SPIE 2007: 6734.
- [14] Vorobieva EV, Zakharov VP, Kozlov RV, Kotova SP, Timchenko PE, Yakutin VV. Comparative analysis of backscattering spectra by plant and living tissues [In Russia]. Physics of Wave Processes and Radio Systems 2005; 8(3): 69-74
- [15] Medical optical tomography: functional imaging and monitoring. Eds Mueller G., Chance B., Alfano R. et al. Bellingham, Washington USA, 1993; IS11.
- [16] Sinichkin YuP, Pilipenko EA. In vivo spectroscopy of human skin. I. Reflectance spectra [In Russian]. Optics and Spectroscopy 1996; 80(2): 260-267.
- [17] Montagna, Parakkal PF. The Structure and Function of Skin. Academic Press, 1997.
- [18] Gavrilov LF, Tatarinov VG. Anatomy [In Russian]. Moscow: "Medicine" Publisher, 1978.