

АЛГОРИТМИЧЕСКОЕ И ПРОГРАММНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ДЛЯ АНАЛИЗА ЦВЕТНЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ В МЕДИЦИНСКИХ ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНЫХ НЕИНВАЗИВНЫХ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ СИСТЕМАХ

В.И. Сырямкин¹, П.В. Шишкин¹, А.Ш. Буреев², В.Ю. Дисюк², Г.С. Глушков²

¹ ГОУВПО Томский государственный университет; 634050, г. Томск, пр. Ленина, 36;
seg@post.tomica.ru

² ООО «Диагностика +», г. Томск; 634034, г. Томск, ул. Красноармейская, д. 99а, оф.
506; artem_bureev@sibmail.com

Алгоритмическое и программное обеспечение, описываемое в статье, предназначено для получения телевизионного изображения внутренних органов человека, сохранения в базе данных, дальнейшего его анализа на предмет наличия заболеваний и передачи по сети Интернет.

Введение

Авторами создан новый класс алгоритмического и программного обеспечения (АПО) для медицинской диагностики, позволяющий осуществлять не только простое визуальное наблюдение исследуемых внутренних органов, но и производить видеозапись участков, подвергшихся патологическим изменениям для дальнейшего мониторинга их изменений в ходе лечения.

Кроме того, важным преимуществом данного АПО является повышение объективности диагностики – при постановке диагноза врач сможет руководствоваться не только личными впечатлениями, но и заключением, сформированным АПО о наличии заболевания на данном изображении, что позволит повысить качество диагностики и лечения заболеваний.

Использование данного АПО в системах телемедицины повлечет за собой повышение доступности медицинских услуг для населения удаленных населенных пунктов и районов в российских регионах, лишенных доступа к высококвалифицированной медицинской помощи, например, для населения районов Крайнего Севера. Использование технологий телемедицины снижает необходимость поездки пациентов к лечащему врачу и позволяет осуществлять

постоянный контроль за состоянием пациентов, что значительно снижает стоимость лечения.

Особенно значимой при этом является возможность проведения экстренных медицинских консультаций. Предполагается, что разрабатываемым АПО будут оснащаться первичные звенья системы телемедицины – узлы экспресс-диагностики состояния здоровья пациентов на базе фельдшерско-акушерских пунктов, участковых поликлиник и больниц, общеобразовательных учреждений, военкоматов.

Данное АПО может использоваться как для обработки изображений, полученных с помощью широко распространенного медицинского оборудования (кольпоскопы, ото- и ларингоскопы), так и с внедряемыми в практику современными специализированными видеокольпоскопами (см. рис. 1).



Рис. 1. Видеокольпоскоп «Викомед»
производства ООО «Диагностика +», г. Томск

Структура алгоритма описываемого ПО

Рассматривая алгоритмы процесса обработки информации в АПО, их можно разделить на следующие основные этапы: формирование, предварительная обработка, сегментация, описание и анализ изображения, которые, в свою очередь, могут быть разбиты на различные подэтапы. Иногда отдельные этапы могут совмещаться или вообще отсутствовать. Данные алгоритмы содержат обратную связь между этапами алгоритма и представляют собой итеративный характер обработки видеoinформации в АПО.

Следует подчеркнуть, что на всех этапах (и даже еще ранее – при формулировке задачи на содержательном уровне), необходимо стремиться максимально упростить функции АПО, поскольку несмотря на бурный прогресс микропроцессорных средств, их возможностей пока не достаточно для решения классических зрительных задач в полном объеме, применительно к реальным объектам. В связи с этим, повсеместно развиваются методики упрощения таких задач, основанные, в частности, на следующих принципах: сведении трехмерных сцен к двумерным проекциям, переходе от многоградационных изображений к бинарным; организация специального освещения.

Обработка и анализ полученных изображений

Цветные телевизионные изображения поверхности объекта исследования записываются в память (базу данных) компьютера. Эти изображения называются текущими изображениями (ТИ) и характеризуют патологию (изменения) исследуемой поверхности внутреннего органа человека. Таким образом, формируется база данных патологий поверхности внутренних органов человека. ТИ сравниваются с эталонным изображением (ЭИ), характеризующим исследуемую поверхность внутреннего органа человека без патологии и оцениваются требуемые параметры диагностики.

Положение и цвет зоны исследуемой поверхности оценивается по анализу положения и сочетания слагаемых взаимно-корреляционных функций (ВКФ). При распознавании цвета определяется цвет зоны, «окрашенного» в какой-либо тон, на основе следующего правила:

$\Pi_k=1$, при $\Pi_3 = \Pi_c = \Pi_n = \Pi_{ж} = \Pi_r = \Pi_6 = 0$
или $J_R = 1, J_G = J_B = 0$;

$\Pi_3=1$, при $\Pi_k = \Pi_c = \Pi_n = \Pi_{ж} = \Pi_r = \Pi_6 = 0$
или $J_G = 1, J_R = J_B = 0$;

$\Pi_c=1$, при $\Pi_k = \Pi_3 = \Pi_n = \Pi_{ж} = \Pi_r = \Pi_6 = 0$
или $J_B = 1, J_R = J_G = 0$;

$\Pi_n=1$, при $\Pi_k = \Pi_c = 1, \Pi_3 = \Pi_{ж} = \Pi_r = \Pi_6 = 0$
или $J_R = J_B = 1, J_G = 0$; (2.1)

$\Pi_{ж}=1$, при $\Pi_k = \Pi_3 = 1, \Pi_c = \Pi_n = \Pi_r = \Pi_6 = 0$
или $J_R = J_G = 1, J_B = 0$;

$\Pi_r=1$, при $\Pi_c = \Pi_3 = 1, \Pi_k = \Pi_n = \Pi_{ж} = \Pi_6 = 0$
или $J_G = J_B = 1, J_R = 0$;

$\Pi_6=1$, при $\Pi_k = \Pi_3 = \Pi_c = 1, \Pi_n = \Pi_{ж} = \Pi_r = 0$
или $J_R = J_G = J_B = 1$,

где $\Pi_k, \Pi_3, \Pi_c, \Pi_n, \Pi_{ж}, \Pi_r, \Pi_6$ – соответственно уровни красного, зеленого, синего, пурпурного, желтого, голубого, белого цветов,

J_R, J_G, J_B – соответственно ВКФ, характеризующие красный, зеленый и синий цвета.

Таким образом, по сочетанию ВКФ J_R, J_G, J_B можно определить любой цвет зоны исследуемой поверхности.

Слагаемые ВКФ описываются следующими выражениями:

$$J_R(\xi, \eta) = K_n \int_s F_1^c(x_1, y_1) F_2^R(x_2, y_2) dx dy, \quad (1)$$

$$J_B(\xi, \eta) = K_n \int_s F_1^c(x_1, y_1) F_2^B(x_2, y_2) dx dy, \quad (2)$$

$$J_G(\xi, \eta) = K_n \int_s F_1^c(x_1, y_1) F_2^G(x_2, y_2) dx dy, \quad (3)$$

где $F_1^c(x_1, y_1)$ – функция, описывающая цветное ТИ (в системе координат X_1, O_1, Y_1); $F_2^R(x_2, y_2), F_2^G(x_2, y_2), F_2^B(x_2, y_2)$ – функции, описывающие ЭИ (в системах координат $X_2^R O_2^R Y_2^R, X_2^G O_2^G Y_2^G, X_2^B O_2^B Y_2^B$), пропускающие соответственно красную R, зеленую G и синюю B компоненту цвета;

K – коэффициент пропорциональности. Геометрические характеристики зон исследуемой поверхности определяются следующими известными выражениями:

$$X_c = \frac{\sum_{i=1}^{N_k} \Delta M_{KX}}{S_{C3}}; Y_c = \frac{\sum_{i=1}^{N_k} \Delta M_{KY}}{S}; K_\phi = \frac{S_{C3}}{P^2}; \quad (4)$$

где X_c, Y_c - координаты центра «тяжести» структурного элемента зоны изображения;

$\Delta M_{KX}, \Delta M_{KY}$ - элементарные моменты по направлению соответствующих осей;

N_k - число точек (пиксел) в контуре;

i - номер контура;

S_{C3} - площадь структурного элемента зоны изображения, ограниченного контуром;

K_ϕ - коэффициент формы;

P - периметр контура.

Площадь S_{C3} и параметр P структурного элемента определяется при обходе контура зоны. После получения необходимой информации происходит сопоставление текущей и эталонной информации (изображений).

Анализ изображений и постановка диагноза может быть решена с помощью модифицированного корреляционного алгоритма описываемого следующим известным выражением:

$$\hat{v} = \text{arccotr} J[F_1, F_2(v)], \quad (5)$$

где F_1, F_2 - функции, описывающие ТИ и ЭИ, соответственно; \hat{v} - оценка искомых параметров патологии участка поверхности гортани (геометрические характеристики (периметр, площадь, ширина, длина); цвет, координаты и ориентации участков поверхности). Оценка сравнения цифровых изображений определяется на основе модифицированного корреляционного алгоритма:

$$\hat{v} = \left[\frac{\sum_{j=0}^n \sum_{i=0}^n \{F_1(J+j), (I+i) - m_1\} \times \{F_2(J+j), (I+i) - m_2\}}{\sum_{j=0}^n \sum_{i=0}^n \{F_1(J+j), (I+i) - m_1\} \times \sum_{j=0}^n \sum_{i=0}^n \{F_2(J+j), (I+i) - m_2\}} \right], \quad (6)$$

где:

j - номер строки;

i - номер пикселя в строке;

m_1, m_2 - математические ожидания;

F_1, F_2 - значения яркости пикселов;

n - размер фрагмента.

Кроме этого, предлагаемое ПО имеет высокие точностные характеристики и быстродействие (оперативность) постановки диагноза, за счет использования автоматических методов анализа изображений патологий органа и статистических алгоритмов анализа изображений.

Анализ изображений состоит из нескольких этапов.

Поверхность исследуемых органов человека покрыта слоем слизи, который отражает свет, поступающий от источника освещения, и вызывает появление бликов на изображении, получаемом с помощью малогабаритной видеокамеры. Поскольку основную информацию о состоянии органа, которую анализирует программа, несет цвет - блики на изображении необходимо исключить из обработки.

Области изображения, содержащие блики не несут полезной информации (т.к. блик - это, фактически, отказ оборудования регистрировать точный уровень сигнала), и их необходимо исключить из обработки. Для поиска бликов используется специальный алгоритм: анализируются значения RGB-компонент изображения и фиксируются расположение точек, в которых значения RGB-компонент больше заданного порога - это будут «вершины бликов» (рис. 2).



Рис. 2. Фильтрация бликов в изображении

Затем выполняется фильтрация изображения низкочастотным фильтром, что бы устранить высокочастотные помехи, создаваемые видеокамерой. В качестве фильтра используется свертка с ядром в виде гауссиана $n \times n$.

$$m[i][j] = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma}} e^{-\frac{\left(\sqrt{\left(i-\frac{n}{2}\right)^2 + \left(j-\frac{n}{2}\right)^2} - \frac{n}{2}\right)^2}{2\sigma^2}} \quad (7)$$

Далее уже происходит работа со сглаженным изображением. Происходит "Спуск" с этих вершин во все стороны в радиальных направлениях, до тех пор, пока не уменьшается разница между значениями интенсивности соседних точек последовательности:

$$(p_i - p_{i-1}) >= (p_{i-1} - p_{i-2}), \quad (8)$$

где p_i – интенсивность i й точки в последовательности.

Программная реализация алгоритма напоминает известный алгоритм поиска в ширину, с той разницей, что необходимо для каждой текущей граничной точки запоминать последний раз вычисленную разницу в интенсивности соседних точек последовательности. На основании набора текущих граничных точек вычисляется набор граничных точек следующего поколения и т.п. Процесс поиска прекращается, когда не остается текущей граничной точки, для которой выполняется критерий. Завершающая точка на спуске и будет границей области блика. Участок графика профиля строки изображения, соответствующий области блика показан на Рис. 2 стрелкой. Граница области блика соответствует моменту резкого изменения наклона касательной к графику в сторону уменьшения производной.

Поскольку при съемке органов трудно создать равномерное освещение поверхности, полученное с видеокамеры изображение будет характеризоваться неравномерной средней яркостью по различным участкам изображения. Для медицинской диагностики наиболее важным является цветовой оттенок. Получить информацию о цветовых оттенках, отделенную от яркости позволяет цветовая модель L, a, b . В этой цветовой модели канал L характеризует яркость точки, каналы a, b – цветовой оттенок.

С помощью описываемого АПО было обнаружено, что для изображений здоровых органов характерны определенные цветовые оттенки.

Процесс работы с АПО состоит из двух этапов. Сначала изображение, полученное с телекамеры, поступает в компьютер. Затем начинается этап его дальнейшей математической обработки.

Проанализировав частоту различных цветовых оттенков на изображениях здоровых органов и органов, имеющих различные отклонения, авторы пришли к выводу, что они значительно отличаются.

На основании проведенного анализа большого количества изображений внутренних органов здоровых пациентов,

была выделена область спектра, в которую укладываются спектры этих изображений здоровых органов. На рис. 3а,б показаны спектры цветовых оттенков изображений органов здорового и больного пациента. Ось абсцисс соответствует каналу a^* , ось ординат – каналу b^* , яркость точки характеризует частоту встречаемости соответствующего оттенка. Видно, что спектры значительно отличаются по диапазону.

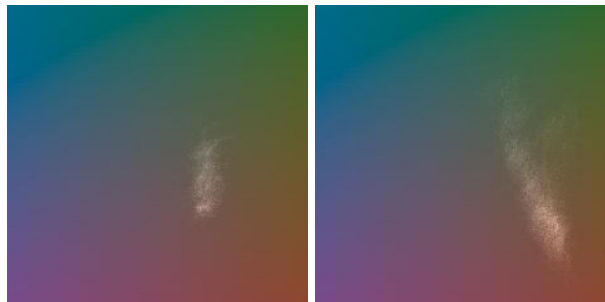


Рис. 3 Частота цветовых оттенков (L, a^*, b^*):
а) изображения здорового органа, б) изображения органа, имеющего отклонения

Программа вычисляет соответствие спектра изображения спектру, характерному для изображения здорового органа. Полученная величина может быть использована в целях медицинской диагностики.

Заключение

Таким образом, основная новизна описываемого АПО заключается в возможности в автоматизированном режиме, реальном времени и с высокой вероятностью проведения диагностики заболеваний человека.

Список литературы

1. В.И. Сырямкин. Интеллектуальные оптико-телевизионные измерительные системы для технической и медицинской диагностики. Журнал РАЕН «Ноосферные знания и технологии». Томск, ТГУ. 2005. 11 С.
2. Сырямкин В.И., Ксенев Н.И. Программа для диагностики патологий путем анализа цветных изображений поверхности органов человека. Свидетельство о регистрации программы для ЭВМ №2005612423 от 16.09.2005 г.
3. Сырямкин В.И., Ключин А.О., Ксенев Н.И. Программа для структурного анализа цветных изображений поверхности органов человека. Свидетельство о регистрации программы для ЭВМ №2005610055 от 11.01.2005.

4. Сырякин В.И., Буреев А.Ш., Ксенов Н.И.,
Медицинская оптико-телевизионная
диагностическая система для исследования
внутренних органов человека на основе анализа
цветных телевизионных изображений. Оптико-
электронные приборы и устройства в системах
распознавания образов, обработки изображений и
символьной информации. Распознавание – 2005. Сб.
материалов 7 Междунар. конф./ред. кол.: В. Титов и
др. Курск. гос. техн. ун-т. Курск, 2005. 254. 3 С.