

## ОПТИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА БИОТКАНЕЙ С УЧЕТОМ ФОРМЫ РАССЕИВАЮЩИХ И ПОГЛОЩАЮЩИХ СВЕТ ВКЛЮЧЕНИЙ

*В. В. Барун<sup>1,2</sup>, А. П. Иванов<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>Институт физики им. Б. И. Степанова НАН Беларуси, пр. Независимости 68, 220072 Минск, Беларусь, *barun@dragon.bas-net.by*

<sup>2</sup>Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, ул. П. Бровки 6, 220013, Минск, Беларусь

Abstract. For biotissue, inclusions can be blood vessels in bloodless tissue or erythrocytes in blood. The paper evaluates analytically the effect of the inclusions of an arbitrary shape on all the optical characteristics of a volume element, namely on absorption and scattering coefficients and on integral parameters of phase function. Both the absorption and scattering properties of the inclusion matter affect the absorption and scattering characteristics of tissue. This effect should be taken into account, when one uses the properties measured *in vitro* to derive the characteristics of *in vivo* tissue.

Часто в среде дисперсный материал распределен не равномерно, а локализован во включениях. Свет в такой системе будет распространяться по-другому, чем в случае, когда то же количество дисперсного вещества распределено равномерно по среде, т.к. при наличии включений возникает много свободных участков («пор» или «дырок»), где излучение не взаимодействует со средой. Это свидетельствует об изменении феноменологических параметров элементарного объема среды, входящих в энергетическое уравнение переноса излучения. Такая ситуация имеет место достаточно часто. Приведем примеры из биомедицинской оптики. При агрегации эритроцитов в крови объем или масса гемоглобина сохраняется, но форма включений меняется. Аналогична ситуация наблюдается при нарушении осмотического баланса крови, когда эритроциты «разбухают» или, наоборот, «сжимаются». Следовательно, в этих случаях будут варьироваться и оптические параметры биоткани. Данная работа направлена на аналитический учет влияния включений произвольной формы.

Рассмотрим вначале случай, когда дисперсный материал распределен равномерно по среде. Обозначим его показатели поглощения и рассеяния через  $k$  и  $\sigma$ , а нормированную индикатрису рассеяния –  $p(\gamma)$  ( $\gamma$  – угол рассеяния), которую считаем одномерной относительно падающего луча: в направлении «вперед»  $p_f = \Delta\delta(\cos\gamma-1)$  и «назад»  $p_b = (1-\Delta)\delta(\cos\gamma+1)$ , где  $\Delta$  – доля света, рассеянного в переднюю полусферу,  $\delta$  – дельта-функция. Соответствующие показатели рассеяния есть  $\sigma_f = \sigma\Delta$  и  $\sigma_b = \sigma(1-\Delta)$ . Выделим элементарный объем среды. Напомним, что им является такой объем, в пределах которого ослаблением падающего света можно пренебречь. Считаем, что объемная концентрация материала  $C_v$  невелика. Тогда оптические параметры элементарного объема среды

$$\bar{\varepsilon} = C_v\varepsilon, \quad \bar{k} = C_vk, \quad \bar{\sigma} = C_v\sigma, \quad \bar{\sigma}_b = C_v\sigma_b, \quad \bar{\sigma}_f = C_v\sigma_f, \quad (1)$$

где показатель ослабления (экстинкции)  $\varepsilon = k + \sigma$ . Прямо пропорциональные связи (1) между соответствующими показателями называют законом Бера – Ламберта.

Теперь рассмотрим включения в среде. Для простоты считаем, что их форма и размеры одинаковы. Начнем с анализа ослабления света. По определению показатель ослабления элементарного объема дисперсной среды в этом случае записывается в виде

$$\varepsilon^* = NS\varepsilon = NSE, \quad (2)$$

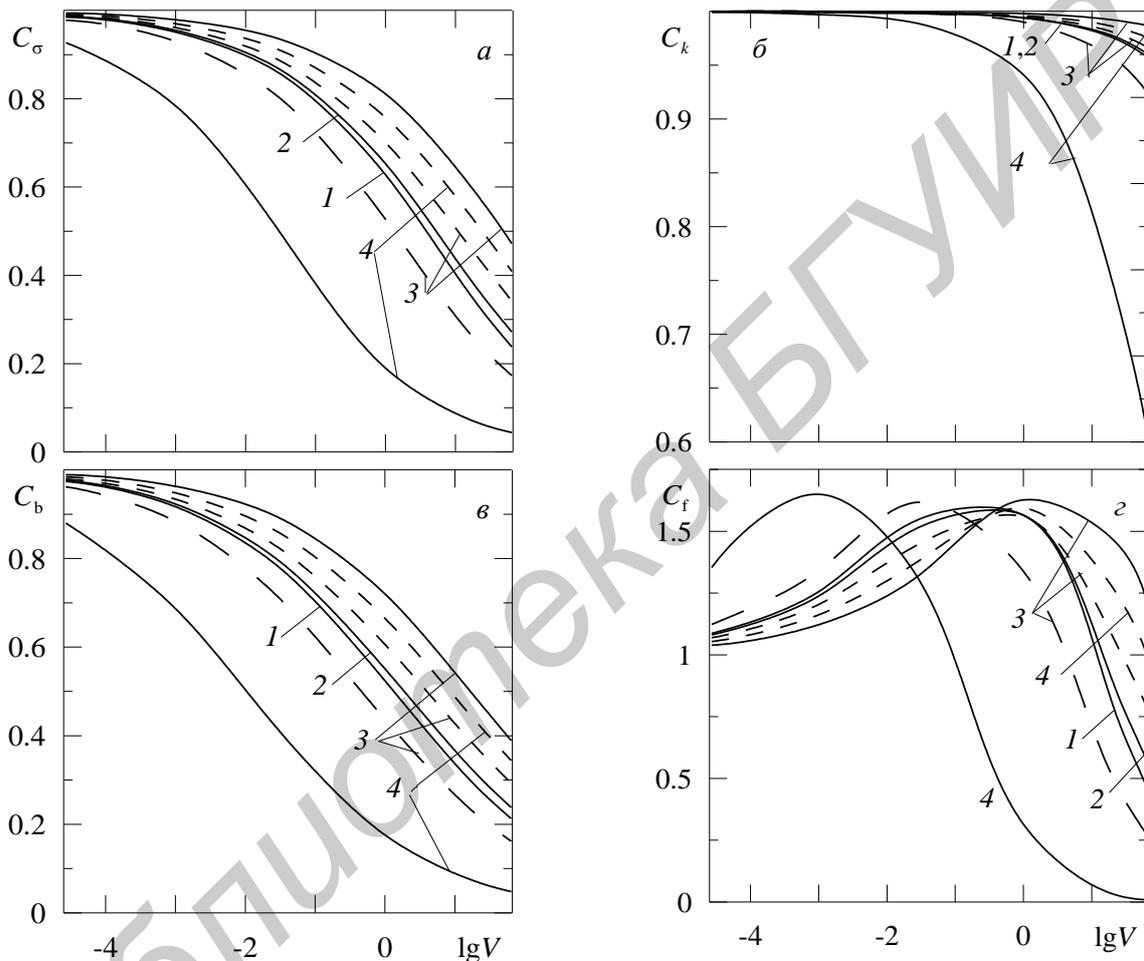
где  $N$  – число включений в единице объема среды,  $S_\varepsilon$  – поперечник ослабления включения,  $S$  – площадь его проекции на плоскость, перпендикулярную направлению падения света,  $E$  – коэффициент ослабления включения, представляющий собой отношение ослабленного им потока к падающему.

Естественно, что выражения, аналогичные (2), можно записать для остальных показателей (1). После этого путем элементарных преобразований получим

$$\varepsilon^* = \frac{E}{a\varepsilon}, \quad k^* = \frac{K}{ak}, \quad \sigma^* = \frac{\Sigma}{a\sigma}, \quad \sigma_b^* = \frac{\Sigma_b}{a\sigma_b}, \quad \sigma_f^* = \frac{\Sigma_f}{a\sigma_f}. \quad (3)$$

Здесь  $K$ ,  $\Sigma$ ,  $\Sigma_b$  и  $\Sigma_f$  – безразмерные коэффициенты поглощения, рассеяния, рассеяния назад и вперед включения, представляющие отношение соответствующих потоков к падающему;  $a = V_0/S$ , где  $V_0$  – объем включения. В знаменателях формул (3) стоят произведения, которые будем называть эффективными оптическими толщами ослабления, поглощения и т.д. Назовем следующие отношения поправочными коэффициентами:

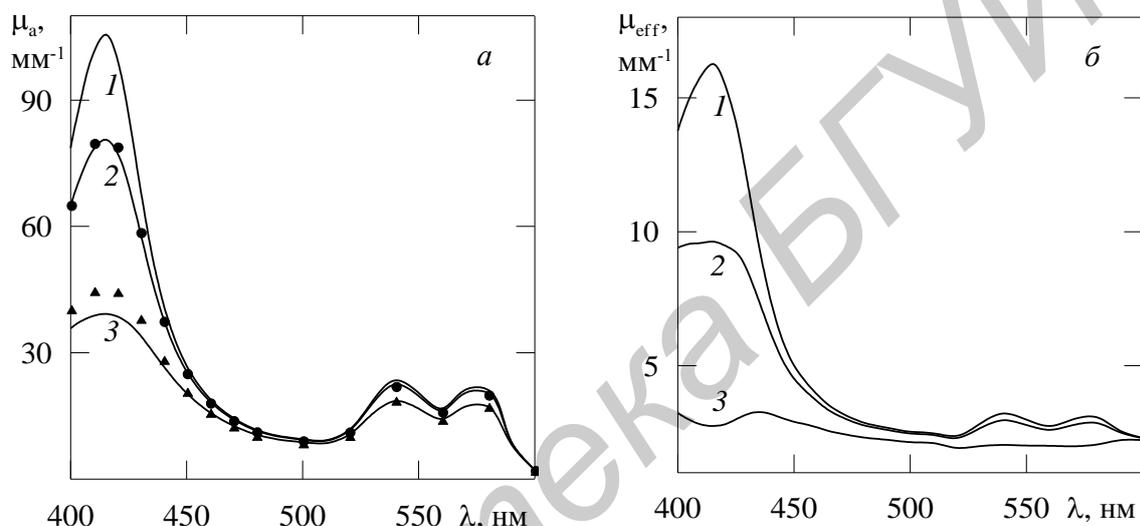
$$C_\varepsilon = E/(a\varepsilon), \quad C_k = K/(ak), \quad C_\sigma = \Sigma/(a\sigma), \quad C_b = \Sigma_b/(a\sigma_b), \quad C_f = \Sigma_f/(a\sigma_f). \quad (4)$$



**Рисунок 1** – Зависимость поправочных коэффициентов  $C_\sigma$  (а),  $C_k$  (б),  $C_b$  (в) и  $C_f$  (г) от оптического объема включений разной формы: куб (кривые 1), шар (2), цилиндр с  $q = 0.25$  (3) и  $q = 10$  (4),  $J = 0$  (сплошные кривые),  $90^\circ$  (штриховые), хаотическая ориентация (пунктирные) при  $\Lambda = 0.99$ ,  $\delta = 0.1$

На рисунке 1 представлены зависимости поправочных коэффициентов  $C_\sigma$ ,  $C_k$ ,  $C_b$  и  $C_f$  от оптического объема включений  $V = V_0\varepsilon^3$ . Видно, что все они, за исключением  $C_f$ , всегда меньше единицы. Причина этому понятна. Действительно, при записи  $\sigma$ ,  $k$ ,  $\sigma_b$  и  $\sigma_f$  полагается, что все точки поглощающего и рассеивающего материала в пределах элементарного микрообъема включения облучены одинаковым световым потоком. При переходе к дисперсной среде в выражениях для  $k^*$ ,  $\sigma^*$ ,  $\sigma_b^*$  и  $\sigma_f^*$  учтено ослабление света в пределах каждого локального образования за счет многократного рассеяния и поглощения излучения, так что его внутренние участки дают меньший вклад в показатели  $\sigma$  и  $k$  по сравнению с равномерным распределением дисперсного материала по пространству.

Рисунок 2 иллюстрирует изменение спектрального вклада крови  $\mu_a$  и  $\mu_{eff}$  в показатель поглощения (а) и эффективный показатель рассеяния (б) биоткани при изменении диаметра  $d$  хаотически ориентированных цилиндрических капилляров. Здесь кривые 1 иллюстрируют данные измерений *in vitro* [1], 2 и 3 – результаты наших расчетов для случая, когда та же кровь содержится в сосудах с  $d = 5$  и 20 мкм. Как видно, при  $\lambda < 600$  нм имеет место значительное уменьшение параметров  $\mu_a$  и  $\mu_{eff}$  в условиях *in vivo*. Оно особенно заметно и может достигать 3-х и более раз в синей области спектра, где рассматриваемые показатели для крови принимают максимальные значения. Различия между кривыми 1, 2 и 3 возрастают с увеличением  $d$ . Они особенно заметны в синей области спектра. Из анализа рис. 2 можно сделать вывод: результаты экспериментов, выполненных *in vitro*, нельзя в общем случае прямо переносить на биоткань *in vivo*, в которой дисперсный материал (кровь) занимает ограниченные по пространству объемы.



**Рисунок 2** – Спектры  $\mu_a$  (а) и  $\mu_{eff}$  (б) крови [1] (кривые 1) и ее вклада в соответствующие характеристики ткани при  $d = 5$  мкм (2) и 20 мкм (3). Символы – расчет по [2]

Сделаем замечание относительно расчета показателя поглощения  $\mu_a$ . В общем случае поправка, учитывающая локализованный характер кровеносных сосудов, зависит от характеристик и поглощения, и рассеяния крови. Обычно при вычислениях пренебрегают рассеянием [2]. На рис. 2, а символами показаны спектры  $\mu_a$ , рассчитанные при таком допущении по аналитической методике [2] для бесконечно длинных цилиндров. Сравнение этих данных с соответствующими кривыми 2 и 3 показывает, что при малых  $d$  действительно можно пренебречь рассеянием. Однако погрешность указанного допущения растет для крупных кровеносных сосудов, особенно вблизи максимума поглощения крови.

Полученные результаты могут представлять интерес для исследователей, занимающихся вопросами распространения лазерного излучения в биотканях и решением задач их неинвазивной диагностики оптическими методами.

Работа выполнена при финансовой поддержке БРФФИ по договору №Ф13Млд-018.

#### Литература

1. Empirical model functions to calculate hematocrit-dependent optical properties of human blood / M. Meinke, [et al.] // Appl. Opt. – 2007. – V. 46, No. 10. – Pp. 1742–1753.
2. Барун, В. В. Оценка вклада локализованного поглощения света кровеносными сосудами в оптические свойства биологической ткани / В. В. Барун, А. П. Иванов // Опт. и спектр. – 2004. – Т. 96, № 6. – С. 1019–1024.