

На правах рукописи

ПАНОВ Степан Александрович

РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМОВ АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ СИСТЕМЫ
РАСПОЗНАВАНИЯ КЛЕТОК КРОВИ

Специальность: 05.13.01 – Системный анализ, управление и обработка
информации (в технических системах)

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

A handwritten signature in blue ink, consisting of a large, stylized capital letter 'С' followed by a series of loops and a long horizontal stroke.

МОСКВА, 2017

Работа выполнена в Московском государственном техническом
университете имени Н. Э. Баумана (национальный исследовательский
университет)

Научный руководитель - **Шахтарин Борис Ильич**, доктор технических
наук, профессор кафедры автономных
информационных и управляющих систем
МГТУ им. Н. Э. Баумана

Официальные оппоненты - **Козлов Анатолий Иванович**, доктор физико-
математических наук, профессор ФГБОУ
ВПО МГТУ ГА,
Голубев Сергей Владимирович, кандидат
технических наук, сотрудник в/ч 33965

Ведущая организация - **АО «Концерн «Созвездие»**

Защита состоится «18» апреля 2017 г. в 14 ч.30 мин.

на заседании Диссертационного совета Д 212.141.02 при федеральном
государственном бюджетном образовательном учреждении высшего
образования «Московский государственный технический университет
имени Н.Э. Баумана (национальный исследовательский университет)», по
адресу: 105005, Москва, Госпитальный пер. д. 10, ауд. 613м

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке МГТУ им. Н.Э. Баумана
и на сайте www.bmstu.ru

Автореферат разослан «__» _____ 2016 г.

Ученый секретарь
диссертационного совета
к.т.н., доцент

Муратов И.В.

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность темы

В настоящее время одним из основных современных методов диагностики при лечении разного рода заболеваний является микроскопический анализ клеток и тканей. При этом, как известно, кровь является зеркалом организма, поскольку – связующее звено между всеми органами и системами. На протяжении более чем 200-летней истории и до настоящего времени микроскопическая диагностика биоматериалов выполняется главным образом вручную с визуальной качественной или полуколичественной оценкой объектов диагностики. Такая диагностика требует высокой квалификации врача, часто изнурительна по трудоемкости, связана с высоким напряжением и психологическим дискомфортом.

Техника подсчета, измерения и сортировки клеточных частиц, в том числе крови, называется цитометрией, в отличие от визуальной микроскопии методы цитометрии позволяют описывать клеточную популяцию с помощью объективно измеряемых количественных показателей. Наиболее широкое распространение получила проточная цитометрия (flow cytometry) благодаря, в частности, высокой степени автоматизации, значительной скорости работы и санитарной безопасности для персонала. Между тем, эта методика имеет ряд существенных ограничений, в частности, фиксированный набор измеряемых признаков, отсутствие возможности визуального контроля, высокая стоимость оборудования и расходных материалов.

Поэтому альтернативный метод – автоматизированная компьютерная микроскопия всегда останется актуальным. За последние сорок лет предприняты многочисленные попытки автоматизировать микроскопию биоматериалов с целью получения приемлемой трудоемкости и точности анализа. Накопленный опыт показал, что задача разработки комплексов автоматизированной микроскопии (КАМ) требует решения большого числа разнообразных математических, программных, аппаратных, методических

проблем. Несколько упрощая картину, можно следующим образом охарактеризовать задачи медицинского микроскопического анализа крови:

- разнообразие концентраций объектов анализа, от 100 до 1/10000 в поле зрения;
- возможна сложная форма области поиска объектов в препарате;
- до 100 типов подлежащих распознаванию объектов в препарате, определенных в нечетких качественных терминах;
- высокая вариабельность размеров, формы, цвета, плотности объектов;
- возможны нечеткие, тонкие, прерывистые контура объектов;
- возможно наличие помех – сходных мешающих объектов.

На сегодня существует несколько исследовательских систем для анализа мазков крови, недоступных для рутинных анализов по своей цене либо по скорости работы.

В связи с этим, тема данной диссертационной работы, посвященная разработке системы и алгоритмов для автоматического анализа крови, является актуальной.

Цель и задачи диссертации

Целью диссертации является разработка автоматизированной системы и алгоритмов для обнаружения, сегментации и классификации форменных элементов крови.

В диссертации решаются следующие задачи:

1. Разработка алгоритмов обнаружения клеточных элементов крови с учетом вариабельности окраски препарата и наличия артефактов.
2. Разработка алгоритма сегментации обнаруженных клеток, с целью классификации объектов на предварительно заданные типы.
3. Разработка алгоритма распознавания обнаруженных клеток.
4. Рациональный выбор элементов сканирующего микроскопа анализатора для проведения микроскопических исследований, с целью минимизации времени сканирования.

5. Разработка метода автоматической фокусировки и оценки качества фокуса на эритроцитах и лейкоцитах.
6. Разработка алгоритма построения аппроксимированной плоскости фокуса для минимизации количества фокусировок и времени сканирования препарата.
7. Анализ временных диаграмм сканирования различных мазков крови для оптимизации алгоритмов сканирования.

Общая методика исследований

В работе использовались положения и методы следующих областей знания: теория и методы обработки и анализа изображений; системный анализ; информатика; робототехника; теория программирования; математический анализ; теория микроскопии; теория цитологических исследований; теория испытаний медицинских приборов.

Для решения поставленных задач использовано компьютерное моделирование. Также собрана представительная выборка мазков крови с различным качеством приготовления препаратов от различных пациентов лечебных учреждений города Москвы.

Разработанные в диссертации методы и алгоритмы ориентированы на использование стандартных персональных компьютеров среднего ценового диапазона.

Научная новизна

1. Предложены разработанные критерии и итерационный алгоритм обнаружения, сегментации и распознавания лейкоцитов в мазке крови
2. Разработана математическая модель аппроксимированной плоскости фокусировки для сканирования мазков крови
3. Разработан метод автоматической фокусировки и оценки её эффективности на мазке крови для достоверного определения сфокусированного изображения.
4. Предложен метод рационального выбора оптимальной сканирующей системы с точки зрения разрешения, скорости сканирования и цены.

5. Представлены результаты исследований временных характеристик комплекса на основе собранной представительной выборки препаратов.

Практическая ценность диссертации

1. Разработанная система повышает информативность, объективность и точность анализов мазков крови.
2. Разработанные методики повышают эффективность работы и обеспечивают интеллектуальную поддержку при принятии решений при анализе мазков крови.
3. Разработанная система может быть использована для сканирования различных выделяемых биоматериалов.
4. Разработанные алгоритмы могут быть использованы при решении трудоемких исследовательских задач по лабораторной диагностике. (Паразитология, гистология, иммуногистохимия и пр).

Положения, выносимые на защиту

1. Требования к системе и алгоритму обнаружения при определении лейкоцитарной формулы.
2. Алгоритм обнаружения клеток крови с учетом вероятности пропуска и ложного срабатывания.
3. Алгоритм сегментации и распознавания обнаруженных клеток.
4. Алгоритм оценки качества фокуса, а также построение аппроксимированной плоскости фокусировки и ее применимость.
5. Результаты рационального выбора элементов сканирующей системы с целью оптимизации разрешения и минимизации времени сканирования.
6. Результаты моделирования аппроксимированной плоскости фокусировки для различных увеличений микроскопа.

Достоверность полученных результатов

Достоверность полученных результатов подтверждается проведенными испытаниями алгоритмов на реальных препаратах в различных лечебных

учреждениях, которые показали идентичность результатов работы системы и ручной микроскопии для одних и тех же пациентов.

Объем и структура диссертации

Диссертация состоит из введения, четырех глав, выводов и заключения, списка литературы (49 наименований) и изложена на 163 листах машинописного текста, в том числе 44 Рисунка.

Внедрение результатов работы:

Результаты исследований использованы:

1. При создании Комплекса автоматизированной микроскопии МЕКОС-Ц2. Производитель ООО МЕКОС, ФСР 2011/10003
2. НИОКР: «Разработка импортозамещающей технологии производства семейства сканирующих микроскопов с программным комплексом для цитологических, гистологических, иммуногистохимических анализов при диагностике онкологических заболеваний»

Апробация работы

Материалы диссертации апробированы на международной научной конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии». г Суздаль, 2016.

Публикации

Основные результаты диссертации изложены в 8 научных работах, включая 1 отчет по НИОКР, 1 заявку на изобретение. Из них 5 научных статей опубликованы в рецензируемых журналах по Перечню ВАК РФ общим объемом 2.7 п.л.

Основное содержание работы

Во введении обоснована актуальность темы, сформулирована цель и определены задачи исследования.

В первой главе определены такие объекты анализа, как эритроциты, лейкоциты, тромбоциты и другие форменные элементы крови. Рассмотрены отечественные и зарубежные стандарты, применяемые при анализе мазков крови. Определены такие измеряемые параметры клеток, как: форма, размер,

цвет, текстура, оптическая плотность. Обозначена проблема вариабельности окраски препарата идентичными методами. Проведен сравнительный анализ функциональных возможностей анализаторов различных типов и текущее состояние отрасли.

Во второй главе разработаны алгоритмы распознавания клеток крови. На Рисунке 1 представлена последовательность операций при анализе мазка крови.

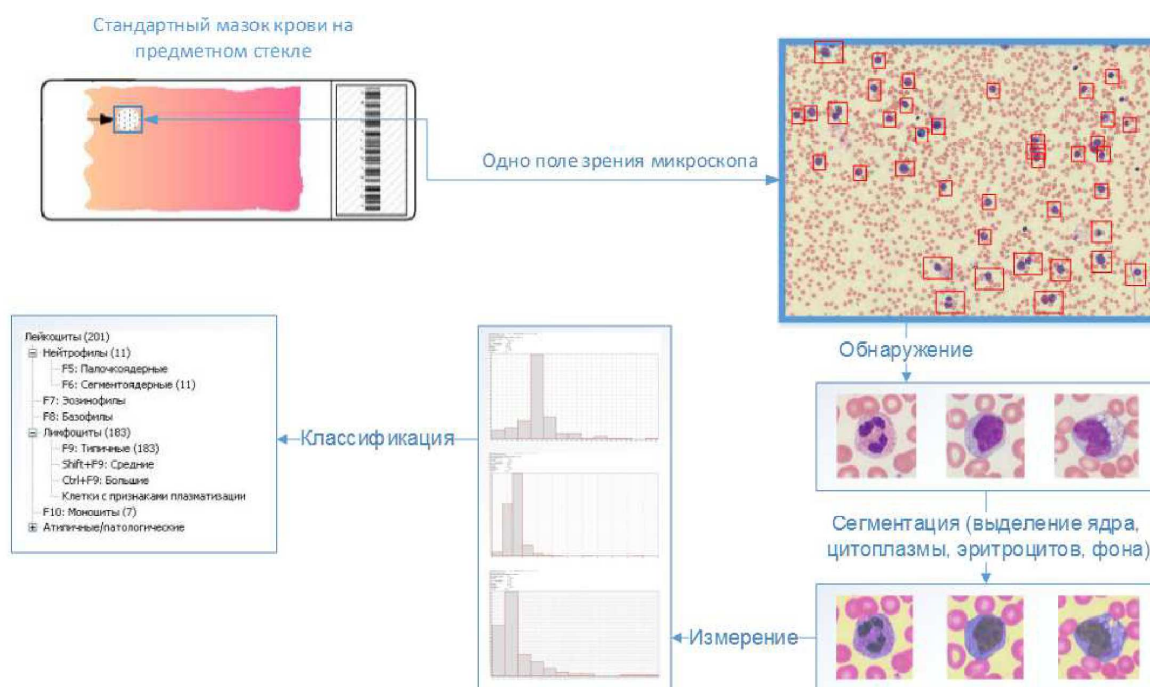


Рисунок 1. Последовательность операций при анализе мазка крови

Определены промежуточные задачи:

1. Обнаружение ядросодержащих клеток
2. Фокусировка и оценка фокуса ядросодержащих клеток
3. Сегментация портретов ядросодержащих клеток на фон, цитоплазму, ядро и попавшие в портрет эритроциты.
4. Классификация ядросодержащих клеток.

Сформулированы требования к оборудованию, которое используется при автоматическом анализе мазков крови. На Рисунке 2 представлена принципиальная схема компьютерного анализатора изображений. На Рисунке 3 изображен обобщенный алгоритм работы системы.



Рисунок 2. Структурная схема компьютерного анализатора изображений

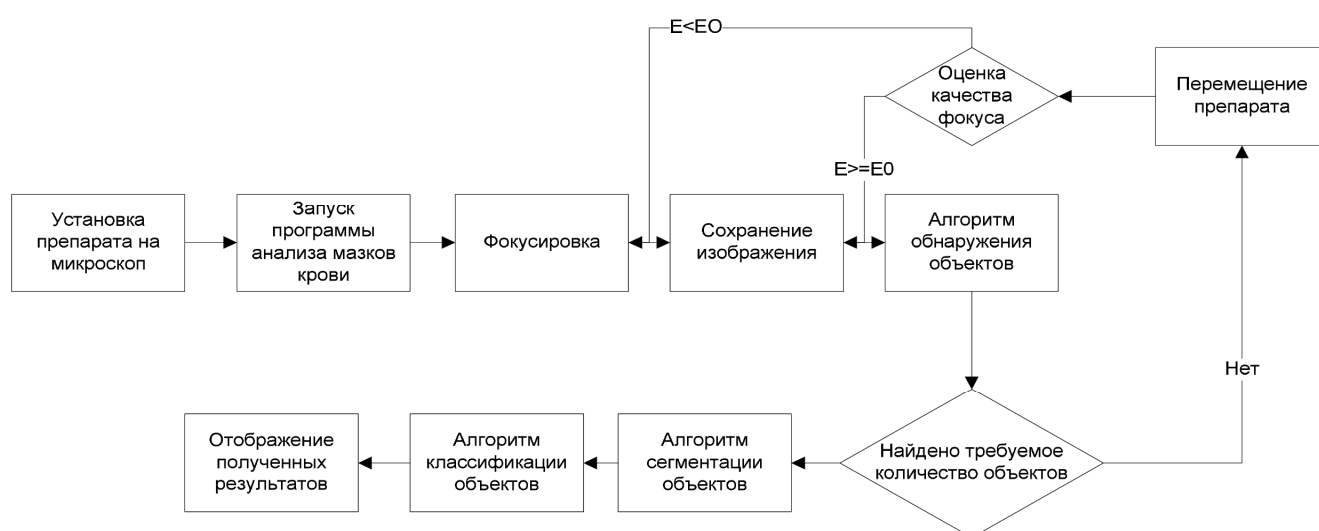


Рисунок 3. Обобщенный алгоритм работы системы

Исследованы и выбраны критерии для обнаружения ядросодержащих клеток, а также разработан итерационный алгоритм обнаружения и предварительной классификации клеток. На Рисунке 4 представлен алгоритм обнаружения первичных и вторичных объектов.

На Рисунке 5 изображена типичная гистограмма яркости для поля зрения мазка крови. При недостатке либо избытке освещения, а также плохой фокусировке пики сливаются, что делает невозможным локализацию пика, связанного с фоном. Существует аналогичная проблема при локализации пиков лейкоцитов и сегментации лейкоцитов. В связи с этим общий подход к решению подобных задач состоит в использовании критерия оптимальности Байеса.

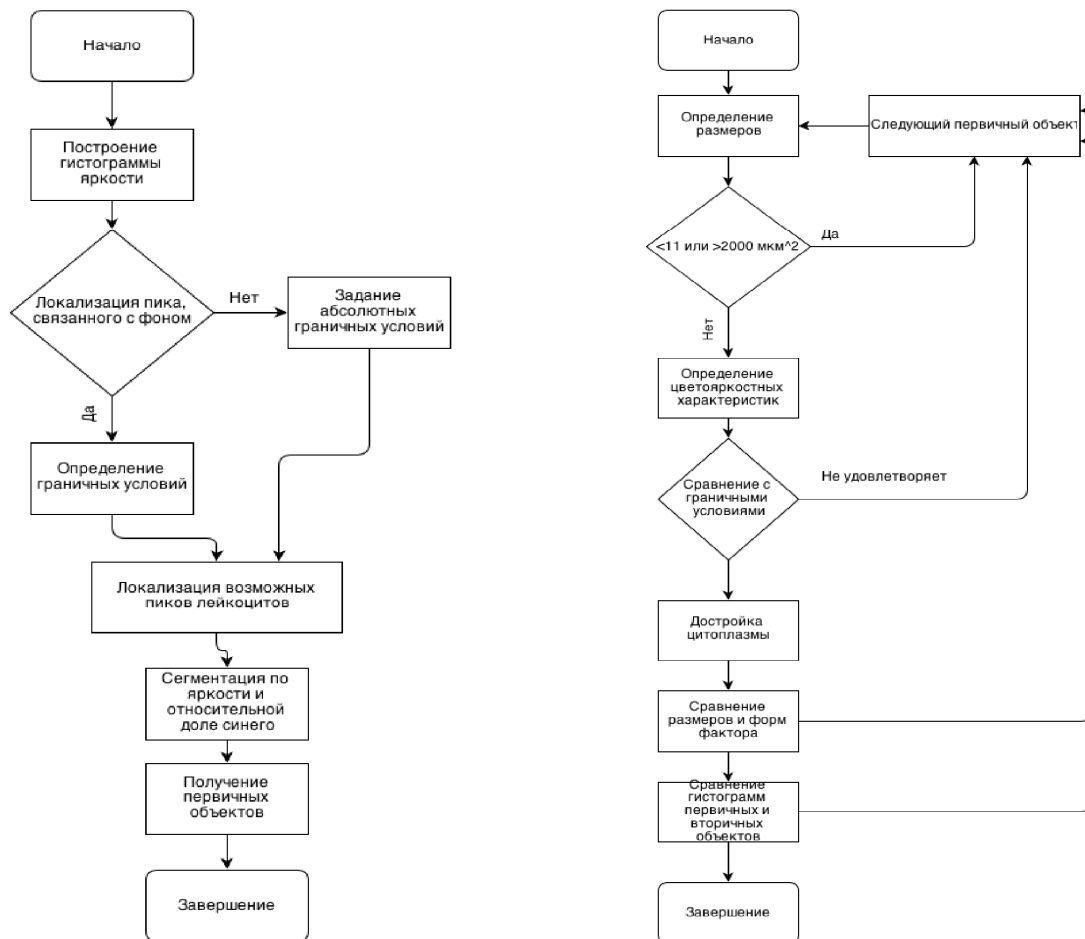


Рисунок 4. Схема алгоритма обнаружения первичных и вторичных объектов

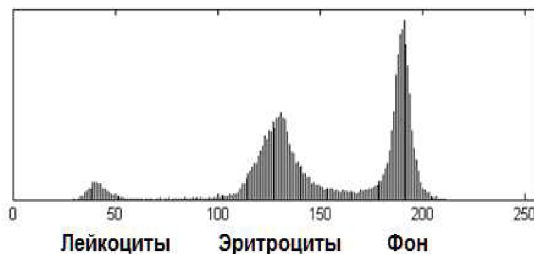


Рисунок 5 Типичная гистограмма яркости поля зрения мазка крови

$$P(x|H_i) = \prod \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} e^{-\frac{(x_j - b_i)^2}{2\sigma^2}} \quad (1)$$

$$\Lambda(x) = \frac{\prod \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} e^{-\frac{(x_j - b_1)^2}{2\sigma^2}}}{\prod \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} e^{-\frac{(x_j - b_2)^2}{2\sigma^2}}} \quad (2)$$

$$\frac{b_2 - b_1}{\sigma^2} \sum x_j + \frac{N(b_2^2 - b_1^2)}{2\sigma^2} > \ln(n) \quad (3)$$

где b_1 , b_2 средняя яркость для эритроцитов и фона.

Последовательность проверки первичных объектов на принадлежность к ядрам лейкоцитов осуществляется следующим образом:

1. Каждый новый объект сравнивается с двумя группами: группой ядер и группой эритроцитов.
2. При определении вероятности принадлежности новой точки к уже существующей группе вероятность подсчитывается дважды. В первом случае

вероятность P_1 вычисляется до прибавления точки к уже существующей статистике, а при втором - P_2 , после такого прибавления, при этом $P_2 > P_1$.

3. Если исследуемый объект более сине-красный, чем уже накопленные ядра, то он принимается автоматически. Если объект более зеленый чем эритроциты, то он отвергается.

4. Если вероятность P_2 , подсчитанная относительно группы эритроцитов, больше, чем соответствующая вероятность, подсчитанная относительно ядер, то объект отвергается.

5. Если на основе предыдущих пунктов решение не принято, то оно принимается с учетом трех вероятностей. Вероятности P_1 и P_2 оценивают отклонение среднего значения, а вероятность P_3 - отклонение площади эллипса рассеяния от характерных для группы ядер. Объект отвергается, если $P_2 < 0.01$ или $P_3 < 0.01$.

В качестве разделяющей прямой используется касательная к линии Неймана-Пирсона, проведенная через точку пересечения линии Неймана-Пирсона и прямой, соединяющей центры выборок.

Исходным является пропорциональность оценок плотностей вероятностей: $f_1 = c \cdot f_2$,

$$\frac{1}{(2\pi)^{n/2}(\det Cov^{(1)})^{1/2}} \exp\left(-\frac{1}{2}a_{ij}^{(1)}(x_i - x_{i0}^{(1)})(x_j - x_{j0}^{(1)})\right) = \frac{c}{(2\pi)^{n/2}(\det Cov^{(2)})^{1/2}} \exp\left(-\frac{1}{2}a_{ij}^{(2)}(x_i - x_{i0}^{(2)})(x_j - x_{j0}^{(2)})\right) \quad (5)$$

где $x_{i0}^{(1)}$, $x_{i0}^{(2)}$ - оценки средних, а $a_{ij}^{(1)}$ и $a_{ij}^{(2)}$ - оценки элементов обратных ковариационных матриц, тогда уравнение разделяющей поверхности (линии) Неймана-Пирсона:

$$a_{ij}^{(1)}(x_i - x_{i0}^{(1)})(x_j - x_{j0}^{(1)}) - a_{ij}^{(2)}(x_i - x_{i0}^{(2)})(x_j - x_{j0}^{(2)}) = \ln\left(\frac{\det Cov^{(2)}}{\det Cov^{(1)} \cdot c^2}\right) \quad (6)$$

$$\text{Прямая, соединяющая центры выборок: } x_i = x_{i0}^{(1)} + (x_{i0}^{(2)} - x_{i0}^{(1)}) \cdot t, \quad (7)$$

где параметр $t \in [0;1]$. $t=0$ соответствует центру первой выборки, $t=1$ - центру второй выборки.

Сокращенные обозначения:

$$l_i = x_{i0}^{(2)} - x_{i0}^{(1)} \neq 0; \quad C_0 = \ln \left(\frac{\det Cov^{(2)}}{\det Cov^{(1)} \cdot c^2} \right); \quad \alpha_i = a_{mn}^{(i)} l_m l_n > 0 \quad i = 1, 2 \quad (8)$$

Тогда уравнение для поиска точек пересечения прямой и поверхности Неймана-Пирсона:

$$\alpha_1 t^2 - \alpha_2 (t-1)^2 = C_0. \quad (9)$$

Для $\alpha_1 > 0$, $\alpha_2 > 0$ в интервале $[0;1]$ уравнение имеет единственный корень t^* при условии $-\alpha_2 < C_0 < \alpha_1$:

$$t^* = \frac{-\alpha_2 + \sqrt{\alpha_1 \alpha_2 + (\alpha_1 - \alpha_2) C_0}}{(\alpha_1 - \alpha_2)}; \quad -\alpha_2 < C_0 < \alpha_1. \quad (10)$$

Тогда точка, в которой проводится искомая касательная плоскость (для $n=2$ прямая линия): $x_i^* = x_{i0}^{(1)} + l_i t^*$. В случае совпадения ковариационных матриц знаменатель и числитель дроби равны 0. Решением при этом является середина отрезка $t^* = 0.5$ (линейный дискриминант Фишера). На Рисунке 6 представлено сравнение двух разделяющих линий на плоскости относительных цветов fR и fB , где $fR = R/R + G + B$, $fB = B/R + G + B$

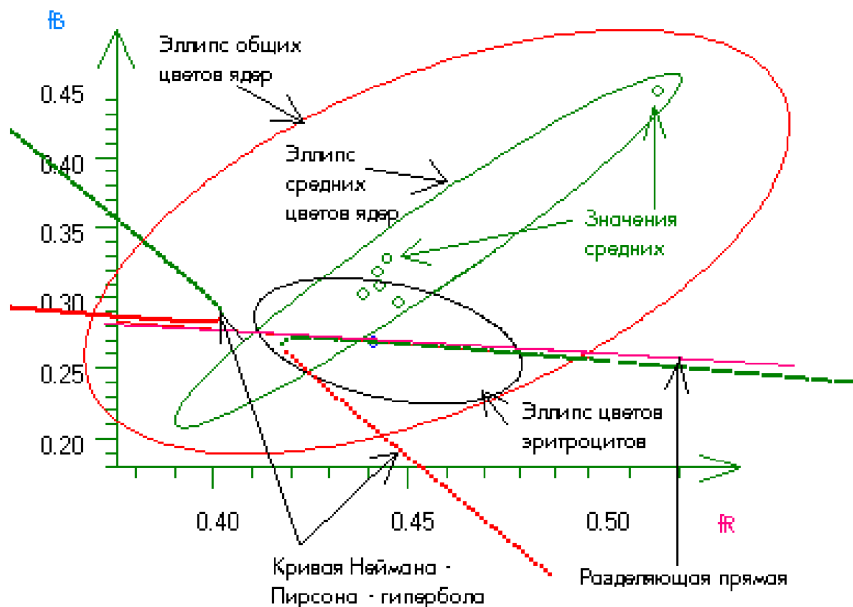


Рисунок 6. Сравнение двух разделяющих линий на плоскости относительных цветов fR, fB : линии Неймана-Пирсона (гипербола) и прямой, касательной к линии Неймана-Пирсона

Сегментация клеток осуществляется в два этапа:

1. Применение диффузной фильтрации
2. Применение метода слияния контуров.

Для классификации лейкоцитов применяются следующие геометрические характеристики:

1. Площадь, фактор формы и индекс поляризации клетки.
2. Количество фрагментов ядра и их суммарная площадь.
3. Фактор формы и индекс поляризации ядра.
4. Площадь дополнения до выпуклой оболочки ядра и ее отношение к площади ядра.
5. Количество сегментов и «хвостов» ядра.

Нейросетевой классификатор является комбинированным. Используемый классификатор является последовательным и представляет собой комбинацию двух классификаторов. Каждый из таких классификаторов представляет собой нейронную сеть типа многослойный персептрон (Multi Layer Perceptron). Первый классификатор предназначен для выделения нейтрофилов из общей выборки лейкоцитов, полученных на исследуемом препарате. На вход второго классификатора вместо оптических плотностей ODR, ODG и ODB подаются оптические плотности, нормированные по цветности нейтрофилов данного препарата.

Также были рассмотрены алгоритмы относительной спектральной оценки фокуса и абсолютной оценки, основанной на исследовании гистограммы яркости изображения. В первом случае для оценки фокуса на изображении выделялся квадрат со стороной 64 или 128 пикселей, в зависимости от разрешения камеры.

Выполнялось быстрое двумерное преобразование Фурье, и в качестве оценки бралась следующая величина.

$$E = \sum_{i=i_1}^{i_2} \frac{|F_i|^2}{\bar{I}^2}, \quad (11)$$

где F_i , i -тый коэффициент Фурье, $\bar{I}$ - средняя яркость фрагмента.

Суммирование проводилось по всем коэффициентам кроме нулевого, одного или двух первых (в зависимости от размера фрагмента) и 1/4 старших коэффициентов. Для квадрата 64x64 $i_1 = 2$, $i_2 = 48$, а для 128x128 $i_1 = 3$, $i_2 = 96$.

Во втором случае оценивались перепады гистограммы яркости для изображений с различным качеством фокуса.

Для каждой строчки изображения определялись локальные минимумы $MinG(i)$ и их количество k . Определялось среднее абсолютное значение минимумов:

$$MinG_{cp} = \frac{\sum MinG(i)}{k} \quad (12)$$

Из всех минимумов выбирались те, для которых $MinG(i) < MinG_{cp}$ и $|MinG(i) - MinG(i + 1)| > MinG_{cp}$ или $|MinG(i) - MinG(i - 1)| > MinG_{cp}$.

Затем определялась ширина

$$s = |j_{max} - i_{min}| \quad (13)$$

участка в пикселях от выбранного минимума до соседнего максимума, при этом выбирался тот максимум, для которого $MaxG(j) > MinG_{cp}$. Для всех строчек кадра проводилась аналогичная операция, а затем вычислялась

$$s_{cp} = \frac{\sum s}{N}, \quad (14)$$

где N – количество выбранных минимумов. В результате абсолютной оценкой качества фокуса была выбрана величина равная средней длине перепада яркости изображения.

В результате было решено использовать оба алгоритма для достоверного определения сфокусированного изображения.

В третьей главе проводится рациональный выбор элементов комплекса автоматизированной микроскопии и разрабатывается модель сканирующей системы для оптимизации таких параметров как разрешение, скорость сканирования и доступность элементов. Для оптимизации рассматриваются такие параметры, как: размер пикселя камеры, размер матрицы камеры, увеличение адаптера микроскопа, увеличение объектива микроскопа, апертура объектива, освещенность, чувствительность сенсора, минимальное

время экспозиции, скорость обработки, возможность съемки в движении, допустимые скорости перемещения препарата. Минимально необходимое соотношение пиксель на микрон рассчитывается исходя из соотношения Рэля. На Рисунке 7 представлен график зависимости скорости сканирования от параметров оборудования $V(a)$, где a –

L_{pix} - размер пикселя цифровой камеры,

$L \times M$ - число столбцов и строк в матрице цифровой камеры

T_e - время экспозиции при съемке в цифровой камере

fps - скорость съемки кадров/сек цифровой камеры

M_o - увеличения объектива

NA - апертура объектива NA

K - увеличение адаптера

V - скорость перемещения предметного стола микроскопа

Str - плоскостная характеристика оборудования перемещения препарата

FN - диаметр выходного изображения объектива

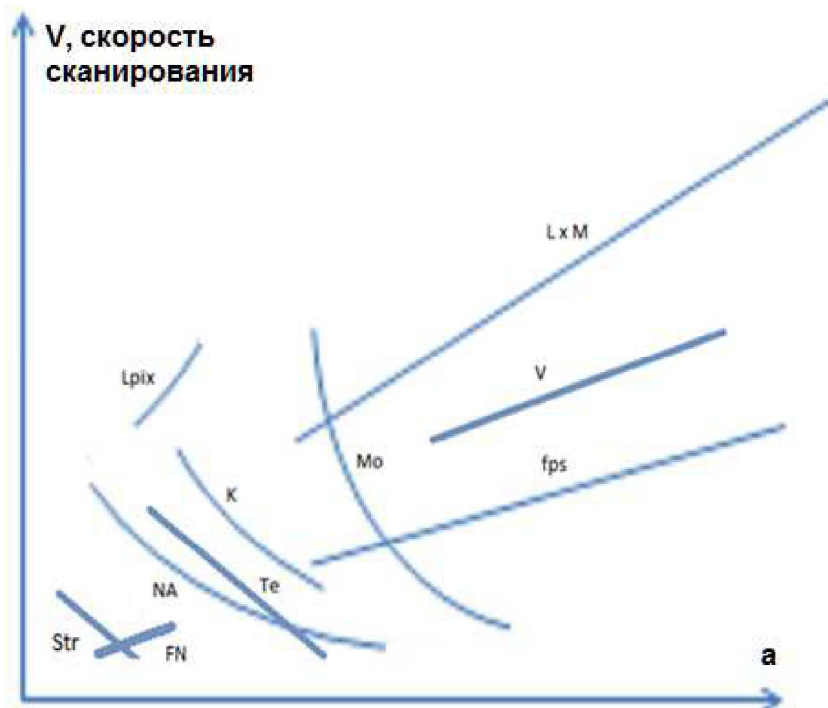


Рисунок 7. Зависимость скорости сканирования в режиме непрерывного перемещения препарата от параметров оборудования

В четвертой главе представлена методика проверки и результаты работы разработанных алгоритмы и гипотез на реальных препаратах. Рассмотрены перспективы развития системы и применимость данных алгоритмов для различных биоматериалов – моча, смывы, фекалии, урогенитальные выделения. Проверена применимость плоскости предсказанной фокусировки, используемой для минимизации количества фокусировок.

Основные результаты и выводы

В результате диссертации была разработана оптимальная схема комплекса автоматизированной микроскопии для анализов мазков крови, которая включает микроскоп, видеокамеру, компьютер, моторизованный стол, моторизованный привод фокусировки, компьютер, программное обеспечение для обнаружения и распознавания клеток крови. Было доказано, что излишние пиксели видеокамеры не дают эффекта, также как и слишком большая скорость камеры при большом минимальном времени выдержки. Многомерная задача оптимизации состава системы позволила выработать единый алгоритм подбора комплектующих с учетом различных параметров, таких как: доступность, надежность, скорость работы, качество конечного результата. В итоге были выбраны наиболее оптимальные комплектующие для различных классов устройства и исследуемых анализов. Также были разработаны требования по плоскостности, точности, повторяемости для моторизованного оборудования, которое необходимо для перемещения препарата.

Разработанные алгоритмы автоматической фокусировки и оценки качества фокуса при совместном использовании подтвердили гипотезу о необходимости введения абсолютных критериев сфокусированности для избегания ложных фокусировок на грязи и артефактах.

Разработанный итерационных алгоритм обнаружения и предварительной классификации позволяет адаптироваться к различным вариантам окраски препарата в пределах существующих стандартов, однако

при совсем неправильных окрасках, алгоритм ошибается значительно чаще. Для контроля качества алгоритма была разработана программа постоценки результатов сканирования, которая позволяет врачу принимать решение о пересмотре либо о повторном изготовлении препарата.

Разработанный алгоритм построения плоскости предварительной фокусировки исследован на различных препаратах в различных условиях. В итоге его применимость зависит от качества приготовления самого препарата, качества используемого предметного стекла, а также от используемого объектива. В результате экспериментов выяснилось, что дважды одно и то же стекло невозможно установить одинаково, это может быть в результате попадания частиц пыли, грязи на предметный стол, поэтому в текущем алгоритме предусмотрено автоматическое создание плоскости предварительной фокусировки по ходу сканирования для уточнения и предсказания Z координат будущего кадра, а также контроль за применимостью плоскости исходя из оценок ошибки ее построения. В перспективе планируется внедрение адаптивной фильтрации выбросов для уточнения параметров плоскости.

Все результаты диссертации в настоящее время применяются на реально работающих системах КАМ Мекос-Ц2, а также будут использованы при создании КАМ Мекос-Ц3 следующего поколения.

Основные результаты диссертации отражены в работах

1. Шахтарин Б.И., Панов С.А., Калашников К.С. Алгоритмы распознавания клеток крови // Вестник МГТУ им. Н.Э. Баумана. Серия Приборостроение. 2015. №4. С. 80-96 (1.8 п.л./1.5 п.л.)
2. Технологии сканирующей микроскопии для морфологических исследований / Панов С.А. [и др.] // Научно практический журнал Лабораторная служба. 2015. №4. С. 23-32 (1 п.л./0.5 п.л.)
3. Технологии цифровой и сканирующей микроскопии для анализов паразитологической экспертизы / Панов С.А. [и др.] // Медицина и высокие технологии. 2016. №1. С. 71-76 (0.5 п.л./0.1 п.л.)

4. Medovy V.S., Panov S.A. Some comparative characteristics of the modern tools for microscopic biomaterial morphology analysis // *Advances in Biomedical Science and Engineering*. September 2014. Volume 1. № 1. pp.19-25 (0.6 п.л./0.3 п.л.)
5. Панов С.А., Медовый В.С. Выбор оптимальных характеристик оборудования многофункционального сканирующего микроскопа // *Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии.*: Тез. докл. 12-я Международная научная конференция ФРЭМЭ. Суздаль. 2016. С. 62-65 (0.3 п.л./0.2 п.л.)
6. Новые параметры для обнаружения сфероцитов в мазке крови с помощью компьютерного анализатора изображения / Панов С.А. [и др.] // *Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии.*: Тез. докл. 12-я Международная научная конференция ФРЭМЭ. Суздаль 2016. С. 112-115 (0.3 п.л./0.2 п.л.)