

УДК 535.2:616-71

## Обработка изображений при эллипсоидальной фотометрии

Безуглый М.А., Безуглая Н.В., Самиляк А.Б.

Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт»,  
пр. Победы, 37, 03056, г. Киев, Украина

Поступила 29.01.2016

Принята к печати 22.03.2016

Эллипсоидальная фотометрия с использованием прибора с зарядовой связью (ПЗС фотометрия) как новый вид оптической диагностики рассеивающих сред в отраженном и/или прошедшем свете требует разработки специфических принципов анализа полученных данных. Поэтому целью работы являлось обоснование принципов эллипсоидальной ПЗС фотометрии при реализации нового метода обработки данных о пространственном распределении рассеянного оптического излучения. Методика фотометрического анализа включает этапы определения области интереса изображения – части изображения, которая содержит необходимую информацию для последующей обработки, а также размеров, конфигурации и освещенности в соответствующих его зонах с учетом критериев оптимизации по форме и чувствительности выборки. Разработаны схемы зонного анализа фотометрических изображений для сред с радиально симметричным и направленным рассеянием. Рекомендовано использование метода сравнения с эталоном для исследования технических поверхностей и мутных сред с целью определения их шероховатости и оптических характеристик соответственно. При анализе биологических сред возможно прогнозировать пространственное распределение яркости изображений путем статистического моделирования распространения оптического излучения в системе «биологическая среда + эллипсоидальный рефлектор». Это было подтверждено путем сравнения результатов численного (методом Монте-Карло) и реального эксперимента для разнотолщинных образцов мышечной свиной ткани в условиях *in vitro*. Параметры оптического излучения, используемые в качестве входящих данных для моделирования, соответствовали длине волны лазерного излучения 632,8 нм с гауссовым профилем распределения мощности 2 мВт. В качестве ПЗС приемника была использована монокромная камера DMK-21Au04.AS, а эллипсоидальные рефлекторы с эксцентриситетом 0,66 имели рабочее отверстие 33,75 мм. Полученные результаты зонного распределения освещенности по полю реальных и экспериментальных фотометрических изображений при биометрии показали корреляцию с коэффициентами полного пропускания, поглощения и диффузного рассеяния. Таким образом, установленная взаимосвязь может стать неотъемлемой частью усовершенствованных инверсных методов определения оптических параметров биологических сред.

**Ключевые слова:** эллипсоидальная фотометрия, эллипсоидальный рефлектор, обработка изображений, зонный анализ.

**DOI:** 10.21122/2220-9506-2016-7-1-67-76

**Адрес для переписки:**

Безуглый М.А.  
Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт»,  
пр. Победы, 37, 03056, г. Киев, Украина  
e-mail: mikhail\_bezuglyy@ukr.net

**Address for correspondence:**

Bezuglyi M.A.  
National Technical University of Ukraine «Kyiv Polytechnic Institute»,  
Peremohy Ave., 37, 03056, Kiev, Ukraine  
e-mail: mikhail\_bezuglyy@ukr.net

**Для цитирования:**

Безуглый М.А., Безуглая Н.В., Самиляк А.Б.  
Обработка изображений при эллипсоидальной фотометрии.  
Приборы и методы измерений.  
2016. – Т. 7, № 1. – С. 67–76.  
**DOI:** 10.21122/2220-9506-2016-7-1-67-76

**For citation:**

Bezuglyi M.A., Bezuglaya N.V., Samilyak A.B.  
[Image processing at ellipsoidal photometry].  
Pribory i metody izmerenij [Devices and Methods of Measurements].  
2016, vol. 7, no. 1, pp. 67–76 (in Russian).  
**DOI:** 10.21122/2220-9506-2016-7-1-67-76

## Введение

Фотометрия в своем приборном исполнении использует всю номенклатуру оптических систем, преобразующие свойства которых в достаточной мере описаны и изучены. Причем независимо от типа фотометра энергетические либо визуализирующие особенности оптических систем являются основой проведения исследований с требуемой точностью. Фотометры с эллипсоидальными рефлекторами как новый класс информационно-измерительных средств для оптической диагностики диффузных образцов и рассеивающих сред востребованы при определении шероховатости поверхностей, а также при исследовании оптических свойств биологических тканей и светорассеивающих материалов. Типология объекта исследований определяет применение эллипсоидальной рефлектометрии, фотометрии на пропускание, а также фотометрии и на отражение, и на пропускание. Очевидно, что при этом главным фактором определения вида эллипсоидальной фотометрии являются прогнозируемые способности исследуемого объекта к пропусканию (рассеянию вперед) и/или отражению (рассеянию назад) излучения оптического диапазона.

Типовые схемы фотометров с эллипсоидальными рефлекторами (ЭР), проанализированные в [1], позволяют выделить конструктивные особенности их технического исполнения с упором на основной элемент – отражатель с внутренней зеркальной поверхностью в виде усеченного по фокальным плоскостям эллипсоида вращения. Следует отметить, что при использовании ЭР в схемах светоинтегрирующих фотометров требуемым является усечение рефлектора хотя бы по одной фокальной плоскости и размещение приемной площадки фотодатчика во второй фокальной плоскости. При этом применение в фотометрах с ЭР координатных приемников излучения, при расположении опытного образца в первой фокальной плоскости, позволяет регистрировать пространственное распределение рассеянного образцом излучения.

Отработанный алгоритм координатной фотометрии, используемый преимущественно в астрономии [2, 3] с применением матричных ПЗС (прибор с зарядовой связью) приемников, предопределил выбор последних при построении информационно-измерительных систем эллипсоидальной фотометрии. Уровень яркости отдельных зон изо-

бражения, полученного при регистрации светового потока ПЗС приемником, ответственен за влияние компонент, характеризующих топографию поверхности, свойства границы раздела и рассеивающие свойства в квазиоднородном слое. Топография в большей степени важна при исследовании шероховатых поверхностей в рамках эллипсоидальной рефлектометрии, когда проникновение оптического излучения в образец незначительно и объекту свойственно диффузное отражение. Тогда определение шероховатости производится путем сравнения с распределением отраженного излучения от эталона в соответствии с [4].

Свойства границы раздела играют существенную роль при исследовании биологических образцов в условиях *in vitro*, а также при изучении свойств диэлектрических и лакокрасочных покрытий и других светорассеивающих материалов. При этом для простоты эксперимента и оптимизации процесса моделирования распространения оптического излучения в таких материалах на практике добиваются плоскостности границ раздела, а их свойства учитываются коэффициентами френелевского отражения. Рассеивающие свойства являются определяющими при оптической биометрии сред и в основном представляются тремя оптическими параметрами: коэффициентами поглощения и рассеяния, а также фактором анизотропии рассеяния [5]. Данные параметры можно получить, решив инверсную задачу оптики светорассеяния в биологической среде, основываясь на экспериментально установленных величинах коэффициентов диффузного, коллимированного, а также полного (как сумма диффузного и коллимированного) отражения/пропускания. Причем, как свидетельствуют авторы работ [5, 6], необходимо и достаточно для конкретной математической интерпретации определить только три из шести указанных величин. При использовании фотометров с эллипсоидальными рефлекторами преимущественно имеют дело с регистрацией полного пропускания, диффузного пропускания и отражения, а также коллимированного пропускания. Некоторые типы фотометров [1] имеют конструкцию, обеспечивающую возможность регистрации, помимо указанных, еще и коллимированного отражения, что подтверждает тот факт, что данный класс фотометров позволяет получить более чем необходимую информацию для определения оптических параметров биологической среды (БС).

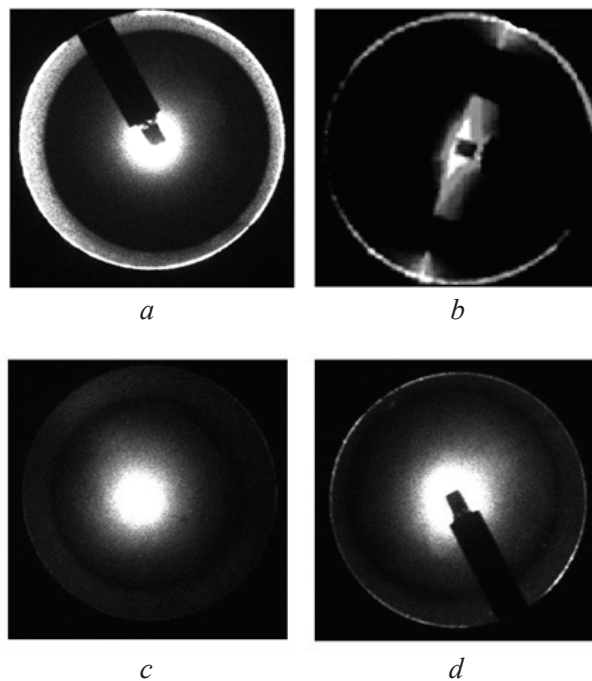
Несмотря на повышенную информативность и удельный вес оптического излучения, зарегистрированного фотометром с ЭР, как интегральный, так и дифференциальный анализ обозначенных выше компонент пространственного распределения, наблюдаемого на фотометрическом изображении, практически затруднен. Это объясняется использованием принципов приборного разделения при регистрации диффузного и коллимированного отражения/пропускания посредством применения соответствующих диафрагм [7]. При этом материалы, описывающие особенности анализа изображений, получаемых при эллипсоидальной фотометрии, в доступных авторам данной статьи литературных источниках отсутствуют. Потому целью работы являлось обоснование принципов эллипсоидальной ПЗС фотометрии при реализации нового метода обработки данных о пространственном распределении рассеянного оптического излучения.

## Методы и средства

В начале изложения аналитического базиса эллипсоидальной ПЗС фотометрии отметим, что вариантами ядра фотометрической головки в разработанном классе фотометров являются ЭР с ортогональным усечением и усечением под углом, содержащие один из фокусов эллипсоида. В качестве базовой схемы для изготовления макета фотометра выбрано техническое решение с ЭР с ортогонально (по отношению к большой полуоси эллипсоида вращения) усеченными фокальными плоскостями [8], экспериментальная апробация элементов которого была проведена как для технических, так и биомедицинских целей [1].

Спектральный диапазон работы фотометров с ЭР зависит только от параметров лазерного источника и отражающих свойств внутренней зеркальной поверхности эллипсоида вращения. На данный момент авторами преимущественно используется характеристическая длина волны 632,8 нм при номинальной мощности 2 мВт гелий-неонового лазера (ЛГН-208А). Это объясняется, во-первых, применительно к биологическим объектам – «диагностическим окном», а во-вторых, чувствительностью монохромной матрицы ПЗС камеры (DMK-21Au04.AS). При работе с некоторыми техническими образцами (стальными, чугунными и алюминиевыми поверхностями) при исследовании шероховатости

во избежание засветки матрицы лазерный поток ослаблялся путем введения в ход лучей поляризаторов Малюса. Этот же прием использовался и при исследовании биологических образцов малой толщины. Для учета возможных флуктуаций падающего потока последний был разделен на два канала, при этом сигнал с опорного канала контролировался оптическим ваттметром ОМЗ-98. При исследованиях использовались эллипсоиды вращения с эксцентриситетом 0,66, фокальным параметром  $p = 16,875$  мм и коэффициентом зеркального отражения 0,8. В результате были зарегистрированы пространственные распределения лучистости на поверхности исследуемого образца, типичные примеры которых показаны на рисунке 1.



**Рисунок 1** – Фотометрические изображения при эллипсоидальной фотометрии: молочного стекла толщиной 3 мм в отраженном свете (а); стальной поверхности с шероховатостью Ra 0,28, полученной плоским шлифованием (b); мышечной свиной ткани толщиной  $1,3 \pm 0,01$  мм в прошедшем (c) и отраженном свете (d)

**Figure 1** – Photometric images at ellipsoidal photometry of: milk glass 3 mm thickness in the reflected light (a); the steel surface with a roughness Ra 0,28, obtained by flat polishing (b); muscle tissue porcine thickness  $1,3 \pm 0,01$  mm in transmitted (c) and reflected light (d)

На основании многочисленных экспериментальных данных, полученных при исследовании рассеяния объектами различной природы мето-

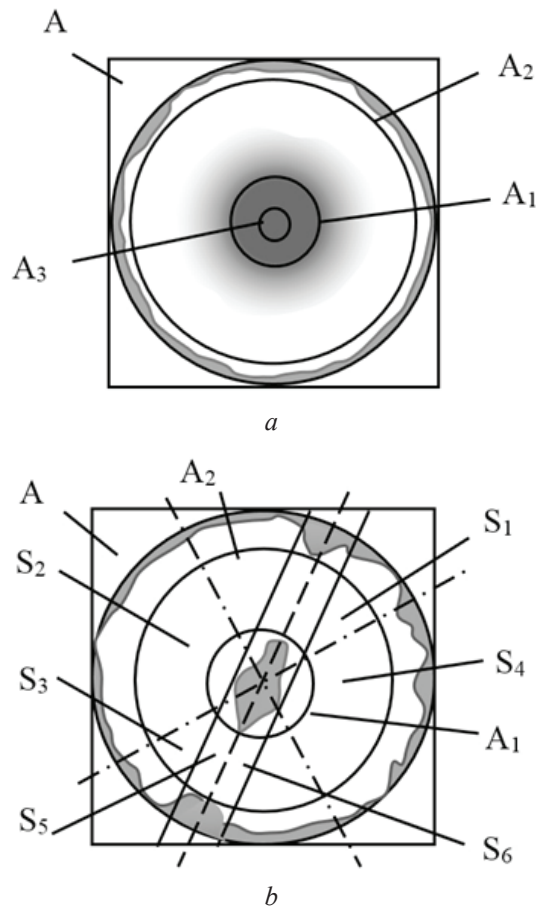
дами зеркальных эллипсоидов вращения [8] как в отраженном, так и в прошедшем свете, авторы вводят обозначение типов фотометрических изображений с радиально симметричным (рисунки 1а; 1с; 1д) и направленным (рисунок 1б) распределением рассеянного излучения. При оптической биометрии сред возможно получение изображений обоих типов: первого – свойственного для большинства биологических тканей [8] и второго – наблюдаемого преимущественно при исследовании волокнистых тканей с продольным размещением волокон [9].

Не останавливаясь на основах ПЗС-фотометрии (видеофотометрии) [2, 3] и некоторых принципах оптимизации параметров измеряемого сигнала [10], применяемых для получения абсолютных и относительных световых величин в методе зеркальных эллипсоидов вращения [8], обозначим принципы зонного анализа полученных фотометрических изображений.

Представленные типы распределений лучистости с позиций программного разделения диффузных и коллимированных потоков целесообразно анализировать по схемам, приведенным на рисунке 2.

Первым и важнейшим этапом при фотометрическом анализе является определение области интереса – части изображения, которая содержит необходимую информацию для последующей обработки. Конфигурация измерительной установки и конструкция эллипсоидальной головки являются аксиально симметричными и потому область изображения ограничивается рабочим отверстием ЭР, радиус которого равен фокальному параметру эллипсоида вращения. При этом чувствительная площадка ПЗС камеры является прямоугольником и программные средства регистрации изображений позволяют формировать кадры прямоугольной формы. Это стало первым фактором, повлиявшим на выбор области интереса в виде квадрата, в который вписан круг диаметром  $2r$ . Второй особенностью оказалась необходимость учета шумовой компоненты, которая проявилась в виде отдельных ярких пикселей (групп пикселей) вне области диаметра рабочего отверстия эллипсоида вращения. Причиной их появления является то, что при проецировании на приемную поверхность ПЗС матрицы различных по структуре распределений яркости со второй фокальной плоскости эллипсоида в апертуру объектива камеры могут попадать потоки третьего порядка малости, дифрагированные поверхно-

стью системы формирования падающего излучения (на рисунке 1 система видна в виде двух затемненных прямоугольников) и краями рабочего отверстия ЭР. Преимущественно это свойственно изображениям, полученным при эллипсоидальной рефлектометрии.



**Рисунок 2** – Схема обработки фотометрических изображений при эллипсоидальной фотометрии с радиально симметричным (а) и направленным (б) характером распределения яркости:  $A$  – зона интереса (квадрат);  $A_1, A_2$  – малый и большой внутренние круги;  $A_3$  – круг коллимированного потока;  $S_1, S_2, S_3, S_4$  – секторы;  $S_5, S_6$  – полосы, параллельные оси направления рассеяния

**Figure 2** – Schemes of processing the photometric images at ellipsoidal photometry with radially symmetric (a) and direction (b) distribution of brightness:  $A$  – zone of interest (square);  $A_1, A_2$  – small and large internal circles;  $A_3$  – circle of collimated flux;  $S_1, S_2, S_3, S_4$  – sectors;  $S_5, S_6$  – bands, paralleled the axis of scattering direction

Процедура выявления области интереса сводится к следующему. Сначала осуществляем пиксельный построчный анализ фотометрического изображения и выявляем границы яркой области по координатам. Далее проверяем условие со-



ответствия целевой функции формы, в качестве которой выступает соотношение сторон квадрата, обрамляющего яркую область. Если целевая функция не соответствует установленным пределам, необходимо понизить порог чувствительности, в качестве которого выбрана величина отношения яркостей текущего и максимально яркого пикселей, и повторить построчный анализ. Манипулирование целевой функцией формы и порогом чувствительности позволяет успешно определять область интереса у большинства изображений. При этом не исключены варианты невозможности ее определения, что связано с достижением порогом чувствительности обусловленного минимума.

Определенная на предыдущем этапе область интереса используется при подсчете уровня яркости отдельных зон изображения. Все фотометрические изображения имеют общее разделение на круговые зоны (рисунок 2): внутренние малый и большой круги площадью  $A_1$  и  $A_2$  соответственно, внутреннее кольцо площадью  $(A_1 - A_3)$ , среднее кольцо площадью  $(A_2 - A_1)$  и внешнее кольцо площадью  $(\pi r^2 - A_2)$ , ограниченное большим внутренним кругом и кругом, вписанным в область интереса. Радиусы кругов с учетом порога чувствительности выбираем таким образом, чтобы малый круг и внешнее кольцо имели наибольшую яркость при наименьшей площади. Для определения яркости в изображении, которое отвечает коллимированному потоку, необходимо в пределах круга  $A_1$  выбрать круг  $A_3$ , радиус которого равен радиусу падающего лазерного пучка.

В случае направленного характера рассеяния (рисунок 2b) область интереса целесообразно разбить на квадраты малого размера, количество которых задается параметром сегментации. Для каждого такого квадрата рассчитываем суммарную яркость пикселей, которые ему принадлежат, и выбираем три самых «ярких» квадрата. Условием зеркальной симметрии (направленности) является возможность соединения выявленных квадратов прямой. Это достаточно простое решение оказалось вполне надежным при распознавании направленных фотометрических изображений и быстрым с позиций реализации программного кода. При практической реализации приемлемыми параметрами сегментации был диапазон чисел 6–8, что позволяло формировать 36–64 квадратные зоны в пределах области интереса. Когда зеркальная симметрия выявлена, строим ось зеркальной симметрии и разбиваем изображение на

четыре сектора  $S_1, S_2, S_3, S_4$  равной площади, два из которых ( $S_1$  и  $S_3$ ) «совпадают» с направленно-стью рассеяния. Дополнительно строим полосы  $S_5$  и  $S_6$ , параллельные оси зеркальной симметрии и формирующие общую полосу с максимумом яркости при минимальной ширине. Роль порога чувствительности в этом случае играет параметр, задающий минимальную разницу количества ярких точек на каждой, смещенной от оси симметрии, границе полосы  $S_5$  и  $S_6$  в сравнении с предыдущей.

Обозначенные особенности легли в основу построения алгоритмов работы специализированного программного обеспечения, предназначенного для индивидуальной и пакетной обработки и анализа изображений при эллипсоидальной ПЗС фотометрии.

## Результаты и обсуждение

Заметим, что при эллипсоидальной ПЗС фотометрии технических объектов необходимо и достаточно пользоваться схемами зонного анализа (рисунок 2) для сравнения полученного пространственного распределения с эталонным для исследуемого материала. Потому последующий механизм технического фотометрического анализа сводится к получению широкой базы фотометрических изображений для объектов с различной шероховатостью (эллипсоидальная рефлектометрия) и различной степенью оптической мутности (фотометрия на пропускание, а также на пропускание и отражение).

В случае эллипсоидальной биометрии, когда диапазон изменения оптических параметров одних и тех же биологических сред и тканей достаточно широк, могут наблюдаться пространственные распределения яркости, однозначная трактовка которых является сомнительной. Поэтому для определения особенностей влияния оптических параметров БС на распределение яркости в фотометрических изображениях, полученных при фотометрии на пропускание и отражение, был проведен модельный и реальный эксперимент на разнотолщинных образцах свиной мышечной ткани. Способ приготовления экспериментальных образцов в поперечном срезе направления волокон исследуемой биологической ткани аналогичен [9]. Коэффициент поглощения, коэффициент пропускания, а также фактор анизотропии рассеяния при этом составляют  $\mu_a = 1,68 \text{ см}^{-1}$ ,  $\mu_s = 54,4 \text{ см}^{-1}$  и  $g = 0,97$  соответственно и хорошо

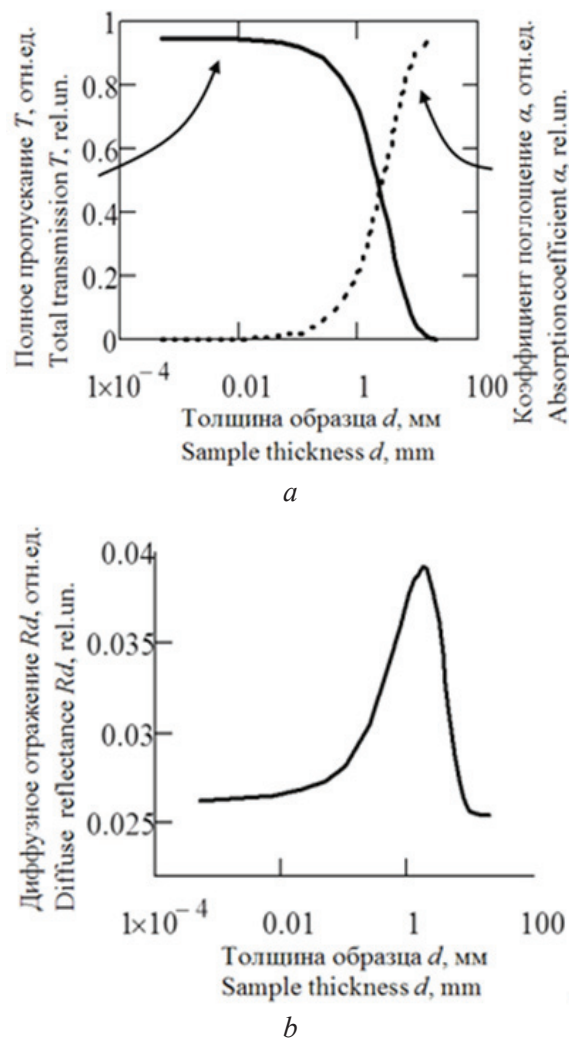
согласуются с результатами других исследований [7, 11]. Численный эксперимент был осуществлен посредством метода Монте-Карло [9, 12] моделирования распространения оптического излучения в системе «биологическая ткань + эллипсоидальный рефлектор» [8] при гауссовом профиле падающего пучка диаметром 1,4 мм, что эквивалентно диаметру реального источника. Выбор метода Монте-Карло обоснован возможностью отслеживания движения отдельных фотонов при распространении света в исследуемой системе, что не присуще другим методам оптики рассеивающих сред [5]. Результаты были усреднены по итогам 10 запусков 20 млн фотонов для каждой толщины образца БС. Поскольку в реальном эксперименте образец ткани размещался на предметном стекле толщиной 1,8 мм, при моделировании учитывался этот слой стекла с показателем преломления 1,52. В результате были получены пространственные распределения в верхней фокальной плоскости верхнего эллипсоида и в нижней фокальной плоскости нижнего эллипсоида, что соответствует зарегистрированным изображениям фотометрии на отражение и пропускание.

С учетом того, что коллимированное пропускание является биометрически значимым при определении альбеда на образцах ничтожно малой толщины, когда число актов рассеяния составляет 1–2, диапазон моделируемых толщин при данном фотометрическом анализе начинался от 5 мкм и достигал 20 мм, что соответствует пороговому коэффициенту полного пропускания образца 0,1 %.

Зависимость коэффициентов полного пропускания, поглощения и диффузного отражения разнотолщинных образцов мышечной ткани свиньи (рисунок 3) типична для оптики биологических сред [5–7] и подтверждает правильность программной реализации метода Монте-Карло в применении эллипсоидальной фотометрии.

На рисунке 4 показана зависимость изменения освещенности среднего  $E_{mt}$  ( $E_{mr}$ ) и внешнего  $E_{et}$  ( $E_{er}$ ) колец фотометрических изображений в пропущенном (отраженном) свете от толщины исследуемого образца при пороге чувствительности 0,95. Относительное отклонение освещенности в круге  $A_1$  для каждой моделируемой толщины не превышало  $\pm 0,63$  % и в последствии было учтено при корректировке освещенности в среднем кольце. При определении уровня освещенности внешнего кольца наблюдалось постоянство его площади ( $\pi r^2 - A_2$ ) как в случае модельных изо-

бражений на отражение, так и в случае изображений на пропускание; потому в дальнейшем рассматривалась его освещенность (распределенная по кольцу яркость). При анализе распределения яркости по краю изображений реального эксперимента сохранялась пропорция в определении соответствующих площадей.



**Рисунок 3** – Зависимость оптических характеристик свиной мышечной ткани: полного пропускания  $T$  и коэффициента поглощения  $\alpha$  (a), диффузного отражения  $R_d$  (b) от толщины образца  $d$

**Figure 3** – Dependence of optical characteristics of porcine muscle tissue: total transmittance  $T$  and absorption coefficient  $\alpha$  (a), diffuse reflectance  $R_d$  (b) on sample thickness  $d$

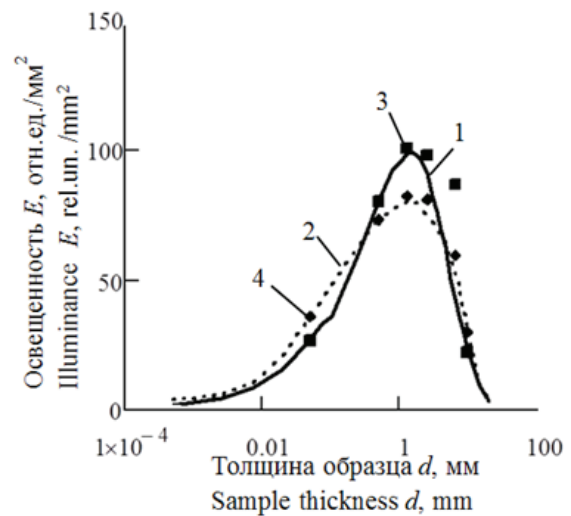
На рисунке 4 также обозначены соответствующие величины освещенностей среднего  $E_{mtexp}$  ( $E_{mrexp}$ ) и внешнего  $E_{etexp}$  ( $E_{erexp}$ ) колец для образцов реального эксперимента. И модельный, и реальный эксперименты на пропускание (рисунок 4a) и на отражение (рисунок

4b) имеют характерные максимумы, после которых освещенность среднего и внешнего колец фотометрических изображений спадает до нуля в случае полного пропускания и выходит на постоянный уровень в случае диффузного отражения. Сравнивая рисунки 3 и 4, можно заметить полную корреляцию полученных распределений в фотометрических изображениях с характером нарастания коэффициента поглощения и спада-ния коэффициента пропускания, а также с видом изменения коэффициента диффузного отражения. Данная закономерность прослеживается также в размерах пятна рассеяния, заключенного в круге  $A_1$ , и позволяет выделить диапазон толщин БС с наиболее «ярким» распределением в фотометрических изображениях и на пропускание, и на отражение, который для мышечной ткани свиньи с обозначенными выше оптическими параметрами находится в пределах 0,75–2,5 мм. Исследование образцов таких толщин с точки зрения приготовления срезов достаточно прост и не требует специфичного инструментария для их получения. В то же время для образцов других биологических тканей со своим набором оптических параметров, практический интерес к изучению которых высок в рамках оптической биопсии, может быть получен набор характеристических зависимостей освещенностей среднего и внешнего колец путем численного эксперимента методом прямого Монте-Карло и определен диапазон оптимальных толщин фотометрии в рамках методов зеркальных эллипсоидов вращения.

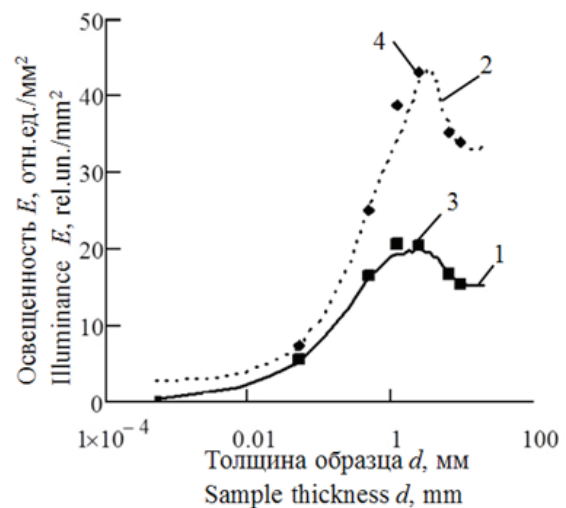
Как видно из рисунка 4, результаты численного и реального экспериментов достаточно хорошо согласованы. А их неполное соответствие может объясниться неточностью определения толщины реальных БС вследствие некоторого отклонения от плоскостности верхней, непокрытой стеклом, поверхности образца. В то же время использование покровного стекла, как показала практика, приводит к появлению интерференционной картины в проходящем свете и требует либо выравнивания толщин слоев, что приводит к неизменному сдавливанию образца БС и, как следствие, неверности определения оптических коэффициентов, либо использования более сложных методик обработки полученных изображений.

Видимую дискретность модельных кривых (рисунк 4) авторы связывают с достаточно большим шагом при определении радиусов внутрен-

них кругов при выбранном пороге чувствительности.



a



b

**Рисунок 4** – Зависимость освещенности среднего  $E_{mt}$  ( $E_{mr}$ ) (1) и внешнего  $E_{et}$  ( $E_{er}$ ) (2) колец для модельного, а также  $E_{mexp}$  ( $E_{mrexp}$ ) (3) и  $E_{etexp}$  ( $E_{erexp}$ ) (4) соответственно для реального экспериментов в пропущенном (a) и отраженном (b) свете от толщины образца  $d$

**Figure 4** – Illuminance of middle  $E_{mt}$  ( $E_{mr}$ ) (1) and external  $E_{et}$  ( $E_{er}$ ) (2) rings for model as well as  $E_{mexp}$  ( $E_{mrexp}$ ) (3) and  $E_{etexp}$  ( $E_{erexp}$ ) (4) resp. for real experiment in transmitted (a) and reflected (b) light, depended on sample thickness  $d$

Очевидно, что полученные результаты свидетельствуют о необходимости оптимизации процесса выбора соответствующих зон фотометрии, которая не только позволит «сгладить» характеристическую зависимость, но и впоследствии повысит точность анализа изображений.

## Заключение

Разработаны принципы эллипсоидальной ПЗС фотометрии, использование которых позволило реализовать метод обработки фотометрических изображений, характеризующих пространственное распределение рассеяния различными техническими и биологическими объектами.

Данный метод позволяет оптимизировать алгоритм определения освещенности различных областей изображения и автоматизировать исследовательский процесс для массива распределений лучистости в фокальных плоскостях эллипсоида вращения, полученных как при модельном, так и реальном эксперименте.

Результаты зонного распределения освещенности по полю фотометрических изображений при биометрии взаимосвязаны с коэффициентами полного пропускания, поглощения и диффузного рассеяния и могут стать неотъемлемой частью усовершенствованных инверсных методов определения оптических параметров биологической среды. Бесспорно, требует детальной проработки вопрос получения характеристических кривых для различных биологических сред в более широком спектральном диапазоне, что раскрывает широкое поле практического применения эллипсоидальной ПЗС фотометрии.

## Список использованных источников

1. *Bezuglyi, M.A.* Ellipsoidal reflectors in biomedical diagnostic / M.A. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya // Proc. SPIE. – 2013. – P. 9032.
2. *Romanishin, W.* An Introduction to Astronomical Photometry Using CCDs / W. Romanishin. – University of Oklahoma, 2006. – 175 p.

3. *Warner, B.D.* A Practical Guide to Lightcurve Photometry and Analysis / B.D. Warner. – New York : Springer-Verlag, 2006. – 298 p.

4. *Топорец, А.С.* Оптика шероховатой поверхности. / А.С. Топорец. – Л. : Машиностроение, 1988. – 191 с.

5. *Тучин, В.В.* Исследование биотканей методом светорассеяния / В.В. Тучин // Успехи физических наук. – 1997. – Т. 167. – С. 517–539.

6. *Bashkatov, A.N.* Optical Properties of Skin and Subcutaneous Tissues: a review / A.N. Bashkatov, E.A. Genina, V.V. Tuchin. // Journal of Innovative Optical Health Sciences. – 2011. – No. 1. – P. 9–38.

7. *Bashkatov A.N.*, Tissue Optical Properties. Chapter 5 in Handbook of Biomedical Optics / A.N. Bashkatov, E.A. Genina, V.V. Tuchin // Handbook of Biomedical Optics. / David A. Boas, Constantinos Pitris and Nimmi Ramanujam (editors), Taylor & Francis Group, LLC, CRC Press Inc. – 2011. – P. 67–100.

8. *Bezuglyi, M.A.* Optical biometry of biological tissues by ellipsoidal reflectors / M.A. Bezuglyi, N.V. Pavlovets // Proc. OSA-SPIE. – 2013. – P. 87–98.

9. *Безуглая, Н.В.* Особенности анизотропии светорассеяния волокнистыми биологическими тканями / Н.В. Безуглая, М.О. Безуглый, Г.С. Тымчик // Вестник НТУУ «КПИ». Серия «Приборостроение». – 2015. – № 2(50). – С. 169–175.

10. *Кривошлыков, А.Ю.* Цифровая коррекция искаженного видеосигнала ПЗС-приемника / А.Ю. Кривошлыков, С.П. Сахно, В.О. Смирнов, Г.С. Тымчик // Вестник НТУУ «КПИ». Серия «Приборостроение». – 1986. – № 16. – С. 59–62.

11. *Cheong, W.F.* A review of optical properties of biological tissues / W.F. Cheong, S.A. Prahl, A.J. Welch // Journal of quantum electronics. – 1990. – No. 12. – P. 2166–2239.

12. *Meglinski, I.V.* Modeling the reflectance spectra of the optical radiation for random inhomogeneous multi-layered highly scattering and absorbing media by the Monte Carlo technique / I.V. Meglinski // Quantum Electron. – 2011. – No. 31. – P. 1101–1107.



# Image processing at ellipsoidal photometry

Bezuglyi M.A., Bezuglaya N.V., Samilyak A.B.

National Technical University of Ukraine «Kyiv Polytechnic Institute»,  
Peremohy Ave., 37, 03056, Kiev, Ukraine

Received 29.01.2016

Accepted for publication 22.03.2016

**Abstract.** Ellipsoidal photometry using Charge-Coupled Device (CCD photometry), as a new kind of optical diagnostics of scattering media in reflected and/or transmitted light, requires the development of specific principles of data analysis. The object of this work was substantiation the principles of ellipsoidal CCD photometry at implementation of a new data processing method of spatial distribution of scattered optical flux. Procedure of photometric analysis include the steps of determining the image significance, as well as the size, configuration and illuminance in its respective areas with regard to the criteria to optimize the shape and sensitivity of the zone. Zone analysis schemes of photometric images for media with a radially symmetric and directed scattering are developed. Recommended to use the method of comparison with etalon for studies the technical surfaces and turbid media to determine their roughness and optical characteristics, respectively. During the analysis of biological media, there is a possible of prognosis the spatial distribution of the brightness of the image by means of statistical modeling of optical radiation in the system «biological medium + ellipsoidal reflector». That confirmed by comparing results of the numerical (direct Monte Carlo simulation) and the real experiment for samples different thickness of muscle porcine tissue *in vitro*. Parameters of the optical radiation, which used as input data for the simulation, correspond to a laser wavelength of 632.8 nm with a Gaussian distribution profile of power of 2 mW. As a CCD detector was used monochrome camera DMK-21Au04.AS, and ellipsoidal reflector with an eccentricity of 0.66 and working aperture of 33.75 mm. Obtained results of zone distribution of illumination across the field in real experimental photometric images during biometrics showed correlation with the total transmission, absorption and diffuse scattering coefficients. This interdependence may be important part of improvement inverse methods of determination the optical parameters of biological media.

**Keywords:** ellipsoidal photometry, ellipsoidal reflector, image processing, zone analysis.

**DOI:** 10.21122/2220-9506-2016-7-1-67-76

---

**Адрес для переписки:**

Безуглый М.А.  
Национальный технический университет Украины «Киевский  
политехнический институт»,  
пр. Победы, 37, 03056, г. Киев, Украина  
e-mail: mikhail\_bezuglyy@ukr.net

**Address for correspondence:**

Bezuglyi M.A.  
National Technical University of Ukraine «Kyiv Polytechnic  
Institute»,  
Peremohy Ave., 37, 03056, Kiev, Ukraine  
e-mail: mikhail\_bezuglyy@ukr.net

---

**Для цитирования:**

Безуглый М.А., Безуглая Н.В., Самияк А.Б.  
Обработка изображений при эллипсоидальной фотометрии.  
Приборы и методы измерений.  
2016. – Т. 7, № 1. – С. 67–76.  
**DOI:** 10.21122/2220-9506-2016-7-1-67-76

**For citation:**

Bezuglyi M.A., Bezuglaya N.V., Samilyak A.B.  
[Image processing at ellipsoidal photometry].  
*Pribory i metody izmerenij* [Devices and Methods of Measurements].  
2016, vol. 7, no. 1, pp. 67–76 (in Russian).  
**DOI:** 10.21122/2220-9506-2016-7-1-67-76

## References

1. Bezuglyi M.A., Bezuglaya N.V. Ellipsoidal reflectors in biomedical diagnostic. *Proc. SPIE*, 2013, p. 9032.
2. Romanishin W. An Introduction to Astronomical Photometry Using CCDs. University of Oklahoma, 2006, 175 p.
3. Warner B.D. A Practical Guide to Lightcurve Photometry and Analysis. New York: Springer-Verlag, 2006, 298 p.
4. Toporets A.S. *Optikha sherohovatoj poverhnosti* [Optics of rough surface]. Leningrad, Mashinostroenie Publ., 1988, 191 p. (in Russian).
5. Tuchin V.V. Light scattering study of tissues. *Physics-Uspokhi*, 1997, vol. 40(5), pp. 495–515.
6. Bashkatov A.N., Genina E.A., Tuchin V.V. Optical Properties of Skin and Subcutaneous Tissues: a review. *Journal of Innovative Optical Health Sciences*, 2011, no. 1, pp. 9–38.
7. Bashkatov A.N., Genina E.A., Tuchin V.V. Tissue Optical Properties / Chapter 5 in Handbook of Biomedical Optics, David A. Boas, Constantinos Pitris, and Nimmi Ramanujam (editors), *Taylor & Francis Group, LLC, CRC Press Inc.*, 2011, pp. 67–100.
8. Bezuglyi M.A., Pavlovets N.V. Optical biometry of biological tissues by ellipsoidal reflectors. *Proc. OSA-SPIE*, 2013, pp. 8798.
9. Bezuglaya N.V., Bezuglyi M.A., Tymchik G.S., Vonsevich K.P. *Vliyaniye osevoj anizotropii rasseyaniya biologicheskikh sred na tochnost' opredeleniya koefficientov metodom Monte-Karlo* [The influence of the axial anisotropy of the scattering by biological media on the accuracy of determination the optical coefficients by Monte Carlo method]. *Research Bulletin of NTUU «KPI»*, 2015, no. 1, pp. 85–91 (in Ukrainian).
10. Kryvoshlykov A.Yu., Sahno S.P., Smirnov V.A., Tymchik G.S. *Cifrovaya korrekciya iskazhionnogo videosignala PZS-priyomnika* [Digital correction of distorted video CCD detector] *Bulletin «KPI». Series Instrument Making*, 1986, no.16, pp. 59–62 (in Russian).
11. Cheong W.F., Prahl S.A., Welch A.J. A review of optical properties of biological tissues. *Journal of quantum electronics*, 1990, no. 12, pp. 2166–2239.
12. Meglinski I.V. Modeling the reflectance spectra of the optical radiation for random inhomogeneous multilayered highly scattering and absorbing media by the Monte Carlo technique. *Quantum Electron*, 2011, no. 31, pp. 1101–1107.