

4. Гудков А.Г., Лазаренко М.И., Леушин В.Ю., Чететкин А.В. Технологии трансфузиологии. – М.: Сайнс-Пресс, 2012. 272 с.
5. Волкова С.Д., Чеботкевич В.Н., Кирьянова Г.Ю. и др. Алгоритм обеспечения ЦМВ-негативными гемокомпонентами больных группы риска // Трансфузиология. 2015. № 1. С. 24-35.
6. Бобрехин А.Ф., Гудков А.Г., Леушин В.Ю., Лемонджав В.Н., Петров В.И., Щукин С.И. Оборудование для тепловой обработки и хранения компонентов и препаратов крови // Медицинская техника. 2015. № 2. С. 40-43.
7. Гудков А.Г., Иванов Ю.А., Мешков С.А., Агасиева С.В., Петров В.И., Синякин В.Ю., Щукин С.И. Исследование возможностей радиочастотной идентификации с пассивными метками в инвазивной биосенсорике // Медицинская техника. 2015. № 2. С. 26-29.
8. Бобрехин А.Ф., Борозинцев А.С., Лемонджав В.Н., Леушин В.Ю., Маржановский И.Н. Устройство для безопасного хранения тромбоцитосодержащих трансфузионных сред с использованием информационных и РЧИД технологий / Материалы конференции «СВЧ-техника и телекоммуникационные технологии», г. Севастополь, 6-12 сентября 2015 г.
9. Гудков А.Г. Комплексная технологическая оптимизация оборудования с использованием микроволновой и тепловой техники для обработки и хранения компонентов крови / Материалы конференции «СВЧ-техника и телекоммуникационные технологии», г. Севастополь, 6-12 сентября 2015 г.

Александр Викторович Чететкин,
д-р мед. наук, профессор, директор,
Владимир Васильевич Данильченко,
д-р мед. наук, профессор,
руководитель научно-организационного отдела,
Мария Шаженовна Григорьян,
научный сотрудник,
Александр Борисович Макеев,
канд. мед. наук,
зав. трансфузиологическим отделением,
ФГБУ «Российский научно-исследовательский
институт гематологии и трансфузиологии
Федерального медико-биологического агентства»,
г. С.-Петербург,
Александр Григорьевич Гудков,
д-р техн. наук, генеральный директор,
ООО «НПИ ФИРМА «ГИПЕРИОН»,
Сергей Игоревич Щукин,
д-р техн. наук, профессор,
зав. кафедрой «Медико-технические
информационные технологии» (БМТ-2),
МГТУ им. Н.Э. Баумана,
г. Москва,
e-mail: ooo.giperion@gmail.com

В.А. Дубровский, М.Ф. Медведева

Акусто-оптический метод определения группы крови на основе дискретной обработки фотоизображений

Аннотация

Статья посвящена разработке акусто-оптического метода определения группы крови на основе анализа цифровых фотоизображений седиментации эритроцитов, их агрегатов и иммунных комплексов (агглютинатов). Предложены и экспериментально апробированы два варианта дискретного способа обработки фотоизображений с целью увеличения надежности инструментального типирования крови человека. Эксперименты выполнены на образцах крови по системе АВ0 перекрестным образом. Показано, что предложенные дискретные способы обработки фотоизображений позволяют в сотни раз увеличить разрешающую способность акусто-оптического метода типирования крови по сравнению с традиционным фотометрическим подходом и, следовательно, повысить надежность определения групповой принадлежности крови.

1 Введение

Разработка методов и устройств инструментального определения групповой принадлежности крови донора или реципиента является чрезвычайно важной задачей в связи с большой частотностью этого вида гематологического теста. Отличие подобных приборов от иных измерительных систем заключается в том, что для них понятие точности измерений не имеет особого смысла, они должны быть абсолютными – возможность ошибки определения группы крови должна быть исключена. Можно считать, что параметром, ответственным за достоверность определения группы крови, является разрешающая способность R (resolution) метода или реального прибора. Существуют разные способы введения этого параметра [1]–[4], его смысл – показать, насколько сильно измеряемая прибором физическая величина в случае положительной реакции агглютинации отличается от той же величины, но при отрицательной реакции. Естественно, достоверность определения группы крови возрастает с увеличением R .

В силу высокой специфичности образцов крови разных доноров или реципиентов величина разрешения может варьировать в широких пределах, даже если образцы соответству-

ют одной и той же группе. Специфичность обусловлена многими факторами, например, агглютинационной активностью эритроцитов, концентрацией эритроцитов в образце, содержанием гемоглобина, вязкостью анализируемой крови и др. По этой причине разработчики приборов для определения группы крови, помимо стремления максимально увеличить разрешение R , в результате технических и медико-биологических испытаний устанавливают определенные пороговые значения $R_{\text{пор}}(\text{max})$ и $R_{\text{пор}}(\text{min})$. Если для исследуемого образца крови измеренная величина R превышает заданное пороговое значение $R_{\text{пор}}(\text{max})$, то реакция агглютинации признается состоявшейся (положительная), если же $R < R_{\text{пор}}(\text{min})$, то реакция не состоялась (отрицательная). Тогда по совокупности подобных экспериментов с данным образцом крови, но с различными сыворотками устанавливается группа анализируемой крови. Если же измеренная величина разрешения R в эксперименте хотя бы с одной из четырех сывороток оказывается в зоне «неопределенности» $R_{\text{пор}}(\text{min}) \leq R \leq R_{\text{пор}}(\text{max})$, то невозможно сделать вывод о реакции агглютинации. В этом случае группа крови не устанавливается, а прибор показывает, что группа крови не была определена. Такой подход является общепринятым [5], [6], так как ошибка в определении группы крови при

трансфузии может привести к летальному исходу. Естественно, увеличение разрешающей способности устройства для типирования крови увеличивает отстройку результата измерений R относительно выбранного «коридора» $R_{\text{пор}}(\min) \dots R_{\text{пор}}(\max)$ и, следовательно, не только повышает надежность определения группы крови, но и снижает число образцов крови неустановленной группы. Изложенное делает актуальным поиск путей повышения разрешающей способности метода инструментального определения группы крови.

Одним из способов повышения разрешающей способности прибора для типирования крови является использование акусто-оптического метода, предложенного в [7] и детально рассмотренного, например, в [8], [9]. В работах [3], [4] этот метод был дополнен цифровой фоторегистацией эритроцитов и их агглютинатов. В [10] были рассмотрены фотометрический и статистический способы обработки фотоизображений при типировании крови акусто-оптическим методом. В данном исследовании предлагаются два новых варианта дискретного способа обработки фотоизображений. Задачами рассматриваемой работы являются экспериментальная апробация предложенного здесь способа обработки фотоизображений дискретным образом, выявление особенностей такого подхода, оценка достижимых величин разрешающей способности акусто-оптического метода типирования крови при использовании дискретного способа обработки фотоизображений.

2 Материалы и методы

2.1 Техника экспериментов

Разрабатываемый акусто-оптический метод определения группы крови апробировался в рамках перекрестного способа, состоящего из двух компонент: прямого и обратного способов типирования крови. Объектами исследования являлись донорская кровь четырех групп по системе АВ0, соответствующие агглютинирующие сыворотки и стандартные эритроциты.

Образцы донорской крови центрифугировались, при этом эритроцитарная масса и ее плазма использовались для типирования образца крови прямым и обратным способами соответственно. Всего в экспериментах использовались 16 проб для прямой компоненты кросс-метода и 12 проб для обратной. После приготовления образца каждая проба подвергалась воздействию стоячей вертикально ориентированной ультразвуковой (УЗ) волны. Комплекс предварительных экспериментов выявил оптимальные условия для наблюдения реакции агглютинации эритроцитов для обеих компонент перекрестного метода, такие как соотношение объемов «стандартная сыворотка/исследуемые эритроциты» (прямой подход кросс-метода) или «исследуемая плазма/стандартные эритроциты» (обратный подход). Кроме того, были оптимизированы такие параметры, как степень разведения физиологическим раствором эритроцитарной массы или плазмы, время УЗ-зондирования, время инкубации образца и т. п. [11]. Более подробно вопросы пробоподготовки и техники проведения экспериментов обсуждались в [10].

Образец зондировался коллимированным световым лучом с максимумом мощности на длине волны $\lambda = 540$ нм, соответствующей одному из максимумов поглощения гемоглобина в зеленой области спектра. Затем кювета с исследуемой взвесью фотографировалась с помощью веб-камеры «Logitext-Quick Cam», полученное фотоизображение обрабатывалось на ПК.

2.2 Компьютерная обработка фотоизображений

Предложенные способы дискретной обработки фотоизображений реализовывались лишь для G составляющей RGB-разложения каждого из фотоизображений. На каждом из них выбиралась зона квадратной формы, ширина которой w соответствовала зондирующему световому лучу и могла варьироваться в зависимости от задачи эксперимента (рис. 1).

Из рис. 1 видно, что в случае отрицательной реакции (рис. 1а) наблюдается сильное поглощение зондирующего из-

лучения гемоглобином эритроцитов. При положительной реакции агглютинации (рис. 1б), вследствие быстрой седиментации сформированных УЗ крупных агглютинатов, среда становится значительно более прозрачной. Важно отметить, что каждой цифровой фотографии ставится в соответствие матрица значений яркости B , характеризующая анализируемое изображение.

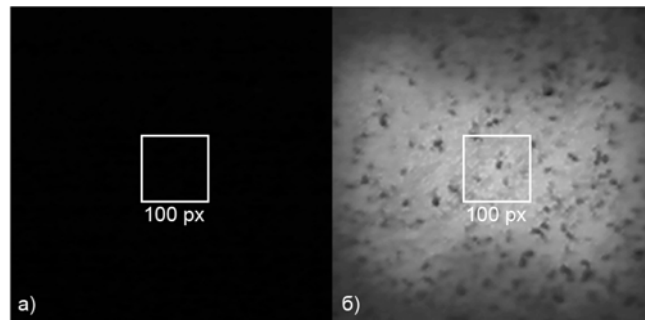


Рис. 1. Типичные фотографии засветки фотокамеры в зеленом G канале RGB-разложения для прямого метода типирования крови: отрицательная (а), положительная (б) реакции агглютинации эритроцитов. Ширина зоны статистической обработки экспериментальных результатов $w = 100$ пикселей

2.2.1 Расчет количества пикселей с заданной величиной яркости

В рамках предлагаемого дискретного способа проведем анализ каждого пиксела с учетом его яркости. Как и в [10], по выбранной зоне w строится распределение числа пикселей анализируемой области от величины их яркости $N(B)$ (рис. 2).

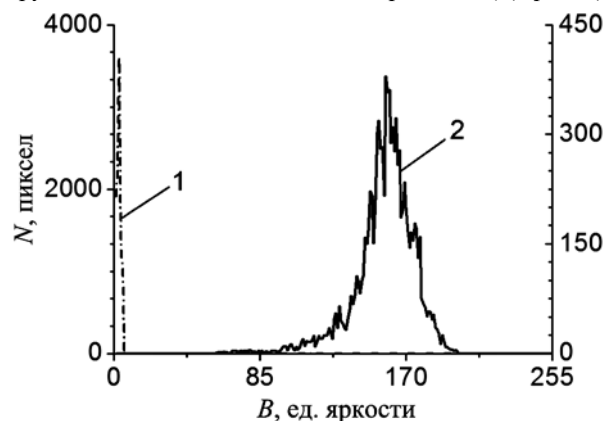


Рис. 2. Типичный вид распределения числа пикселей $N(B)$ с яркостью, равной B , по области с $w = 100$ пикселей для отрицательной реакции $N_-(B)$ (кривая 1, левая ось ординат) и положительной реакции $N_+(B)$ (кривая 2, правая ось ординат)

Далее в выбранной зоне w определялось число пикселей $N(B \geq B_{\text{пор}})$ с яркостью, превышающей некоторое заданное исследователем пороговое значение $B_{\text{пор}}$. Эту величину можно рассчитать по формуле

$$N(B \geq B_{\text{пор}}) = \sum_{k=B_{\text{пор}}}^{255} N_k,$$

где k – текущая яркость пиксела; $B_{\text{пор}}$ – выбранное пороговое значение яркости; N_k – количество пикселей изображения с яркостью, равной k . Как видно из рис. 1, число пикселей значительной яркости для отрицательной реакции агглютинации мало (рис. 1а), в то время как для положительной реакции число пикселей с такой и большей яркостью (рис. 1б) чрезвычайно велико. Тогда за разрешающую способность метода можно принять соотношение числа таких пикселей для положительной $N_+(B \geq B_{\text{пор}})$ и отрицательной $N_-(B \geq B_{\text{пор}})$ реакций агглютинации $R_N = N_+(B \geq B_{\text{пор}}) / N_-(B \geq B_{\text{пор}})$.

Такой подход позволяет получить большее, по сравнению с фотометрическим подходом, значение разрешения. Дей-

ствительно, средняя по зоне w яркость $\bar{B}$ ограничена пределами $0 \leq \bar{B} \leq 255$ (для 8-разрядной веб-камеры), в то время как число пикселей с яркостью, превышающей некоторое заданное пороговое значение $N(B \geq B_{\text{пор}})$ (дискретный подход), может изменяться в значительно более широких пределах: $0 \leq N(B \geq B_{\text{пор}}) \leq N_0$, где N_0 – полное число пикселей, определяемое размерами зоны w .

Из рис. 3а видно, что при $B_{\text{пор}} = 0$ величина $N_+ = N_- = N_0$. В этом случае, очевидно, $R_N = N_+ / N_- = 1$. Следовательно, выбирать значение $B_{\text{пор}} = 0$ не имеет практического смысла в рамках данного подхода. Обозначим точку пересечения кривой 1 (рис. 3а) с осью абсцисс как $B_{\text{кр}}$ (критическое значение яркости). Очевидно, что для отрицательной реакции пикселей с яркостью выше $B_{\text{кр}}$ полностью отсутствуют на изображении. Поэтому бессмысленно выбирать значение $B_{\text{пор}}$ большим значения $B_{\text{кр}}$, так как в этом случае $N_-(B \geq B_{\text{пор}}) = 0$ и величина разрешения $R_N(B_{\text{пор}}) = N_+(B \geq B_{\text{пор}}) / N_-(B \geq B_{\text{пор}})$ теряет смысл (на рис. 3а $B_{\text{кр}} = 6$). Наибольшее значение разрешающей способности метода R_N будет достигнуто в случае выбора значения $B_{\text{пор}} = B_{\text{кр}} - 1$ в силу того, что в случае отрицательной реакции агглютинации кривая зависимости $N_-(B \geq B_{\text{пор}})$ с ростом $B_{\text{пор}}$ монотонно убывает, а значение $N_+(B \geq B_{\text{пор}})$ достаточно долго остается постоянным.

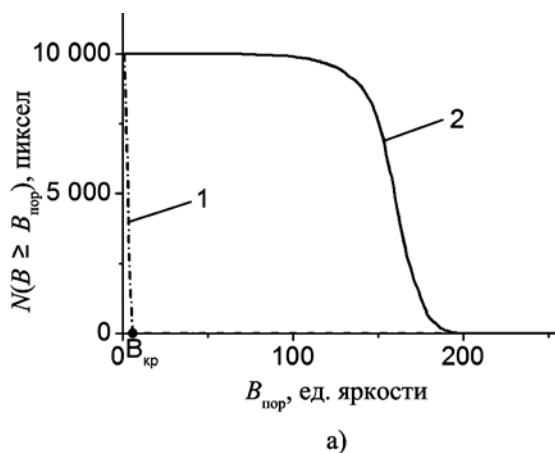
2.2.2 Расчет суммарной яркости пикселей фотоизображения

Разрешение метода может быть увеличено дополнительно, если учесть не только число пикселей, яркость которых превышает некоторое заданное пороговое значение $B_{\text{пор}}$, но и яркость этих пикселей. Действительно, при отрицательной реакции агглютинации (рис. 1а) мало не только число пикселей, для которых $B \geq B_{\text{пор}}$, но и их яркость и, как результат, мала суммарная яркость таких пикселей S_- . В то же время для положительной реакции агглютинации (рис. 1б) число пикселей с яркостью $B \geq B_{\text{пор}}$ велико и, кроме того, их яркость значительна. Поэтому для этого случая суммарная яркость всех пикселей S_+ при условии $B \geq B_{\text{пор}}$ превышает величину S_- . Тогда разрешение акусто-оптического метода типирования крови с дискретной обработкой фотоизображений $R_S = S_+ / S_-$ может оказаться чрезвычайно высоким.

Обозначения:

$$S_+ = \sum_{m=1}^{m_0} B_m = \sum_{i=B_{\text{пор}}}^{255} i \cdot N_i$$

– сумма яркостей пикселей, значения которых превышают заданную пороговую величину $B_{\text{пор}}$ (положительная реакция агглютинации); m – номер пикселя; B_m – яркость m -го пикселя; m_0 – общее число пикселей с яркостями выше $B_{\text{пор}}$; i – текущая яркость пикселя; N_i – число пикселей фотоизображения с яркостью i .



Для отрицательной реакции

$$S_- = \sum_{n=1}^{n_0} B_n = \sum_{j=B_{\text{пор}}}^{255} j \cdot N_j$$

– сумма яркостей пикселей, для которых $B \geq B_{\text{пор}}$; смысл n , n_0 и j аналогичен m , m_0 и i , но для отрицательной реакции агглютинации.

На рис. 3б представлены зависимости суммарной яркости пикселей изображения $S(B \geq B_{\text{пор}})$ от значения $B_{\text{пор}}$ для отрицательной (кривая 1) и положительной (кривая 2) реакций агглютинации. Зависимость $S(B \geq B_{\text{пор}})$ (рис. 3б) имеет сходство с аналогичными графиками $N(B \geq B_{\text{пор}})$ (рис. 3а) попарно для отрицательной и положительной реакций агглютинации. Однако имеется и существенное отличие: величины S_+ и S_- различаются даже при нулевом значении пороговой яркости $B_{\text{пор}} = 0$. Последнее позволяет получать высокое разрешение метода $R_S = S_+(B \geq B_{\text{пор}}) / S_-(B \geq B_{\text{пор}})$ даже при значении пороговой яркости $B_{\text{пор}} = 0$, в то время как при $B_{\text{пор}} = 0$ величина $N_+ = N_- = N_0$, тогда $R_N = N_+ / N_- = 1$. В то же время наибольшее значение R_S , как и в случае предыдущего подхода (раздел 2.2.1), достигается при $B_{\text{пор}} = B_{\text{кр}} - 1$. Заметим, что величина предельно допустимого (критического) значения пороговой яркости $B_{\text{кр}}$ определялась по аналогии с предыдущим подходом по положению точки пересечения кривой $S_-(B \geq B_{\text{пор}})$ с осью абсцисс (на рис. 3б $B_{\text{кр}} = 6$).

3 Обсуждение результатов

Средняя по образцам величина разрешающей способности, а также разброс ее значений для двух рассмотренных подходов к дискретной обработке фотоизображений при акусто-оптическом типировании крови приведены в табл. 1. Значения минимально возможного $R_{\text{мин}}$, среднего $\bar{R}$ и максимально возможного $R_{\text{макс}}$ разрешений для обоих подходов вычислялись для зоны ширины $w = 100$ следующим образом: $R_N = \bar{N}_+ / \bar{N}_-$ ($R_S = \bar{S}_+ / \bar{S}_-$), где $\bar{N}_+$ и $\bar{N}_-$ ($\bar{S}_+$ и $\bar{S}_-$) – соответствующие средние значения N_+ и N_- (S_+ и S_-) по всем измеренным образцам крови; $R_{N, \text{мин}} = N_{+, \text{мин}} / N_{-, \text{макс}}$ ($R_{S, \text{мин}} = S_{+, \text{мин}} / S_{-, \text{макс}}$), где $N_{+, \text{мин}}$ и $N_{-, \text{макс}}$ ($S_{+, \text{мин}}$ и $S_{-, \text{макс}}$) – минимальное значение N_+ (S_+) и максимальное значение N_- (S_-) по всем результатам измерений соответственно; $R_{N, \text{макс}} = N_{+, \text{макс}} / N_{-, \text{мин}}$ ($R_{S, \text{макс}} = S_{+, \text{макс}} / S_{-, \text{мин}}$), где $N_{+, \text{макс}}$ и $N_{-, \text{мин}}$ ($S_{+, \text{макс}}$ и $S_{-, \text{мин}}$) – максимальное значение N_+ (S_+) и минимальное значение N_- (S_-) по всем результатам измерений соответственно. Для сравнения в табл. 1 приводятся данные для традиционного фотометрического подхода, взятые из [10].

Из табл. 1 видно, что любой из двух предложенных здесь вариантов дискретного метода обработки фотоизображений может выступать в качестве альтернативы фотометрическому. Подход, основанный на подсчете числа пикселей с яркостью, превышающей пороговое значение, приводит к увеличению разрешающей способности на 1...2 порядка при $B_{\text{пор}} = 5$, одна-

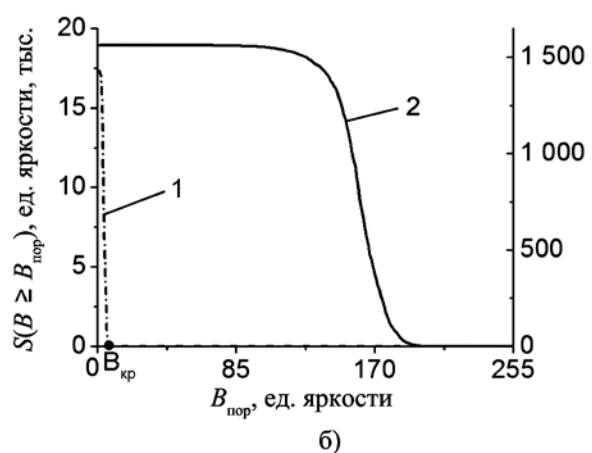


Рис. 3. Зависимости: а) числа пикселей, яркость которых превышает заданное пороговое значение $N(B \geq B_{\text{пор}})$; б) суммарной яркости пикселей, яркость которых превышает заданное пороговое значение $S(B \geq B_{\text{пор}})$, от величины порогового значения яркости $B_{\text{пор}}$ для отрицательной (кривая 1, левая ось ординат) и положительной (кривая 2а – левая ось ординат; кривая 2б – правая ось ординат) реакции агглютинации. Ширина зоны $w = 100$ пикселей

ко уже при $B_{пор} = 4$ величина $\overline{R}_N$ резко снижается. Наиболее перспективным является подход, основанный на определении суммарной яркости пикселей фотоизображения. Как показывают расчеты, значение разрешения R_S возрастает с ростом значения $B_{пор}$, причем значимое отличие положительной реакции от отрицательной достигается даже в случае значения пороговой яркости $B_{пор} = 0$. Однако с ростом $B_{пор}$ возрастает и разброс значений R_S и, как следствие, уменьшаются надежность измерений и повторяемость результатов.

Очевидно, что разрешающая способность метода зависит от размера зоны w , выбранной для статистической обработки экспериментальных результатов. Расчеты показывают, что с увеличением w для обоих предложенных дискретных подходов к обработке фотоизображений величины разрешения R_N и R_S сначала остаются практически постоянными, а затем снижаются, когда размеры зоны w оказываются соизмеримыми с размерами светового пятна зондирующего излучения. При этом остается справедливым соотношение $R_S \gg R_N$; более того, в тех случаях, когда первый дискретный подход (раздел 2.2.1) не позволяет надежно отличить положительную реакцию агглютинации от отрицательной, второй дискретный подход дает надежный результат. Оценки показывают, что оптимальными размерами зоны w являются значения от 50 до 400 пикселей в зависимости от выбранного подхода обработки фотоизображений.

В табл. 2 и 3 приведены результаты сравнения значений разрешающей способности акусто-оптического метода типирования крови R для прямого и обратного исследований реакции агглютинации, найденной тремя способами: фотометри-

ческим ($R_p = P_+ / \overline{P_-}$) [10] и двумя вариантами предложенного здесь дискретного подхода ($R_N = N_+ / \overline{N_-}$ и $R_S = S_+ / \overline{S_-}$). Значения $\overline{P_-}$, $\overline{N_-}$ и $\overline{S_-}$ находились путем усреднения соответствующих значений P , N и S , вычисленных только для тех образцов, условия проведения эксперимента в которых принципиально соответствовали отрицательным реакциям агглютинации. Размер выбранной зоны принимался равным $w = 100$, а значение $B_{пор}$ для дискретных подходов принималось равным 5. Полужирным шрифтом выделены значения, которые принципиально соответствуют условиям для отрицательных реакций агглютинации.

Результаты показывают, что применение предложенных вариантов дискретного способа обработки фотоизображений позволяет значительно увеличить разрешающую способность акусто-оптического метода типирования крови по сравнению с традиционной фотометрией: в 10...40 раз путем расчета числа пикселей с яркостью, превышающей заданную пороговую яркость ($R_N = N_+ / \overline{N_-}$), и в 300...500 раз при нахождении суммарной яркости пикселей с яркостью, превышающей заданную пороговую яркость $R_S = S_+ / \overline{S_-}$.

4 Заключение

Предложен и апробирован экспериментально новый дискретный способ обработки фотоизображений в рамках акусто-оптического метода типирования крови. Такой подход позволяет существенно увеличить разрешающую способность метода (до 500 раз) по сравнению с традиционно используемым фотометрическим подходом и, следовательно, повысить надежность определения групповой принадлежности крови челове-

Таблица 1

Средние по образцам значения и разброс величины разрешения метода

Способ анализа фотоизображений	Этап кросс-метода	R_{min}	$\overline{R}$	R_{max}
Фотометрический	Прямой	52	150	319
	Обратный	25	119	262
Расчет числа пикселей, $B_{пор} = 5$	Прямой	1 250	2 368	5 000
	Обратный	588	1 739	10 000
Расчет числа пикселей, $B_{пор} = 4$	Прямой	4	12	60
	Обратный	3	10	71
Расчет суммарной яркости, $B_{пор} = 5$	Прямой	21 778	65 452	170 340
	Обратный	6 811	41 469	339 855
Расчет суммарной яркости, $B_{пор} = 4$	Прямой	90	404	2 553
	Обратный	44	282	3 029

Таблица 2

Прямая компонента кросс-метода

Группа крови Сыворотка	O(I)			A(II)			B(III)			AB(IV)		
	R_p	R_N	R_S	R_p	R_N	R_S	R_p	R_N	R_S	R_p	R_N	R_S
O(I)	1,1	0,9	0,9	176	2 368	73 991	78	2 368	41 263	164	2 368	70 790
A(II)	1,1	1,4	1,4	1,3	1,2	1,9	205	2 368	80 688	114	2 368	55 279
B(III)	1,5	1,9	1,9	124	2 368	58 759	0,7	0,7	0,7	190	2 368	77 397
AB(IV)	1,1	1,8	1,8	0,7	0,5	0,5	1,0	0,5	0,5	0,6	0,7	0,7

Таблица 3

Обратная компонента кросс-метода

Группа крови Ст. эритро.	O(I)			A(II)			B(III)			AB(IV)		
	R_p	R_N	R_S	R_p	R_N	R_S	R_p	R_N	R_S	R_p	R_N	R_S
O(I)	1,0	0,97	0,9	0,7	0,2	0,2	0,7	0,2	0,2	1,1	1,0	1,0
A(II)	185	1 739	59 105	1,7	3,0	3,0	44	1 739	20 136	0,9	1,6	1,6
B(III)	65	1 739	28 206	182	1 738	58 428	0,7	0,2	0,2	1,1	1,0	1,0

ка. Достигнутые высокие уровни разрешающей способности акусто-оптического метода позволяют не только осуществлять типирование образцов крови, но и определять группу крови в случае слабой агглютинации эритроцитов, а также разработать алгоритм оценки силы реакции агглютинации эритроцитов. Важно отметить, что в реальном приборе для определения группы крови в одном эксперименте возможно сочетание рассмотренных в данной работе и в работе [10] подходов к обработке фотоизображений, а это может существенно повысить надежность типирования крови. С технической точки зрения предложенный дискретный подход к обработке фотоизображений позволяет в полной мере использовать все преимущества веб-камеры в качестве фотодетектора, так как дает возможность анализировать полученное изображение «попиксельно». В целом можно считать разработку дискретного способа обработки экспериментальных результатов дальнейшим этапом развития акусто-оптического метода типирования крови человека.

Список литературы:

1. Steven R.A. A Simplified Visible/Near-Infrared Spectrophotometric Approach to Blood Typing for Automated Transfusion Safety / Thesis presented to North Carolina State University. Raleigh, North Carolina, USA, 2005.
2. Lambert J.B. A miniaturized device for blood typing using a simplified spectrophotometric approach / Thesis submitted to North Carolina State University. Raleigh, North Carolina, USA, 2006.
3. Ganilova Yu.A., Doubrovski V.A., Zabenkov I.V. The resolving power of the flowing method to register the process of human erythrocytes agglutination in vitro on the base of correlation analysis of microphotographs // Proc. SPIE. 2011. Vol. 7999. P. 799903.
4. Дубровский В.А., Долмашкин А.А. Определение групповой принадлежности крови человека на основе цифровых фотографий процесса агглютинации эритроцитов // Опт. и спектр. 2010. Т. 109 (2). С. 1346-1350.
5. Chung A., Birch P., Pagan K. A microplate system for ABO and Rh(D) blood grouping // Transfusion. 1993. Vol. 33 (5). PP. 384-388.
6. Mintz P.D., Anderson G., Barasso C., Sorenson E. Application of the Inverness Blood Grouping System for semiautomated ABO and D testing of patients' samples // Immunohematology. 1994. Vol. 10 (2). PP. 60-63.
7. Алипов А.Н., Ванинский В.З., Денисов Л.Б., Донсков С.И., Дубровский В.А., Завьялов Э.Н., Князьков Н.Н. Способ определения реакции агглютинации / А. с. изобретения СССР № 1683760, приоритет от 04.06.1987 г. Бюл. № 38 от 30.10.1991 г.
8. Doubrovski V.A., Dvoretzki K.N. Ultrasonic wave action upon the red blood cell agglutination in vitro // Ultrasound in Medicine & Biology. 2000. Vol. 26 (4). P. 655.
9. Дубровский В.А., Дворецкий К.Н., Балаев А.Э. Исследование механизма усиления агрегации эритроцитов ультразвуковым полем // Акустический журнал. 2004. Т. 50 (2). С. 184.
10. Дубровский В.А., Медведева М.Ф. Акусто-оптический метод определения группы крови: фотометрический и статистический способы обработки фотоизображений // Медицинская техника. 2015. № 1 (295). С. 7-10.
11. Дубровский В.А., Медведева М.Ф. Оптимизация условий прямой и обратной реакций агглютинации эритроцитов, усиленных стоячей ультразвуковой волной / Материалы симпозиума «Проблемы оптической физики и биофотоники. SFM-2013». – Саратов: Изд-во «Новый ветер», 2013. С. 34-42.

Валерий Александрович Дубровский,
канд. физ.-мат. наук, доцент, зав. кафедрой,
Мария Федоровна Медведева,
аспирант,
кафедра медицинской и биологической физики им. В.Д. Зернова,
Саратовский государственный медицинский
университет им. В.И. Разумовского,
г. Саратов,
e-mail: doubrovski43@yandex.ru

Е.Е. Майоров, В.Т. Прокопенко, С.В. Удахина, Г.А. Цыганкова, Т.А. Черняк

Оптико-электронная компьютерная система для обнаружения внешних агентов в подповерхностных слоях кожного покрова

Аннотация

В статье показана возможность использования оптико-электронной компьютерной системы в качестве оптического томографа. Проведены измерения подповерхностных слоев кожного покрова человека in vivo на разной глубине проникновения светового излучения. Получены результаты обнаружения инородного тела (металлической стружки) в подповерхностных слоях кожного покрова локтевого сустава человека.

Введение

В настоящее время в научном приборостроении огромное развитие получили оптико-электронные компьютерные системы (ОЭКС), так как они являются высокоинформативным и высокоточным инструментом получения информации. Получение высокоточной и достоверной информации о геометрических параметрах объектов всегда являлось важнейшей задачей метрологии [1]-[3]. Представленная система имеет ряд преимуществ по сравнению с аналогичными системами геометрической оптики, а именно: система полностью автоматизирована, погрешность измерений и расстояние до контролируемого объекта не зависят от апертурных углов освещения и наблюдения. Эти системы просты в эксплуатации,

малогабаритны и удовлетворяют требованиям производственного контроля.

Оптико-электронная компьютерная система

Для проведения томографических исследований была разработана ОЭКС [1]-[5], схема которой представлена на рис. 1. ОЭКС построена на основе сканирующего интерферометра Майкельсона, в котором вместо одного из зеркал исследуется объект. В качестве источника излучения используется суперлюминесцентный диод (ЛМ2-1300) 1 с длиной волны $\lambda = 1,3$ мкм, длиной когерентности $l_c = 20$ мкм, мощностью излучения 0,5 мВт. Микрообъектив 2 ($10\times$; $f = 15,5$ мм; $A = 0,3$) фокусирует излучение источника на контролируемую поверхность объекта 4 и на опорную поверхность (зеркало 9).