

В.И. Букатый, Т.К. Кронберг, Д.В. Михеев

Пространственное и угловое распределение светового поля в ансамбле частиц с сильно вытянутой индикатрисой рассеяния

Алтайский государственный университет

Поступила в редакцию 7.12.2000 г.

Численный метод Монте-Карло применяется к исследованию распространения излучения от точечного мононаправленного источника в слое крови. Авторы получили распределение потока энергии на толщине слоя, в поперечном сечении пучка, построили индикатрисы рассеяния слоем крови при различных глубинах проникновения излучения.

Для большого класса задач, связанных с прохождением излучения через рассеивающие среды (атмосферу, океан, биологические объекты), актуальной является информация о трансформации светового пучка по угловой и радиальной переменным [1–5]. Индикатриса рассеяния многих природных сред (морская вода, облака, кровь и т.п.) является сильно вытянутой. Для подобных сред в [6] получены аналитические выражения для угловой и пространственной структуры пучка на основе решения уравнения переноса излучения в малоугловом приближении. Однако если имеется система частиц с плотной упаковкой, то используются альтернативные методы расчета переноса излучения. Для изучения закономерностей прохождения излучения через среды с плотной упаковкой удобно выбрать кровь. С одной стороны, распространение излучения через кровь представляет интерес для клинической медицины в качестве диагностики заболеваний, с другой стороны, отработанные методики расчета многократного рассеяния могут быть применены к другим плотноупакованным средам со схожими оптическими свойствами.

В настоящей работе рассматриваются особенности пространственного и углового распределения световой энергии в слое крови. Кровь состоит из плазмы с взвешенными в ней эритроцитами (красными кровяными тельцами), лейкоцитами и тромбоцитами. Основными рассеивающими объектами в крови являются эритроциты, так как их концентрация значительно превосходит концентрацию двух последних элементов крови и достигает величины $n = 5 \cdot 10^6 \text{ л/мм}^3$. В зависимости от физико-химических условий форма эритроцитов может меняться от дискообразной до сферической при постоянном объеме. Дискообразные эритроциты имеют следующие характерные линейные размеры: диаметр $7 \div 9 \text{ мкм}$, толщина в центре 1 мкм , по краю – 2 мкм . Для диагностики заболеваний используется красная область видимого диапазона электромагнитных волн. Для длины волны $\lambda = 662 \text{ нм}$ сечения рассеяния и поглощения отдельным эритроцитом равны соответственно $\sigma_{\text{рас}} = 57,2 \text{ мкм}^2$, $\sigma_{\text{пог}} = 0,06 \text{ мкм}^2$ [5]. Линейные размеры эритроцита на порядок превышают длину волны, поэтому эритроцит является сильно анизотропным рассеивателем со средним косинусом угла рассеяния $g = \langle \cos\theta \rangle = 0,995$. Вся световая энергия, падающая на эритроцит, рассеивается преимущественно в направлении вперед. В оптике био-

тканей индикатриса рассеяния света эритроцитом аппроксимируется функцией Хенны–Гринштейна [5]:

$$p(\theta) = \frac{1}{4\pi} \frac{1 - g^2}{(1 + g^2 - 2g \cos\theta)^{3/2}}, \quad (1)$$

где угол θ отсчитывается от направления падения светового луча на частицу.

В приближении (1) сложная форма эритроцита заменяется сферической. Эритроциты занимают 40% объема крови. Столь плотная упаковка красных кровяных телец приводит к необходимости учета многократного рассеяния света. Такие задачи часто решаются методом статистического моделирования.

Конкретизируем постановку задачи. Пусть поток фотонов с длиной волны λ от точечного мононаправленного источника падает по нормали на поверхность крови. Начальная энергия в импульсе равна W_0 . В зависимости от глубины проникновения h в толщину крови требуется определить пространственное и угловое распределение интенсивности лазерного излучения. За начало координат принимается точка падения фотона на слой крови. Методом Монте-Карло моделируется траектория движения фотона [7]. Акты рассеяния и поглощения происходят с вероятностями

$$p_{\text{рас}} = \sigma_{\text{рас}} / \sigma_{\text{осл}}, \quad p_{\text{пог}} = \sigma_{\text{пог}} / \sigma_{\text{осл}}$$

где $\sigma_{\text{осл}} = \sigma_{\text{рас}} + \sigma_{\text{пог}}$ – сечение ослабления. Так как эритроциты распределены хаотично, то длина свободного пробега фотона между двумя последовательными столкновениями является случайной величиной с плотностью вероятностей

$$p(\tau) = \frac{1}{\tau_0} \exp(-\tau / \tau_0),$$

где $\tau_0 = n\sigma_{\text{осл}}$ – средняя длина свободного пробега. Вычисление координат x_{n+1} , y_{n+1} , z_{n+1} очередной точки столкновения фотона производится по формулам

$$x_{n+1} = x_n + a_n t_n;$$

$$y_{n+1} = y_n + b_n t_n;$$

$$z_{n+1} = z_n + c_n t_n.$$

Здесь единичный вектор (a_n, b_n, c_n) определяет направление движения фотона, рассеянного в точке с координатами (x_n, y_n, z_n) ; t_n – путь, пройденный до нового столкновения и вычисленный по формуле $t_n = -\tau_0 \ln \gamma$, где случайная величина γ разыгрывается с помощью датчика случайных чисел. Компоненты единичного вектора, определяющие направление пробега фотона после столкновения, являются функцией угловых переменных θ и φ . Случайная величина $\cos \theta$ распределена с плотностью вероятностей Хенни–Гринштейна (1), угол φ является изотропным. Процесс продолжается до тех пор, пока фотон не выйдет из слоя или не поглотится. Статистические оценки исследуемых величин получаются по числу испытаний $N = 500000$.

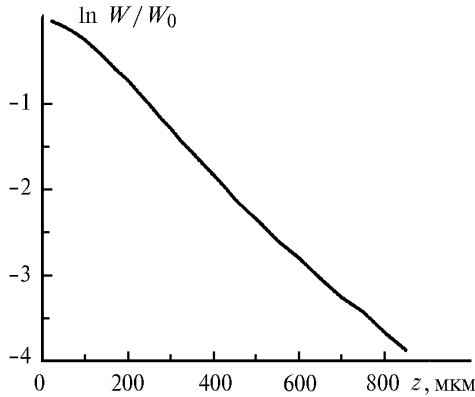


Рис. 1. Логарифмическая зависимость нормированного потока энергии W/W_0 от глубины z

На различных глубинах h от 25 до 850 мкм производится подсчет фотонов, попавших в кольцевые зоны шириной 10 мкм, на которые разбиваются плоскости, перпендикулярные оси z . За исключением начального участка трассы полный нормированный поток энергии W убывает по экспоненте в зависимости от координаты z (рис. 1). Вблизи от точки падения излучения на слой крови потери энергии, связанные с поглощением и обратным рассеянием, малы, поэтому убыль энергии пропорциональна пройденному пути. Эффективная глубина проникновения излучения, которая определяется по убыли потока энергии в e раз, равна $z_{эф} = 850$ мкм. Доля поглощенной энергии составляет при этом 39%, доля энергии, рассеянной в обратном направлении, – 25% от падающей энергии на слой крови. Энергия переносится преимущественно в узкой приосевой области. Многократное рассеяние выносит энергию с оси пучка в приосевую область и перераспределяет ее по поперечному сечению.

Уширение пучка показано на рис. 2, где представлены зависимости потока энергии от радиальной переменной $\rho = (x, y)$ в поперечном сечении на различных глубинах h . Максимум потока энергии смещается в поперечном направлении на расстоянии 10 ± 20 мкм от оси пучка. На глубине 500 мкм 70% рассеянной вперед световой энергии сосредоточено в пучке размером 40 мкм.

В угловой структуре рассеянного света наблюдается сдвиг наиболее вероятного угла $\theta_{н.в}$ рассеяния слоем в сторону больших значений с увеличением длины трассы h . При толще крови $h = 100$ мкм наиболее вероятный угол $\theta_{н.в} = 5,7^\circ$, что соответствует характерному углу рассеяния

одиночным эритроцитом со средним косинусом угла однократного рассеяния $\langle \cos \theta \rangle = 0,995$. На глубине $h = 850$ мкм наиболее вероятный угол рассеяния становится равным 25° . В индикатрисе рассеяния света слоем крови образуется кратер, который углубляется с увеличением толщины слоя (рис. 3).

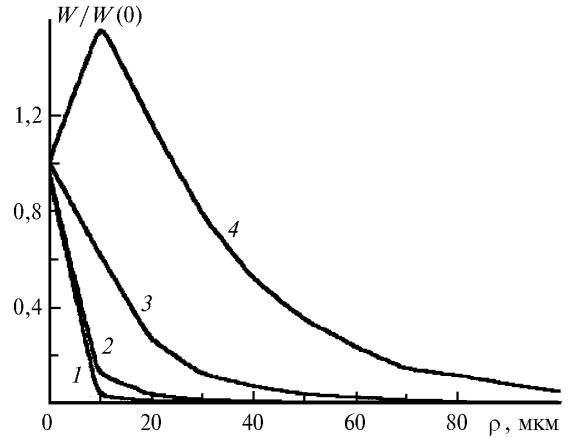


Рис. 2. Зависимость нормированного потока энергии $W/W(0)$ от радиальной переменной ρ в поперечном сечении пучка при различных глубинах h : 50 (1), 100 (2), 250 (3), 500 (4) мкм; $W(0)$ – энергия на оси пучка в точке с координатой $z = h$

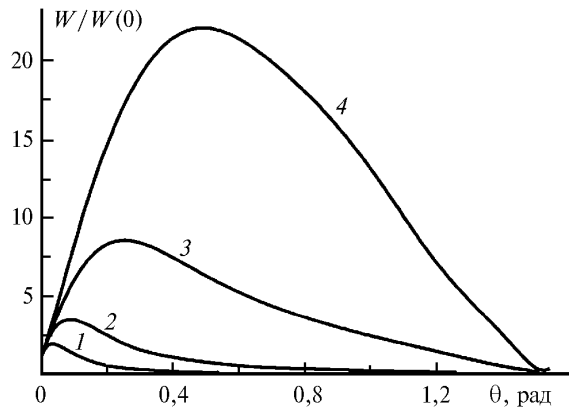


Рис. 3. Угловое распределение нормированного потока энергии $W/W(0)$ при различных глубинах h : 50 (1), 100 (2), 250 (3), 500 (4) мкм

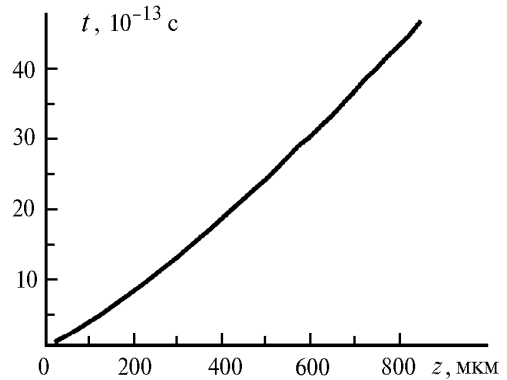


Рис. 4. Зависимость времени t проникновения излучения в глубь слоя от толщины слоя z

При воздействии излучения на кровь необходимо знать время t проникновения лазерного луча в глубь слоя крови (рис. 4). Облучение участка крови, лежащего на глубине h , происходит с запаздыванием $Dt = (s_{\phi} - h)/c$, где s_{ϕ} – путь, пройденный фотоном до точки с координатой $z = h$; c – скорость света. Так, время достижения излучения глубины $h = 850$ мкм увеличивается в 1,6 раза из-за многократного рассеяния.

В работе численным методом Монте-Карло исследовано распространение излучения от точечного мононаправленного источника в слое крови. Получены распределения потока энергии по толщине слоя, в поперечном сечении пучка. Построены индикатри-

сы рассеяния слоем при различных глубинах проникновения излучения.

1. *Лазеры в клинической медицине* / Под ред. С.Д. Плетнева. М.: Медицина, 1996. 428 с.
2. *Прикладная лазерная медицина* / Под ред. Х.П. Берлиена, Г.И. Мюллера. М.: Интерэксперимент, 1997. 345 с.
3. *Евтушенко В.А., Зырянов Б.Н., Картов А.Б.* // Оптика атмосферы и океана. 1996. Т. 9. № 2. С. 277–280.
4. *Приезжев А.В., Тучин В.В., Шубочкин Л.П.* Лазерная диагностика в биологии и медицине. М.: Наука, 1989. 73 с.
5. *Исимару А.* Распространение и рассеяние волн в случайно-неоднородных средах. М.: Мир, 1981. Т. 1. 280 с.
6. *Рогозкин Д.Б.* // Изв. АН СССР. Сер. ФАО. 1987. Т. 23. № 4. С. 366–375.
7. *Соболь И.М.* Метод Монте-Карло. М.: Наука, 1985. 78 с.

V.I. Bukaty, T.K. Kronberg, D.V. Mikheyev. Space and angular light field distribution in ensemble of particles with strongly elongated scattering phase function.

The Monte-Carlo method is applied to investigation of the propagation of radiation from a point monodirected radiation source through the blood layer. The authors have got the distribution of energy flow in the layer in the beam's cross section, and have built scattering phase functions for the flood layer for various depths of radiation penetration.