

Корреляционная спектрофелометрия рассеивающих сред на основе полупроводниковых лазеров

М. М. Кугейко, С. А. Лысенко

*Белорусский государственный университет, 220030 Минск, Беларусь
e-mail: kugeiko@bsu.by*

Рассматривается спектрофелометрическая методика измерения микрофизических параметров рассеивающих сред на основе полупроводниковых лазеров, заключающаяся в расчете данных параметров с использованием уравнений множественной регрессии по значениям оптических характеристик среды под несколькими выбранными углами приема или на нескольких длинах волн рассеянного излучения. Эффективность методики оценивается на примере определения микрофизических параметров эритроцитов крови человека.

Ключевые слова: рассеяние, эритроциты, микрофизические параметры, оптические характеристики, множественная регрессия.

1. Введение

Для определения микрофизических параметров МФП рассеивающих частиц (счетная N и объемная C_V концентрации, параметры функции распределения по размерам – модальный радиус r и полуширина Δr , действительная часть показателя преломления n) используются методы оптики рассеивающих сред [1]. В ряде методов задача о распределении частиц по размерам сводится к обращению уравнения

$$\varphi(x) = \int_0^{\infty} F(x, a) f(a) da. \quad (1)$$

где $f(a)$ – функция распределения частиц по размерам; $F(x, a)$ – ядро уравнения, известное из теории рассеяния света на отдельной частице; $\varphi(x)$ – экспериментально определяемая оптическая характеристика (ОХ). Обращение этого интегрального уравнения является некорректной задачей, а ее решение – неоднозначным. При неизвестном же комплексном показателе преломления вещества частиц в общем случае становится невозможным определить функцию распределения частиц по размерам [2].

В работе [3] приводится теоретическая основа корреляционной спектрофелометрии, заключающаяся в расчете МФП аэродисперсной среды с использованием уравнений множественной регрессии по значениям ОХ под несколькими углами приема или на нескольких длинах волн. В [4] рассматривается применение данной методики к задачам обработки данных многоволнового лазерного зондирования атмосферы. Полученные в [4] уравнения позволяют определить фракционный состав фонового атмосферного аэрозоля с удовлетворительной для многих практических потребностей точностью без использования дополнительных экспериментов и учета пространственных вариаций $f(a)$ и $n(\lambda)$. Ниже рассматривается применение методики [3] для определения МФП эритроцитов крови человека с использованием полупроводниковых лазеров в окне прозрачности крови ($\lambda = 0,65$ мкм). Применение лазеров другого типа ограничивается в данном случае их мощностями излучения, разрушающими форменные элементы крови, габаритными размерами и т. п.

2. Расчет

Используемая нами в дальнейшем модель эритроцитов предполагает, что все они имеют форму однородных сферических частиц, т. е. их оптические характеристики могут быть рассчитаны по формулам Ми. Такое упрощение обусловлено несколькими

причинами. Во-первых, методики и алгоритмы расчета оптических характеристик несферических и неоднородных рассеивателей громоздки и имеют лишь ограниченную область применимости. Во-вторых, для сфероидов и цилиндров с умеренным параметром асферичности (от 0.5 до 2,0) индикатриса рассеяния света усредненная по различным пространственным ориентациям, совпадает с индикатрисой шара того же объема [5]. Диапазоны возможных изменений МФП эритроцитов брались из литературных данных [6, 7].

Угловые зависимости коэффициентов корреляции между $\beta(\theta)$ и МФП эритроцитов представлены на рис. 1. Как следует из рис. 1, *а*, для определения МФП предпочтительно осуществлять измерения $\beta(\theta)$ под малыми углами, характеризующимися высокими значениями соответствующих коэффициентов корреляции для всех рассматриваемых параметров. Последнее обстоятельство объясняется слабой чувствительностью малоугловой индикатрисы “мягких” частиц к изменениям их $n(\lambda)$.

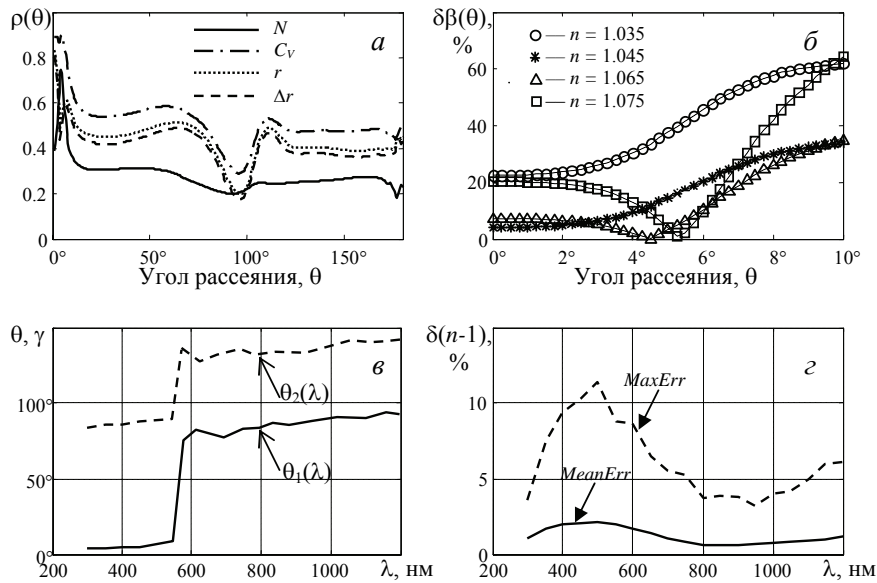


Рис. 1. *а* – угловые зависимости коэффициента парной корреляции $\rho(\theta)$ между $\beta(\theta, \lambda = 0.65 \text{ мкм})$ и МФП эритроцитов; *б* – отклонения в значениях коэффициентов малоуглового рассеяния при изменении показателя преломления $n(\lambda = 0.65 \text{ мкм})$ относительно их опорных значений при $n = 1.055$; *в* – зависимости углов, соответствующих наиболее тесной корреляции между $\lg[n(\lambda)-1]$ и $\lg[\beta(\theta_1, \lambda)/\beta(\theta_2, \lambda)]$, от λ ; *г* – максимальные и средние (по всему объему выборки МФП эритроцитов) ошибки определения $n(\lambda)-1$ из уравнения парной регрессии для $n(\lambda)$ и $\beta(\theta_1, \lambda)/\beta(\theta_2, \lambda)$ при θ_1 и θ_2 , соответствующих данной λ .

Повысить точность определения МФП можно путем использования множественных корреляций. Так при m углах приема рассеянного излучения МФП можно определять посредством уравнения множественной регрессии [8]:

$$\lg p = a_0 + \sum_{k=1}^m a_k \lg \beta(\lambda, \theta_k). \quad (2)$$

Важно при этом отметить, что различным углам θ_k соответствуют и различные чувствительности уравнения (2) к ошибкам измерения $\beta(\theta_k)$. Поэтому в качестве критерия оптимальности выбора θ_k нами принимается максимальная информативность

коэффициентов рассеяния под данными углами относительно МФП (наибольшие значения соответствующих коэффициентов парной корреляции) в сочетании с минимальным количеством измеряемых ОХ и наименьшей чувствительностью соответствующих уравнений (2) к ошибкам $\delta\beta(\theta_k)$.

Для оценки влияния вариаций $n(\lambda)$ на коэффициенты малоуглового рассеяния, входящие в уравнение (2), проведен расчет $\beta(\theta)$ при различных значениях n и одинаковых параметрах r , Δr и N . Как видно из рис. 1, б отклонения в значениях $\beta(\theta)$ могут достигать 60 %, что естественно не может не сказываться на точности определения МФП из уравнения (2). Таким образом, для повышения точности определения МФП эритроцитов (за счет устранения неопределенности в значении n), уравнения (2) на ряду с малыми углами должно включать и углы, рассеяние под которыми наиболее информативно $n(\lambda)$.

Для выбора данных углов на разных длинах волн излучения λ , проведен расчет коэффициента корреляции $\rho(\theta_1, \theta_2, \lambda)$ между $\lg[n(\lambda)-1]$ и $\lg[\beta(\theta_1, \lambda)/\beta(\theta_2, \lambda)]$ в диапазоне $\lambda = 0,3 \div 1,2$ мкм. Как видно из рис. 1, в, г определение $n(\lambda)$ с хорошей точностью в окне прозрачности крови ($\lambda = 0,6 \div 1$ мкм) возможно посредством измерения $\beta(\theta_k)$ из диапазонов углов $75^\circ \leq \theta_1 \leq 90^\circ$, $127^\circ \leq \theta_2 \leq 145^\circ$.

Однако, как показал проведенный нами анализ, использование в (2) нескольких малых углов и углов $\theta = 77, 128^\circ$, являющихся наиболее информативными касательно $n(\lambda)$ при $\lambda = 0,65$ мкм (рис. 1, в), не позволяет получить согласия с вышеуказанным критерием оптимальности по параметрам N и C_V . В связи с этим отдельно исследованы статистические характеристики $\beta(\theta)$. Анализ корреляционной матрицы $R[\beta(\theta_i), \beta(\theta_j)]$ показывает, что в области углов $20-80^\circ$ рассеяние взаимосвязано, причем рассеяние под этими углами слабо коррелирует с рассеянием в области малых углов. Аналогичные выводы справедливы и для области углов $110-170^\circ$. Таким образом, при определении n , вместо $\beta(\theta)$ под углами 77 и 128° можно использовать и $\beta(\theta)$ под любыми другими углами из диапазонов $20^\circ \div 80^\circ$ и $110^\circ \div 170^\circ$.

Проведенный расчет показал, что оптимальными являются углы $1, 5, 70$ и 150° . Коэффициенты уравнения множественной регрессии для $\beta(\theta_k)$ под указанными углами и N , C_V , r , μ и $n-1$ приведены в табл. 1. Выбор $\lambda = 0,65$ мкм обусловлен наличием эффективных полупроводниковых лазерных источников на данной длине волны (в окне прозрачности крови).

Таблица 1. Коэффициенты уравнения множественной регрессии.

| МФП | a_0 | a_1 | a_2 | a_3 | a_4 |
|--------------------------------|---------|---------|---------|---------|---------|
| $N, \text{см}^{-1}$ | 6.7010 | -0.0763 | 1.2137 | -1.0935 | 0.9297 |
| $C_V, \text{мм}^3/\text{мм}^3$ | -3.0502 | 0.9349 | -0.1750 | -0.2882 | 0.4874 |
| $r, \text{мкм}$ | 0.4482 | 0.3289 | -0.4405 | 0.2390 | -0.1224 |
| $\Delta r, \text{мкм}$ | 0.3755 | 0.3536 | -0.5094 | 0.3294 | -0.1995 |
| $ n-1 $ | 0.0636 | -0.3119 | 0.0314 | 0.3915 | -0.0944 |

3. Обсуждение результатов

Для оценки эффективности предлагаемой методики определения МФП проведен их расчет для всей используемой нами выборки МФП эритроцитов. На рис. 2 приведены гистограммы ошибок определения МФП с использованием уравнений (2), где P_N – частота повторяемости ошибок $\delta N = (N-N^*)/N$ (число реализаций, для которых

получены данные ошибки). На рисунках также указаны среднеквадратичные ошибки определения данных величин.

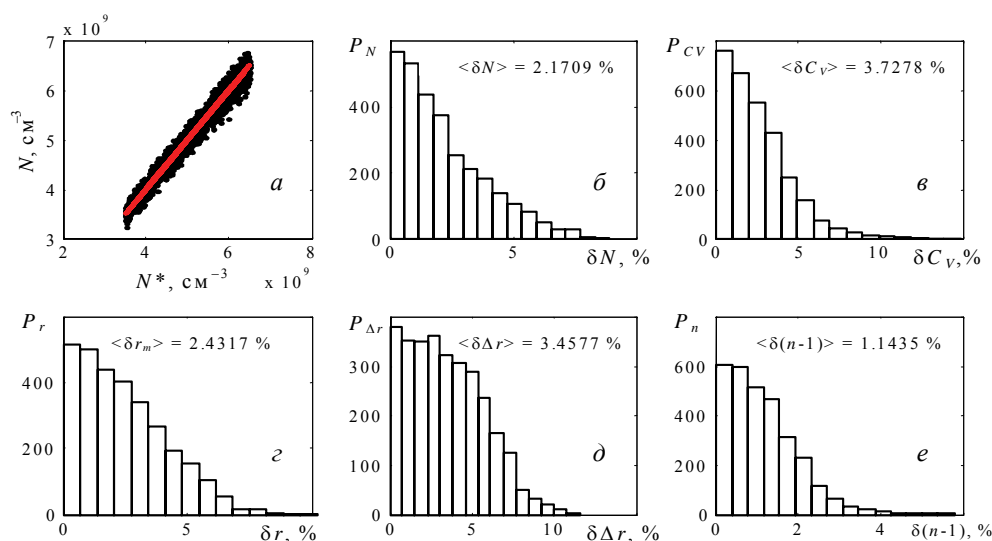


Рис. 2. *a* – рассчитанные из (2) и точные значения счетной концентрации эритроцитов (точки) и зависимость $N = N^*$ (прямая линия); (*b*–*e*) – гистограммы ошибок определения N , C_V , r , μ и $n-1$ соответственно, возникающих с использованием уравнения (2) при различных значениях МФП эритроцитов.

4. Заключение

Таким образом, предлагаемая методика позволяет оперативно и с высокой точностью определять МФП эритроцитов в широком рассматриваемом диапазоне их разброса из результатов регистрации рассеянного излучения под углами 1, 5, 70 и 150° на $\lambda = 0.65$ мкм. При этом, поскольку n входит в число определяемых параметров, не требуется использование априорной информации о нем.

Литература

1. Зуев В. Е., Наац И. Э. Обратные задачи оптики атмосферы, Л., Гидрометеиздат, 1990.
2. Ивлев Л. С., Довгало Ю. А. Физика атмосферных аэрозольных систем. СПб, НИИХ СПбГУ, 1999.
3. Кугейко М. М., Лысенко С. А. Многопараметрическая корреляционная спектрофелометрия в оптико-электронных измерениях фракционных концентраций аэрозолей. Электроника. № 8. 2006. С. 39–41.
4. Кугейко М. М., Лысенко С. А. Уравнения множественной регрессии для фракционных концентраций атмосферного аэрозоля и спектральных значений коэффициента ослабления. ЖПС. 2006. Т. 73, № 6. С. 807–812.
5. Mishchenko M. I., Travis L. D., Lacis A. A. Scattering, absorption, and emission of light by small particles. N. Y., Goddard Institute for Space Studies, 2004.
6. Хайруллина А. Я., Шумилина С. Ф. ЖПС. 1973. Т. 19, № 3 С. 340–347.
7. Науменко Е. К. Изменение оптических свойств крови при агрегации эритроцитов. Мн.: Ин-т физики НАНБ, 2001.
8. Колемаев В. А., Калинина В. Н. Теория вероятностей и математическая статистика. М., ИНФРА-М 1997.