

Разработка методики предобработки гистологических изображений

Е. Е. Санникова, Н. М. Шелякина
Санкт-Петербургский государственный
электротехнический университет
«ЛЭТИ» им. Ульянова (Ленина)
lizasann00@gmail.com

И. А. Расмагина, М. И. Скалинская
Северо-Западный государственный медицинский
университет им. Мечникова

Аннотация. Рассматривается применение различных методов предобработки гистологических изображений для диагностики воспалительных заболеваний кишечника.

Ключевые слова: предобработка медицинских изображений, гистологические изображения, диагностика воспалительных заболеваний кишечника

Одним из основных методов диагностики и дифференциальной диагностики воспалительных заболеваний кишечника является гистологическое исследование биоптатов слизистой тонкой и толстой кишки. На основании анализа структуры тканей, клеточного состава и их изменения врач может сделать заключение относительно характера заболевания исследуемого органа человека. Большинство медицинских изображений, в том числе и гистологических имеют ряд особенностей, затрудняющих их обработку, а также предъявляющих особые требования к точности и представлению результатов [1]. Кроме того, на данный момент большинство исследований гистологических препаратов производится самим врачом, что значительно повышает влияние человеческого фактора на скорость, эффективность и качество обработки. Для повышения достоверности диагностики используются математические методы и проблемно-ориентированные алгоритмы, позволяющие помимо довольно точной обработки ускорить исследование. В данной работе будет рассмотрен способ повышения контрастности гистологических изображений с помощью гистограммного метода как один из этапов предобработки.

Гистограммный метод является основой для многочисленных методов пространственной обработки. Видоизменение гистограмм может быть использовано для улучшения изображений. Сама гистограмма цифрового изображения с уровнями яркости в диапазоне $[0, L-1]$ представляет собой дискретную функцию $h(r_k) = n_k$, где r_k есть k -й уровень яркости, а n_k – число пикселей на изображении, имеющих яркость r_k . Общей практикой является нормировка гистограммы путем деления каждого из ее значений на общее число пикселей в изображении, обозначаемое произведением MN , где, как обычно, M и N – это число строк и столбцов изображения, то есть его размеры. Тем самым значения нормированной гистограммы будут $p(r_k) = n_k/MN$ для $k = 0, 1, \dots, L - 1$. Строго говоря, $p(r_k)$ есть оценка вероятности появления пикселя со значением яркости r_k . Заметим, что сумма всех значений нормированной гистограммы равна единице.

В качестве примера видоизменения гистограммы для градационных преобразований рассмотрим рис. 1 на котором приведён светлый гистологический снимок с низкой контрастностью и рис. 2, изображающий тёмный гистологический снимок. На рис. 3 и 4 показаны гистограммы распределения яркостей для первого и второго изображений соответственно. По горизонтальной оси каждого графика отложены значения уровней яркости r_k . По вертикальной оси – значения гистограммы $h(r_k) = n_k$ или $p(r_k) = n_k/MN$, если они нормированы. Тем самым гистограммы могут быть представлены просто как графики зависимостей $h(r_k) = n_k$ от r_k или $p(r_k) = n_k/MN$ от r_k .

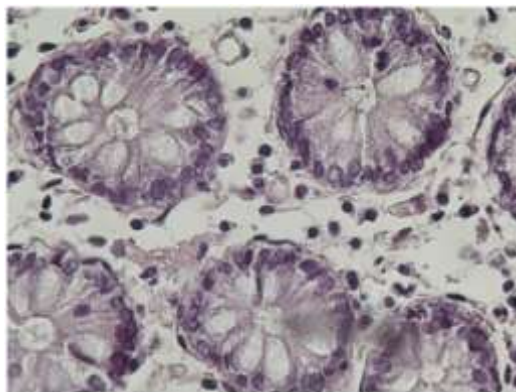


Рис. 1. Светлое изображение гистологического препарата

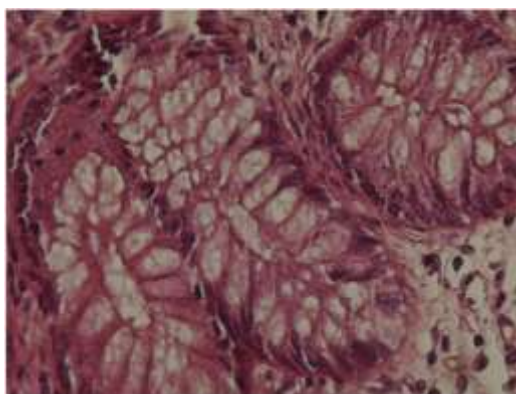


Рис. 2. Тёмное изображение гистологического препарата

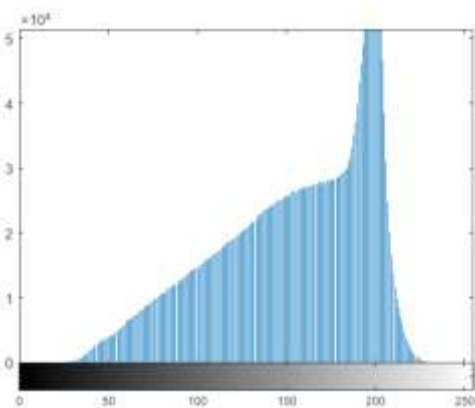


Рис. 3. Гистограмма распределения яркости для светлого изображения

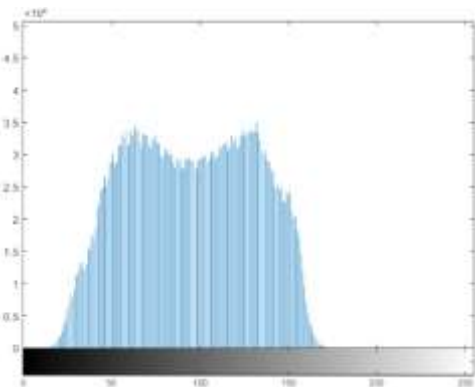


Рис. 4. Гистограмма распределения яркости для тёмного изображения

По рисункам легко заметить, что на гистограмме темного изображения ненулевые уровни сконцентрированы в области низких (темных) значений диапазона яркостей. Аналогично значимые уровни гистограммы светлого изображения смещены к верхней части диапазона. Интуитивно можно сделать вывод, что изображение, у которого распределение значений элементов близко к равномерному и занимает весь диапазон возможных значений яркостей, вероятно, будет выглядеть высококонтрастным и будет содержать большое количество полутонов.

Предположим, что распределение яркости непрерывно, и примем переменную r за обозначение яркости элементов обрабатываемого изображения. При этом мы полагаем, что r распределена в диапазоне $[0, L - 1]$, причем значение $r = 0$ соответствует черному, а $r = L - 1$ — белому. Для любого r , удовлетворяющего вышеуказанным условиям, рассматривается преобразование (отображение яркости) вида $s = T(r)$ $0 \leq r \leq L - 1$, (3.3-1) которое для любого пикселя, имеющего значение r , дает значение s . Мы предполагаем, что функция преобразования $T(r)$ удовлетворяет следующим условиям: (а) $T(r)$ является монотонно неубывающей функцией на интервале $0 \leq r \leq L - 1$; а также (б) $0 \leq T(r) \leq L - 1$ при $0 \leq r \leq L - 1$.

Уровни яркости на изображении могут рассматриваться как значения случайной величины в интервале $[0, L - 1]$. Важнейшей характеристикой случайной величины является плотность распределения вероятностей (ПРВ). Пусть $p_r(r)$ и $p_s(s)$ означают ПРВ случайных переменных r и s соответственно, где индекс при p означает, что $p_r(r)$ и $p_s(s)$ являются разными функциями. Из элементарной теории вероятностей следует, что если $p_r(r)$ и $T(r)$ известны и $T(r)$ является

непрерывной и дифференцируемой на множестве интересующих значений, то ПРВ результата преобразования (отображения) – переменной s – может быть получена с помощью следующей простой формулы:

$$p_s(s) = p_r(r) \left| \frac{dr}{ds} \right| \quad (1)$$

Таким образом, ПРВ значений преобразованного сигнала s задается через ПРВ значений яркостей входного изображения и выбранную функцию преобразования (напомним, что r и s связаны функцией $T(r)$).

В обработке изображений особую важность имеет следующая функция:

$$s = T(r) = (L - 1) \int_0^r p_r(w) dw, \quad (2)$$

где w – переменная интегрирования. Правая часть данного уравнения есть не что иное, как функция распределения (ФР) случайной переменной r . Поскольку ФР всегда положительна, а интеграл функции равен площади под графиком функции, следовательно, функция преобразования в уравнении (2) удовлетворяет условию (а), т. к. площадь под графиком функции не может уменьшаться при увеличении r . Когда достигается верхний предел значений $r = L - 1$, интеграл становится равным 1 (площадь под кривой ПРВ всегда равна 1), а максимальное значение s становится равным $(L - 1)$; значит условие (б) также выполняется.

При построении гистограммы мы будем рассматривать уровни яркости изображения как дискретные значения. Вероятность появления на цифровом изображении пикселя со значениями яркости r_k приближенно равна

$$p_r(r_k) = \frac{n_k}{MN} \quad k = 0, 1, 2, \dots, L - 1, \quad (3)$$

где MN есть общее число пикселей на изображении, n_k – число точек яркости r_k , а L – максимально допустимое число уровней яркости на изображении (т. е. 256 для 8-битового изображения). Как отмечалось выше, зависимость $p_r(r_k)$ называют гистограммой. Дискретным аналогом функции преобразования, задаваемой уравнением (2), будет

$$s_k = T(r_k) = (L - 1) \sum_{j=0}^k p_r(r_j) = \frac{(L - 1)}{MN} \sum_{j=0}^k n_j \quad k = 0, 1, 2, \dots, L - 1, \quad (4)$$

Следовательно, одним из способов улучшения контрастности гистологических изображений будет так называемая эквализация гистограммы распределения яркости. Суть эквализации заключается в выравнивании гистограммы т. е. при проведении таких преобразований, присутствовали пиксели с различными значениями из заданного динамического диапазона интенсивностей.

На рис. 5 и 6 представлены результаты эквализации гистограмм распределения яркости для светлого и для

тёмного изображения соответственно. Также на рис. 7 и 8 изображены преобразованные гистограммы гистологических изображений.

Таким образом, обработанное (выходное) изображение получается отображением каждого пикселя входного изображения, имеющего яркость r_k , в соответствующий элемент выходного изображения со значением s_k , согласно уравнению (4). Преобразование (отображение), задаваемое уравнением (4), называется эквализацией или линейризацией гистограммы. Нетрудно показать, что данное преобразование удовлетворяет условиям (а) и (б), которые были сформулированы ранее [2].

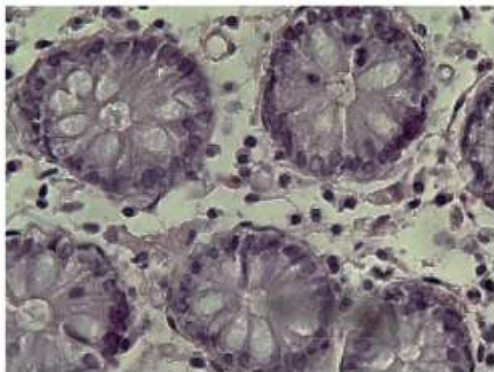


Рис. 5. Преобразованное светлое изображение

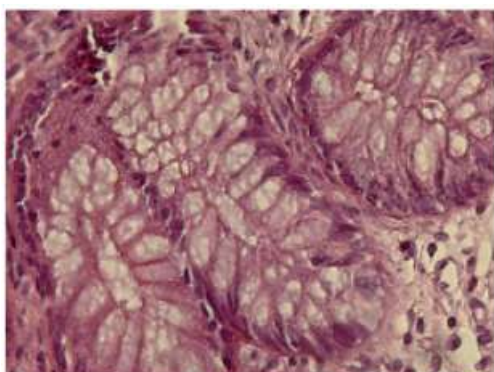


Рис. 6. Преобразованное тёмное изображение

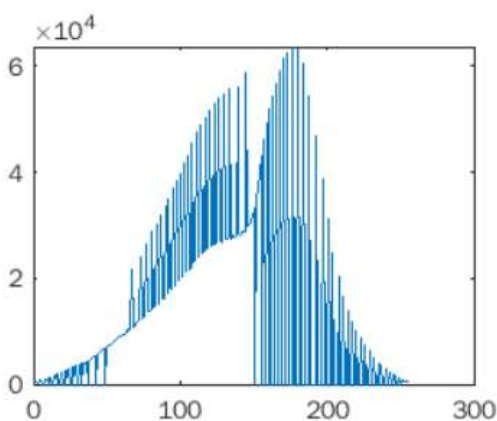


Рис. 7. Гистограмма распределения яркости преобразованного светлого изображения

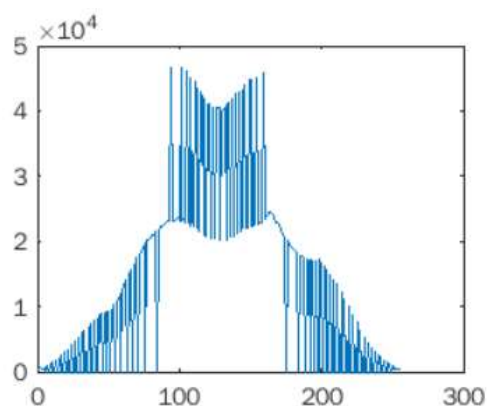


Рис. 8. Гистограмма распределения яркости для преобразованного тёмного изображения

Как видно из рисунков выше результатом изменения гистограмм по нормальному закону распределения становится приблизительно уравнивание изображений по яркости, что, несомненно, способствует повышению точности в дальнейшей обработке гистологических изображений.

Однако метод преобразования гистограмм не является универсальным. Как было указано в начале работы медицинские изображения, в том числе гистологические требуют особого подхода к предобработке, обработке и дальнейшему анализу, за счёт уникальности расположения, формы и размеров структур. Из этого следует, что, выполняя предобработку изображений необходимо применить индивидуальный подход к каждому изображению и выбирать метод предобработки, наиболее подходящей для конкретного гистологического изображения.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- [1] Алгоритм компьютеризированного анализа изображений гистологических образцов // researchgate.net URL: https://www.researchgate.net/publication/303103158_Algorithm_for_image_computerization_analysis_of_histological_specimens (дата обращения: 18.02.2022).
- [2] Гонсалес Р., Вудс Р. Мир цифровой обработки. Цифровая обработка изображений. 3-е изд. М.: ТЕХНОСФЕРА, 2012. 1104 с.