

Алгоритм полосовой точки для измерения параметров дифракционной картины в лазерной эктацитометрии эритроцитов

С.Ю.Никитин, В.Д.Устинов, С.Д.Шишкин

Рассмотрены вопросы измерения деформируемости эритроцитов методом лазерной дифрактометрии в сдвиговом потоке (эктацитометрии). Процедура измерений оптимизирована с учетом конечной разрешающей способности системы видеорегистрации лазерного эктацитометра. Предложен алгоритм, позволяющий с высокой точностью определять параметры дифракционных картин, необходимые для измерения характеристик распределения эритроцитов по деформируемости.

Ключевые слова: деформируемость эритроцитов, лазерная дифрактометрия, алгоритмы обработки данных.

1. Введение

При некоторых заболеваниях в крови человека присутствуют эритроциты, обладающие повышенной жесткостью. Такие клетки плохо проходят через капилляры и затрудняют доставку кислорода к органам и тканям организма. В качестве примера можно назвать серповидно-клеточную анемию [1], тропическую малярию [2], наследственный сфероцитоз [3]. Пониженная деформируемость эритроцитов может осложнять сахарный диабет, ишемическую болезнь сердца, нарушения мозгового кровообращения и многие другие заболевания [4]. В связи с этим важной задачей являются измерения деформируемости эритроцитов [5, 6], а также анализ факторов, влияющих на эту характеристику клеток крови [7–9]. Фундаментальные аспекты деформируемости эритроцитов можно изучать с помощью методик, работающих с отдельными клетками крови, – это втягивание эритроцита в микропипетку, атомная силовая микроскопия, лазерный пинцет [10]. Для медицинских приложений нужны методики, позволяющие быстро обрабатывать большие ансамбли клеток. Одной из них является лазерная дифрактометрия эритроцитов в сдвиговом потоке (эктацитометрия) [11–13].

Идея этого метода состоит в том, чтобы измерить деформацию клеток крови, находящихся в заданном поле сдвиговых напряжений. Сильно разбавленную суспензию эритроцитов заливают в зазор между стенками двух прозрачных коаксиальных стаканчиков, один из которых неподвижен, а другой может вращаться с заданной угловой скоростью (так называемая ячейка Куэтта). Вращение

подвижного стаканчика создает в суспензии сдвиговые напряжения, которые деформируют эритроциты, вытягивая их вдоль потока. Суспензию просвечивают лазерным пучком и наблюдают возникающую при этом картину рассеяния света – дифракционную картину.

На практике лазерную эктацитометрию эритроцитов применяют для диагностики и лечения серповидно-клеточной анемии, малярии и других заболеваний, связанных с нарушением деформируемости клеток крови. При этом ставится задача измерения не только средней деформируемости, но и характеристик распределения эритроцитов по деформируемости, в частности определения доли слабо деформируемых эритроцитов в исследуемом образце крови [14]. Для решения этой задачи рассматривались разные способы [15–18]. Нами предложены алгоритмы обработки данных лазерной эктацитометрии, позволяющие измерять характеристики распределения эритроцитов по деформируемости, такие как ее среднее значение, ширина и асимметрия распределения [19–22]. Один из алгоритмов – алгоритм кривизны линии – предполагает измерение кривизны линии isoинтенсивности (ЛИ) дифракционной картины. В настоящей работе обсуждается вопрос оптимизации данной процедуры с учетом конечной разрешающей способности системы видеорегистрации лазерного эктацитометра. Для решения этой задачи мы вводим понятие полосовой точки ЛИ, определяя ее как одну из точек круга кривизны линии в условиях, когда сама линия определена не точно, а задана в виде полосы конечной ширины.

2. Характеристики дифракционной картины

Следуя работам [19–22], мы моделируем эритроциты в сдвиговом потоке лазерного эктацитометра эллиптическими дисками с полуосями a и b . Учитывая неоднородность ансамбля эритроцитов, считаем параметры a и b случайными величинами и описываем их формулами $a = a_0(1 + \varepsilon)$, $b = b_0(1 - \varepsilon)$, где a_0 и b_0 – средние размеры полуосей, а ε – случайный параметр, среднее значение которого полагаем равным нулю, т. е. $\langle \varepsilon \rangle = 0$. Измеряемыми параметрами являются

С.Ю.Никитин, С.Д.Шишкин. Московский государственный университет им. М.В.Ломоносова, физический факультет, Россия, 119991 Москва, Воробьевы горы; e-mail: sergeynikitin007@yandex.ru

В.Д.Устинов. Московский государственный университет им. М.В.Ломоносова, факультет вычислительной математики и кибернетики, Россия, 119991 Москва, Воробьевы горы

Поступила в редакцию 10 мая 2020 г., после доработки – 11 февраля 2021 г.

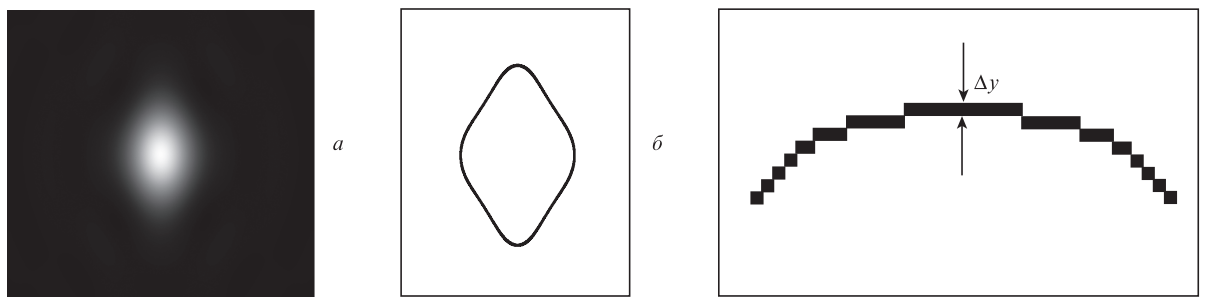


Рис.1. Дифракционная картина (а), линия изоинтенсивности (б) и тонкая структура этой линии вблизи ее верхней полярной точки (в); Δy – вертикальный размер одного пикселя дифракционной картины.

$$s = \frac{a_0}{b_0}, \quad \mu = \langle \varepsilon^2 \rangle, \quad v = \langle \varepsilon^3 \rangle, \tag{1}$$

которые характеризуют соответственно среднюю деформируемость эритроцитов, ширину и асимметрию их распределения по деформируемости.

Распределение интенсивности света в дифракционной картине представим в виде [22]

$$\tilde{I}(x, y) = \frac{\langle (ab)^2 G(\xi) \rangle}{\langle (ab)^2 \rangle}$$

или

$$\tilde{I} = \frac{\langle (1 - \varepsilon^2)^2 G(\xi) \rangle}{\langle (1 - \varepsilon^2)^2 \rangle}. \tag{2}$$

Здесь угловые скобки означают усреднение по ансамблю эритроцитов; $\tilde{I} = I/I_0$ – нормированная интенсивность; I – интенсивность света в данной точке дифракционной картины; I_0 – интенсивность центрального дифракционного максимума;

$$\xi = \xi(x, y) = \frac{k}{z} \sqrt{a^2 x^2 + b^2 y^2}; \tag{3}$$

x, y – координаты точки дифракционной картины; $k = 2\pi/\lambda$ – волновое число; λ – длина волны лазерного излучения; z – расстояние от измерительного объема до экрана наблюдения;

$$G(\xi) = \left[\frac{2J_1(\xi)}{\xi} \right]^2 \tag{4}$$

– функция Эйри; $J_1(\xi)$ – функция Бесселя первого порядка. Формулы (2)–(4) получены в приближении однократного рассеяния и аномальной дифракции; они описывают распределение интенсивности света в дальней зоне дифракции в области малых углов рассеяния и в той части пространства, которая лежит за пределами прямого лазерного пучка. Подробный вывод формул (2)–(4) дан в наших работах [23–27].

Линией изоинтенсивности дифракционной картины называется линия на экране наблюдения, на которой интенсивность рассеянного света имеет некое постоянное значение:

$$\tilde{I} = \text{const}. \tag{5}$$

Уравнения (2)–(5) неявным образом определяют функцию $y = y(x)$ или $x = x(y)$, описывающую форму линии

изоинтенсивности. Эта линия симметрична относительно декартовых осей координат.

Примем, что форма ЛИ может быть измерена с помощью лазерного эктацитометра. Однако результаты измерения не будут очень точными ввиду конечного разрешения дифракционной картины. На практике линией изоинтенсивности называют совокупность точек дифракционной картины, интенсивность света в которых лежит в малом интервале вблизи заданного значения: $\tilde{I}_0 \leq \tilde{I}(x, y) \leq \tilde{I}_0 + \Delta\tilde{I}$. Таким образом, ЛИ фактически представляет собой полосу малой, но конечной ширины (рис.1). Предельная ширина этой полосы определяется разрешающей способностью системы видеорегистрации лазерного эктацитометра.

Точки пересечения ЛИ с декартовыми осями координат называются полярными точками; таких точек всего четыре. Однако в силу симметрии ЛИ достаточно рассмотреть две из них – верхнюю и правую полярные точки. Верхняя полярная точка имеет координаты $x = 0, y = y_p$, а правая – $y = 0, x = x_p$.

Для измерения характеристик распределения эритроцитов по деформируемости мы предлагаем алгоритм, основанный на измерении кривизны ЛИ в ее полярных точках [22]. Входными параметрами для этого алгоритма являются безразмерные величины, определяемые формулами

$$C_1 = \sqrt{x(0) \left| \frac{d^2 x}{dy^2} (y = 0) \right|}, \quad C_2 = \sqrt{y(0) \left| \frac{d^2 y}{dx^2} (x = 0) \right|}.$$

Измерение C_1 и C_2 осложняется тем, что на практике ЛИ представляет собой полосу конечной ширины. Это обстоятельство снижает точность, с которой могут быть определены параметры кривизны ЛИ, а вместе с ними и искомые характеристики деформируемости эритроцитов.

3. Алгоритм полосовой точки

В работе [28] нами предложен способ измерения кривизны ЛИ, основанный на понятии полосовой точки. Полосовой точкой мы называем одну из точек круга кривизны кривой в условиях, когда эта кривая задана в виде полосы конечной ширины. Рассмотрим алгоритм полосовой точки на примере верхней полярной точки ЛИ. Параметр кривизны ЛИ в ее верхней полярной точке определяется как

$$C_2 = \frac{y_p}{x_2} \sqrt{2 \left| \frac{y_2}{y_p} - 1 \right|}. \tag{6}$$

Здесь x_2 и $y_2 = y(x_2)$ – координаты полосовой точки, причем

$$x_2 = 2x_p \sqrt[4]{\frac{\Delta y}{y_p}}, \quad (7)$$

где Δy – ширина ЛИ. Погрешность измерения параметра C_2 по формуле (6) не превышает

$$\delta C_2 = \sqrt{\frac{\Delta y}{y_p}}. \quad (8)$$

Видно, что эта погрешность возрастает с увеличением ширины линии Δy . Минимально возможная ее ширина Δy_{\min} определяется разрешающей способностью системы видеорегистрации лазерного эктацитометра, а именно: $\Delta y_{\min} = y_p/N_y$, где N_y – число пикселей в дифракционной картине на участке от центра картины до верхней полярной точки ЛИ. Минимальная погрешность измерения кривизны ЛИ $\delta C_2 = 1/\sqrt{N_y}$. Например, если $N_y = 10^4$, то $\delta C_2 = 1\%$. Полярные и полосовые точки линии изоинтенсивности показаны на рис.2.

Оценки, приведенные в работе [28], следует рассматривать как приближенные, поскольку они получены на основе приближенной формулы для кривизны ЛИ. Более точные данные можно получить на основе численных расчетов. Цель настоящей работы – проверка и уточнение алгоритма полосовой точки, предложенного в [28]. В частности, в уточнении нуждается формула (7) для координаты полосовой точки.

Следуя работе [22], введем параметр $c_0 = \sqrt{a_0 b_0}$ и нормированные координаты

$$U = \sqrt{s} \frac{k}{z} c_0 x, \quad V = \frac{1}{\sqrt{s}} \frac{k}{z} c_0 y. \quad (9)$$

Здесь параметр s определяется формулой (1). В этих координатах с учетом (3) ξ приобретает следующий вид:

$$\xi = \sqrt{(1 + \varepsilon)^2 U^2 + (1 - \varepsilon)^2 V^2}. \quad (10)$$

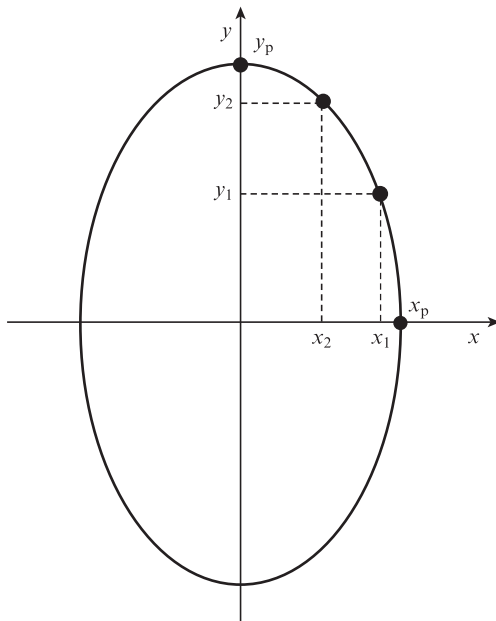


Рис.2. Полярные и полосовые точки на линии изоинтенсивности.

Формулы (2), (5) и (10) неявным образом определяют функцию $V = V(U)$ или $U = U(V)$, описывающую форму ЛИ. Параметр кривизны ЛИ вблизи ее верхней полярной точки записывается как

$$C_2 = s \sqrt{|V'(0) V''(0)|}.$$

Используя алгоритм полосовой точки, этот параметр можно вычислить по формуле

$$C_2 = s \frac{V_p}{U_2} \sqrt{2 \left| \frac{V_2}{V_p} - 1 \right|}. \quad (11)$$

Для проведения численных расчетов нужно выбрать конкретную модель ансамбля эритроцитов в сдвиговом потоке лазерного эктацитометра. Одной из простейших является модель бимодального ансамбля, который содержит клетки всего двух типов (жесткие и мягкие эритроциты). Пусть клетки первого типа характеризуются аспектным отношением $s_1 = a_1/b_1$, а второго типа – аспектным отношением $s_2 = a_2/b_2$. Долю клеток первого типа в ансамбле обозначим как p . Не ограничивая общности, будем считать, что $s_1 < s_2$. В этой модели параметры формы эритроцитов ε_1 и ε_2 согласно [19] принимают вид

$$\varepsilon_1 = \frac{s_1 - s}{s_1 + s}, \quad \varepsilon_2 = \frac{s_2 - s}{s_2 + s}. \quad (12)$$

Здесь

$$s = M + \sqrt{M^2 + s_1 s_2}, \quad M = (s_1 - s_2) \left(p - \frac{1}{2} \right). \quad (13)$$

Распределение интенсивности света в дифракционной картине описывается выражением

$$\tilde{I} = \frac{p(1 - \varepsilon_1^2)^2 G(\xi_1) + (1 - p)(1 - \varepsilon_2^2)^2 G(\xi_2)}{p(1 - \varepsilon_1^2)^2 + (1 - p)(1 - \varepsilon_2^2)^2}, \quad (14)$$

где

$$\xi_1 = \sqrt{(1 + \varepsilon_1)^2 U^2 + (1 - \varepsilon_1)^2 V^2}, \quad (15)$$

$$\xi_2 = \sqrt{(1 + \varepsilon_2)^2 U^2 + (1 - \varepsilon_2)^2 V^2}.$$

При выполнении условия (5) по формулам (14) и (15) находим ЛИ.

Координата верхней полярной точки этой линии $V_p = V(U = 0)$ определяется уравнением

$$\tilde{I} = p(1 - \varepsilon_1^2)^2 G[(1 - \varepsilon_1) V_p] + (1 - p)(1 - \varepsilon_2^2)^2 G[(1 - \varepsilon_2) V_p] \times [p(1 - \varepsilon_1^2)^2 + (1 - p)(1 - \varepsilon_2^2)^2]^{-1}, \quad (16)$$

а координата правой полярной точки $U_p = U(V = 0)$ – уравнением

$$\tilde{I} = p(1 - \varepsilon_1^2)^2 G[(1 + \varepsilon_1) U_p] + (1 - p)(1 - \varepsilon_2^2)^2 G[(1 + \varepsilon_2) U_p] \times [p(1 - \varepsilon_1^2)^2 + (1 - p)(1 - \varepsilon_2^2)^2]^{-1}. \quad (17)$$

Уравнение для координаты верхней полосовой точки

$$V_2 = V(U_2) \tag{18}$$

имеет вид

$$\tilde{I} = \frac{p(1 - \varepsilon_1^2)^2 G(\xi_1) + (1 - p)(1 - \varepsilon_2^2)^2 G(\xi_2)}{p(1 - \varepsilon_1^2)^2 + (1 - p)(1 - \varepsilon_2^2)^2}, \tag{19}$$

где

$$\begin{aligned} \xi_1 &= \sqrt{(1 + \varepsilon_1)^2 U_2^2 + (1 - \varepsilon_1)^2 V_2^2}, \\ \xi_2 &= \sqrt{(1 + \varepsilon_2)^2 U_2^2 + (1 - \varepsilon_2)^2 V_2^2}. \end{aligned} \tag{20}$$

Трансцендентное уравнение (19) для координаты полосовой точки V_2 можно решить численно с любой точностью, выбирая достаточно малым шаг ΔV_2 изменения координаты V_2 . Ограничим ΔV_2 условием

$$\Delta V_2 = \frac{V_p}{N_y}. \tag{21}$$

Поступая таким образом, мы допускаем неточность в определении координаты полосовой точки с тем, чтобы учесть конечную ширину линии изоинтенсивности. Число N_y в (21) характеризует разрешение дифракционной картины и является параметром расчета. Другим параметром расчета является координата полосовой точки U_2 в формулах (11) и (20).

Результат расчета C_2 мы сравниваем с точным значением этого параметра, которое находим по формулам [22]

$$C_{2ex} = s \sqrt{\frac{g_{1V} G' [(1 - \varepsilon_1) V_p] + g_{2V} G' [(1 - \varepsilon_2) V_p]}{h_{1V} G' [(1 - \varepsilon_1) V_p] + h_{2V} G' [(1 - \varepsilon_2) V_p]}}, \tag{22}$$

$$g_{1V} = (1 - \varepsilon_1)(1 + \varepsilon_1)^4 p, \quad g_{2V} = (1 - \varepsilon_2)(1 + \varepsilon_2)^4 (1 - p), \tag{23}$$

$$h_{1V} = (1 - \varepsilon_1)^3 (1 + \varepsilon_1)^2 p, \quad h_{2V} = (1 - \varepsilon_2)^3 (1 + \varepsilon_2)^2 (1 - p).$$

Функция $G'(\xi)$ определяется как

$$G'(\xi) = \frac{dG}{d\xi} = \frac{8}{\xi^3} [\xi J_0(\xi) - 2J_1(\xi)] J_1(\xi). \tag{24}$$

Погрешность измерения кривизны ЛИ с помощью алгоритма полосовой точки находим по формуле

$$\delta C_2 = \frac{|C_2 - C_{2ex}|}{C_{2ex}} 100\%. \tag{25}$$

4. Проверка алгоритма в численном эксперименте

Процедура проверки алгоритма полосовой точки состоит в следующем. Задавая параметры ансамбля эритроцитов s_1, s_2, p , находим характеристики этого ансамбля $s, \varepsilon_1, \varepsilon_2$ по формулам (12), (13). Затем по формулам (14), (15) находим распределение интенсивности света в дифракци-

онной картине, возникающей при рассеянии лазерного пучка на ансамбле эритроцитов. При выполнении условия (5) эти формулы описывают ЛИ, которая характеризуется нормированной интенсивностью света \tilde{I} . Решая численно уравнения (16) и (17), определяем координаты полярных точек этой линии V_p и U_p . Затем находим точное значение параметра кривизны ЛИ в ее верхней полярной точке C_{2ex} по формулам (22)–(24).

Итак, точное значение параметра кривизны линии изоинтенсивности C_{2ex} определено. Теперь находим значение параметра C_2 с помощью алгоритма полосовой точки, принимая во внимание конечную ширину ЛИ. Ширину линии ΔV_2 вблизи ее верхней полярной точки определяем по формуле (21). Выбираем координату верхней полосовой точки U_2 и находим вторую координату этой точки V_2 численно по формулам (19), (20), изменяя величину V_2 с шагом, равным ΔV_2 . При этом координата V_2 определяется не точно, а с погрешностью, равной ширине ЛИ. Полученные значения координат подставляем в формулу (11) и находим значение параметра кривизны ЛИ C_2 в условиях, когда эта линия задана в виде полосы конечной ширины. Параметрами этого расчета являются величина N_y в формуле (21), характеризующая разрешение дифракционной картины, а также нормированная координата верхней полосовой точки $U_2/U_p = x_2/x_p$. После этого оцениваем погрешность алгоритма полосовой точки по формуле (25).

Результаты расчетов представлены на рис.3,а–д, на которых показана погрешность измерения параметра кривизны ЛИ в зависимости от ее ширины и выбора координаты полосовой точки. По оси абсцисс отложено отношение координаты полосовой точки x_2 к координате полярной точки ЛИ x_p , а по оси ординат – погрешность измерения параметра кривизны линии в верхней полярной точке δC_2 , полученная с помощью алгоритма полосовой точки в условиях, когда ЛИ представляет собой полосу конечной ширины. Ширина этой полосы определяется формулой (21). Прямая горизонтальная линия указывает уровень погрешности, равной 1%. Найденную зависимость можно сравнить с приближенной зависимостью, приведенной в работе [28] и выраженной формулой

$$\delta C_2 = \frac{1}{2} \left[\frac{1}{N_y} \left(\frac{2x_p}{x_2} \right)^2 + \left(\frac{x_2}{2x_p} \right)^2 \right]$$

(показана на рисунке штриховой линией). Данные, представленные на рис.3, относятся к верхней полосовой точке ЛИ. Аналогичные результаты были получены и для правой полосовой точки.

Более полно результаты расчетов представлены в табл.1; были использованы следующие обозначения: s_1 – аспектное отношение для первой компоненты ансамбля эритроцитов, s_2 – аспектное отношение для второй компоненты ансамбля эритроцитов, p – доля частиц первого типа в ансамбле, N_x – разрешение системы видеорегистрации лазерного эктацитометра по горизонтальной оси, y_1 – вертикальная координата правой полосовой точки ЛИ, x_2 – горизонтальная координата верхней полосовой точки, x_p – координата правой полярной точки ЛИ, y_p – координата верхней полярной точки (эти точки показаны на рис.2), δC_1 – погрешность измерения параметра кривизны ЛИ в правой по-

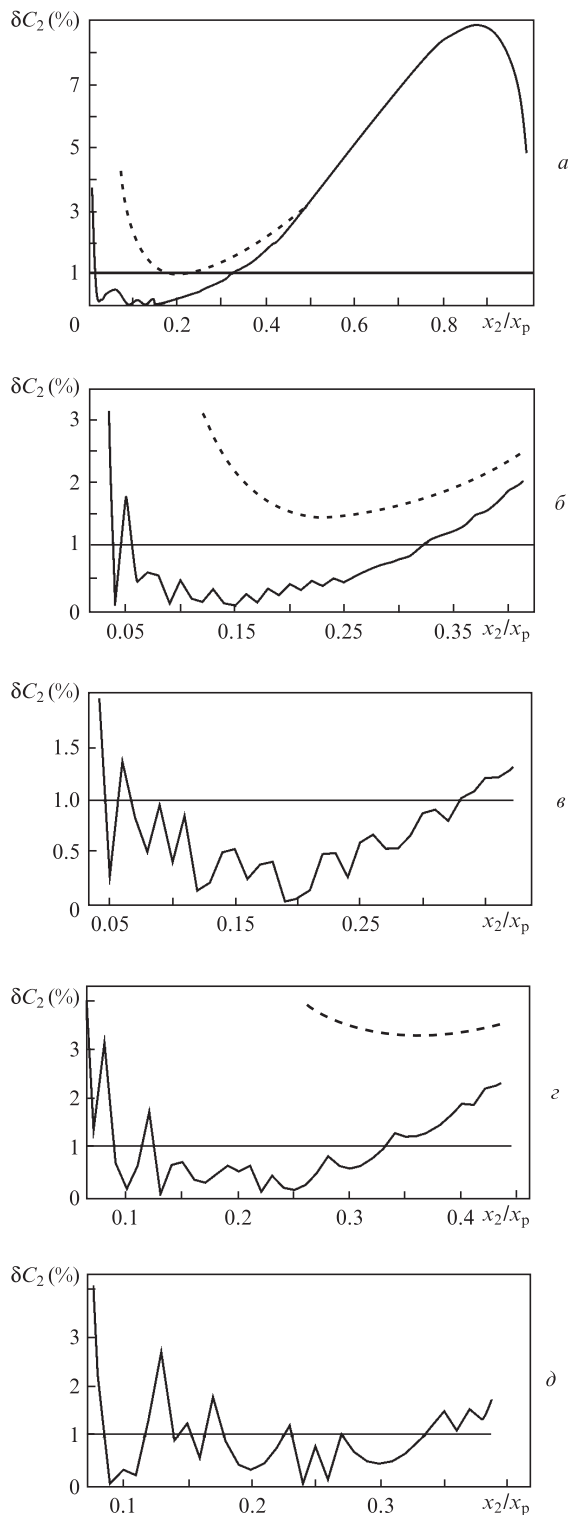


Рис.3. Погрешность измерения кривизны линии изоинтенсивности как функция координаты полосовой точки. Параметры расчета: $s_1 = 1, s_2 = 2, p = 0.5, \bar{I} = 0.05, N_x = 10^4$ (а); $s_1 = 1, s_2 = 2, p = 0.5, \bar{I} = 0.05, N_x = 5000$ (б); $s_1 = 1, s_2 = 2, p = 0.5, \bar{I} = 0.05, N_x = 2000$ (в); $s_1 = 1, s_2 = 2, p = 0.5, \bar{I} = 0.05, N_x = 1000$ (г); $s_1 = 1, s_2 = 2, p = 0.5, \bar{I} = 0.05, N_x = 500$ (д).

лярной точке, δC_2 – погрешность измерения параметра кривизны ЛИ в верхней полярной точке. Во всех случаях мы полагали одинаковым разрешение системы видеорегистрации по горизонтальной и вертикальной осям, т. е. $N_x = N_y$; уровень интенсивности света на ЛИ $\bar{I} = 0.05$.

Табл.1. Результаты численных расчетов.

Параметры расчета				Координаты полосовых точек	
s_1	s_2	p	N_x	y_1/y_p	x_2/x_p
				($\delta C_1 < 1\%$)	($\delta C_2 < 1\%$)
1.0	2.0	0.5	10^4	0.02–0.33	0.02–0.33
1.0	2.0	0.5	5000	0.06–0.33	0.06–0.33
1.0	2.0	0.5	2000	0.07–0.33	0.07–0.33
1.0	2.0	0.5	1000	0.13–0.33	0.13–0.33
1.0	2.2	0.5	2000	0.08–0.34	0.08–0.34
1.0	2.5	0.5	2000	0.09–0.17	0.09–0.17
1.5	3.0	0.5	2000	0.07–0.33	0.07–0.33
1.0	2.0	0.4	2000	0.09–0.18	0.09–0.61
1.0	2.0	0.3	5000	0.07–0.15	0.07–0.31
1.0	2.0	0.2	5000	0.07–0.15	0.06–0.29
1.0	2.0	0.1	5000	0.07–0.27	0.07–0.27
1.0	2.0	0.05	5000	0.07–0.56	0.07–0.26
1.0	2.0	0	5000	0.06–0.27	0.06–0.26

5. Обсуждение результатов и выводы

Численные эксперименты, проведенные на модели бимодального ансамбля эритроцитов, показывают, что для типичных экспериментальных условий с помощью алгоритма полосовой точки можно измерить параметры кривизны ЛИ с погрешностью, не превышающей 1% (см. рис.3 и табл.1). При этом, как правило, достаточно иметь разрешающую способность лазерного эктацитометра, характеризуемую числами $N_x = N_y = 2000$. Лишь в отдельных случаях для достижения такой точности измерений требуется разрешение на уровне $N_x = N_y = 5000$. Таким образом, при условии хорошего качества дифракционной картины алгоритм полосовой точки обеспечивает точность, достаточную для практических приложений.

Анализ полученных данных позволяет сделать вывод, что оптимальные значения координат полосовых точек определяются формулами

$$y_1 = y_p \sqrt[4]{\frac{\Delta x}{x_p}}, \quad x_2 = y_p \sqrt[4]{\frac{\Delta y}{y_p}}.$$

Здесь x_p и y_p – координаты полярных точек, а Δx , Δy – ширины линии изоинтенсивности вблизи полярных точек. Минимальные значения Δx и Δy определяются как

$$\Delta x = \frac{x_p}{N_x}, \quad \Delta y = \frac{y_p}{N_y},$$

где N_x и N_y – число пикселей в дифракционной картине по горизонтальной и вертикальной оси соответственно. В этом случае

$$y_1 = \frac{y_p}{\sqrt[4]{N_x}}, \quad x_2 = \frac{x_p}{\sqrt[4]{N_y}}. \tag{26}$$

Например, если $N_x = N_y = 2000$, то $y_1 = 0.15y_p$ и $x_2 = 0.15x_p$.

6. Заключение

Рассмотрена задача измерения кривизны линий изоинтенсивности дифракционных картин в лазерной экта-

цитометрии эритроцитов. Эти параметры являются входными данными для алгоритма [22], который позволяет измерять характеристики деформируемости эритроцитов на основе данных лазерной эктацитометрии. Конечное разрешение дифракционной картины приводит к тому, что на практике ЛИ представляет собой полосу конечной ширины. Для измерения кривизны такой линии нами предложен алгоритм, основанный на понятии полосовой точки. Полосовой точкой мы называем одну из точек круга кривизны линии в условиях, когда сама эта линия определена не точно, а задана в виде полосы конечной ширины. Предлагаемый нами алгоритм измерения кривизны ЛИ дифракционной картины выражается формулами

$$C_1 = \frac{x_p}{y_1} \sqrt{2 \left| \frac{x_1}{x_p} - 1 \right|}, \quad C_2 = \frac{y_p}{x_2} \sqrt{2 \left| \frac{y_2}{y_p} - 1 \right|},$$

где C_1, C_2 – параметры кривизны линии в ее полярных точках; x_p, y_p – координаты полярных точек; x_1, y_1 и x_2, y_2 – координаты полосовых точек ЛИ (см. рис.2). Приближенные аналитические выражения для координат полосовых точек были получены нами в работе [28]. В настоящей работе на основе данных численного эксперимента уточнены оценки и сделан вывод, что оптимальный выбор координат полосовых точек определяется формулами (26), где числа N_x и N_y характеризуют разрешающую способность системы видеорегистрации лазерного эктацитометра по двум осям координат.

Отметим, что для измерения кривизны линии изointенсивности с помощью алгоритма полосовой точки требуется минимальный объем информации: координаты четырех полярных и восьми полосовых точек ЛИ. Это упрощает процедуру измерения характеристик деформируемости эритроцитов на основе лазерной эктацитометрии, предложенную в работе [22].

Работа выполнена при поддержке Российского научного фонда (грант № 18-71-00158).

1. Rabai M., Detterich J.A., Wenby R.B., Hernandez T.M., Toth K., Meiselman H.J., Wood J.C. *Biorheology*, **51** (2–3), 159 (2014).
2. Dondorp A.M., Angus B.J., Hardeman M.R., Chotivanich K.T., Silamut K., Ruangveerayuth R., Kager P.A., White N.J., Vreeken J. *Am. J. Trop. Med. Hyg.*, **57** (5), 507 (1997).
3. Da Costa L., Galimand J., Fenneteau O., Mohandas N. *Blood Rev.*, **27** (4), 167 (2013).
4. Toth K., Kesmarky G., Alexy T., in *Handbook of Hemorheology and Hemodynamics*. Ed. by O.K.Baskurt, M.R.Hardeman, M.W.Ramplung, H.J.Meiselman (Amsterdam: IOS Press, 2007, pp 392–432).

5. Зинчук В.В. *Успехи физиол. наук*, **32** (3), 64 (2001).
6. Huisjes R., Bogdanova A., van Solinge W.W., Schifflers R.M., Kaestner L., van Wijk R. *Front. Physiol.*, **9**, 656 (2018).
7. Муравьев А.В., Михайлов П.В., Тихомирова И.А. *Регионарное кровообращение и микроциркуляция*, **16** (2), 90 (2017).
8. Muravyov A.V., Tikhomirova I.A. *Clin. Hemorheol. Microcirc.*, **53**, 45 (2013).
9. Semenov A.N., Shirshin E.A., Muravyov A.V., Priezzhev A.V. *Front. Physiol.*, **10**, 923 (2019).
10. Kim Y., Kim K., Park Y., in *Blood Cell – An Overview of Studies in Hematology*. Ed. by T.E.Moschandreou (InTech, 2012, pp 167–195).
11. Bessis M., Mohandas N. *Blood Cells*, **1**, 307 (1975).
12. Baskurt O.K., Hardeman M.R., Uyuklu M., Ulker P., Cengiz M., Nemeth N., Shin S., Alexy T., Meiselman H.J. *Biorheology*, **46**, 251 (2009).
13. Фирсов Н.Н., Джанашия П.Х. *Введение в экспериментальную и клиническую гемореологию* (М: Изд-во РГМУ, 2008).
14. Renoux C., Parrow N., Faes C., Joly P., Hardeman M., Tisdale J., Levine M., Garnier N., Bertrand Y., Kebaili K., Cuzzubbo D., Cannas G., Martin C., Connes P. *Clin. Hemorheol. Microcirc.*, **62**, 173 (2016).
15. Plasek J., Marik T. *Appl. Opt.*, **21** (23), 4335 (1982).
16. Streekstra G.J., Dobbe J.G.G., Hoekstra A.G. *Opt. Express*, **18** (13), 14173 (2010).
17. Rabai M., Meiselman H.J., Wenby R.B., Detterich J.A., Feinberg J. *J. Biorheology*, **49**, 317 (2012).
18. Rab M.A.E., Oirschot B.A., Bos J., Merckx T.H., Wesel A.C.W., Abdulmalik O., Safo M.K., Versluis B.A., Houwing M.E., Cnossen M.H., Riedl J., Schutgens R.E.G., Pasterkamp G., Bartels M., Beers E.J., Wijk R. *Am. J. Hematol.*, **94**, 575 (2019).
19. Nikitin S.Yu., Priezzhev A.V., Lugovtsov A.E., Ustinov V.D., Razgulina A.V. *J. Quant. Spectrosc. Radiat. Transfer*, **146**, 365 (2014).
20. Nikitin S.Yu., Ustinov V.D., Yurchuk Yu.S., Lugovtsov A.E., Lin M.D., Priezzhev A.V. *J. Quantum. Spectrosc. Radiat. Transfer*, **178**, 315 (2016).
21. Никитин С.Ю., Устинов В.Д., Цыбров Е.Г., Приезжев А.В. *Изв. Саратовского ун-та. Новая серия. Сер. Физика*, **17** (3), 150 (2017).
22. Никитин С.Ю., Устинов В.Д., Шишкин С.Д., Лебедева М.С. *Квантовая электроника*, **50** (9), 888 (2020) [*Quantum Electron.*, **50** (9), 888 (2020)].
23. Nikitin S.Yu., Priezzhev A.V., Lugovtsov A.E., in *Advanced Optical Flow Cytometry: Methods and Disease Diagnoses*. Ed. by V.V.Tuchin (Wiley, 2011, pp 133–154).
24. Никитин С.Ю., Луговцов А.Е., Приезжев А.В. *Квантовая электроника*, **40** (12), 1074 (2010) [*Quantum Electron.*, **40** (12), 1074 (2010)].
25. Никитин С.Ю., Луговцов А.Е., Приезжев А.В., Устинов В.Д. *Квантовая электроника*, **41** (9), 843 (2011) [*Quantum Electron.*, **41** (9), 843 (2011)].
26. Nikitin S.Yu., Priezzhev A.V., Lugovtsov A.E. *J. Quant. Spectrosc. Radiat. Transfer*, **121**, 1 (2013).
27. Никитин С.Ю. Докт. дис. (Саратов, СГУ, 2016).
28. Nikitin S.Yu., Ustinov V.D., Shishkin S.D. *J. Quantum. Spectrosc. Radiat. Transfer*, **235**, 272 (2019).