

Інформаційні технології в медицині

УДК 004.9

И.Г. Красовская

*Институт телекоммуникаций и глобального информационного пространства
НАН Украины, Киев*

МЕТОД ОПРЕДЕЛЕНИЯ СТЕПЕНИ АКУСТИЧЕСКОГО СОПРОТИВЛЕНИЯ ПЕЧЕНИ ПО ЕЕ УЛЬТРАЗВУКОВЫМ ИЗОБРАЖЕНИЯМ ДЛЯ ОБЪЕКТИВИЗАЦИИ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ РЕШЕНИЙ

Приведена методика автоматизации процесса определения плотности печени по ультразвуковым изображениям. Определен показатель, характеризующий степень акустического сопротивления исследуемого органа по математическому ожиданию согласно гистограммам распределения интенсивностей цвета печени и почки. Проанализировано около ста ультразвуковых изображений (сонограмм), и получены пороговые значения для нормального, патологического и пограничного состояний, которые были подтверждены врачами-экспертами и данными лабораторных методов исследования. Отмечено, что индивидуальные настройки аппаратуры для получения качественного изображения влияют на цветовые характеристики. Предложены решающие правила для автоматизации процесса принятия диагностических решений.

Ключевые слова: *ультразвуковые изображения, акустическое сопротивление, печень, гистограмма.*

Введение

Современный образ жизни, ухудшение экологической обстановки, низкое качество продуктов питания привело к распространению ряда заболеваний у населения, связанных с патологическими изменениями структуры печени.

Основным признаком таких заболеваний является изменение плотности органа. В настоящее время самым простым, доступным и неинвазивным методом диагностики изменений в печени является ультразвуковое исследование.

Как известно, любая среда, в том числе и ткани организма, препятствует распространению ультразвука, то есть обладает различным акустическим сопротивлением. Его величина зависит от плотности и скорости распространения звуковых волн. Чем выше эти параметры, тем больше акустическое сопротивление.

При отражении от исследуемого органа ультразвуковые лучи возвращаются на датчик и монокристалл, который их излучил.

При воздействии лучей на кристалл происходит его деформация и, как следствие, образование электрического заряда, который улавливается аппаратом для ультразвукового исследования и преобразуется в изображение.

Следует отметить, что от плотных тканей поступает большое количество отраженных волн, и изображение получается более интенсивное. Чем меньше волн отражает ткань, тем темнее ее изображение на экране.

Постановка задачи

Анализ существующих методик компьютерной обработки ультразвуковых изображений (сонограмм) показал, что большая их часть направлена на улучшение качества снимков и выделение объектов [1, 2] и только некоторые из них посвящены анализу плотности печени [3 – 5].

Поэтому целесообразным является разработка новых или усовершенствование существующих методов, основанных на определении акустического сопротивления для оценки плотности печени с их последующей автоматизацией для исключения субъективной оценки врача-диагноста.

Методика автоматизации процесса определения плотности печени по их сонограммам

Для определения акустического сопротивления печени были построены гистограммы распределения интенсивностей цвета в градациях серого с последующим расчетом математического ожидания и дисперсии для 98 сонограмм. Математическое ожидание (M) и дисперсия (D) интенсивности цвета в анализируемом окне рассчитывались по следующим формулам.

$$M(x) = \sum_{i=1}^n x_i P_i ; \quad (1)$$

$$D = \sum_{i=1}^n (x_i - M(x))^2 P_i . \quad (2)$$

Формирование терм множества для оценки состояния печени производилось на основе результатов опроса экспертов.

Анализировались заключения УЗИ-специалистов с 20-тилетним стажем. В результате изображения были классифицированы в соответствии с нарушениями структуры органов на нормальные (N), пограничные (B), патологические (P). Среди них были отобраны 42 изображения с нормальной структурой органов и с подтвержденной методом лабораторной диагностики нормальной функциональной их активностью. Анализ полученных значений матожидания и дисперсии показал отсутствие зависимости этих показателей от плотности печени, связанной с получением изображения при различных настройках аппаратуры и особенностями организма. Согласно данным ультразвуковой диагностики человека, акустическое сопротивление печени и почки должно быть одинаковым или незначительно больше [6].

В связи с этим предлагается степень изменения плотности печени оценивать по формуле:

$$K = \frac{Mh}{Mg}, \quad (3)$$

где K – показатель акустического сопротивления печени;

Mh – математическое ожидание распределения интенсивности цвета в исследуемом окне изображения печени;

Mg – математическое ожидание распределения интенсивности цвета в исследуемом окне изображения почки.

При этом печень и почка должны быть изображены на одной сонограмме (рис. 1).

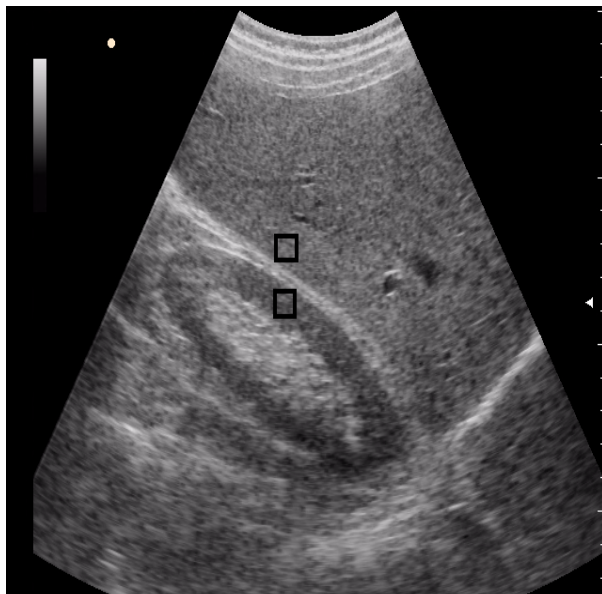


Рис. 1. Сонограмма печени и почки

В связи с этим был выбран оптимальный размер исследуемого окна – [20x20] пикселей. Окна

располагались на минимально возможном расстоянии друг от друга. При анализе всех сонограмм были получены пороговые значения для всего терм множества.

Следует отметить, что получение ультразвуковых изображений для каждого пациента происходит при различных настройках аппаратуры, что приводит к изменению пороговых значений коэффициентов для различных переменных терм множества (N.B.P).

Для определения объективной характеристики при вычислении числовых математических характеристик по изображениям необходимо учитывать неравноточность проводимых измерений.

Для этого была использована формула определения среднего значения для неравноточных измерений:

$$\bar{K} = \frac{\sum_{i=1}^n M_i p_i}{\sum_{i=1}^n p_i}, \quad (4)$$

где p_i – веса неравноточных измерений;

i – количество изображений для одного пациента.

Веса неравноточности определений связаны с различными настройками, такими как Глубина и Усиление, устанавливаемыми врачом при получении изображения с учетом специфики каждого пациента.

Визуализация результатов представленной методики представлена на рис. 2 – 8.

Анализ рисунков показал, что при нормальном акустическом сопротивлении печеночной ткани гистограммы распределения интенсивности цвета печени и почки практически совпадают по расположению экстремумов и ширине диапазона.

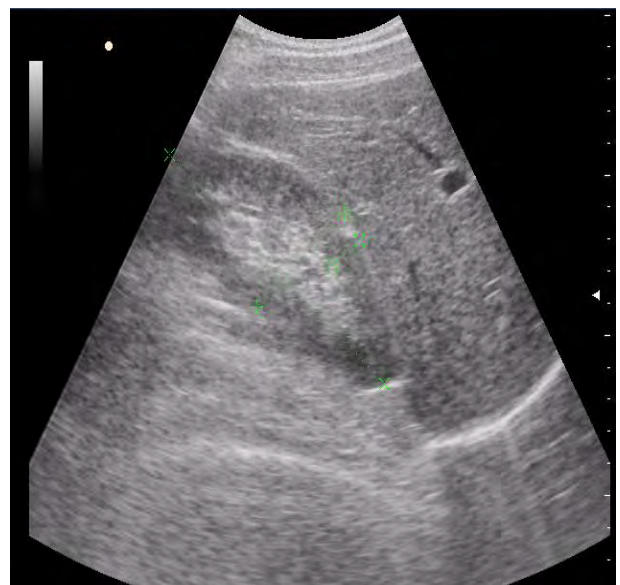


Рис. 2. Сонограмма нормальной печени

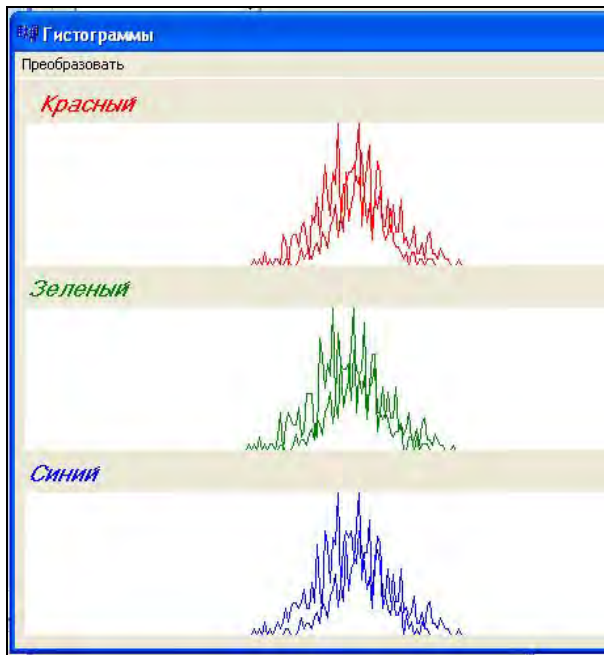


Рис. 3. Гистограммы распределения интенсивностей цвета нормальной печени и почки

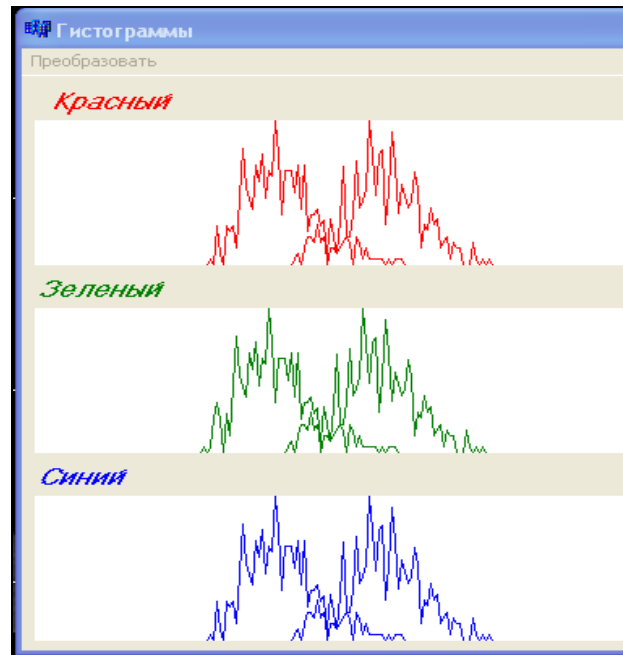


Рис. 6. Гистограммы распределения интенсивностей цвета патологической печени и здоровой почки

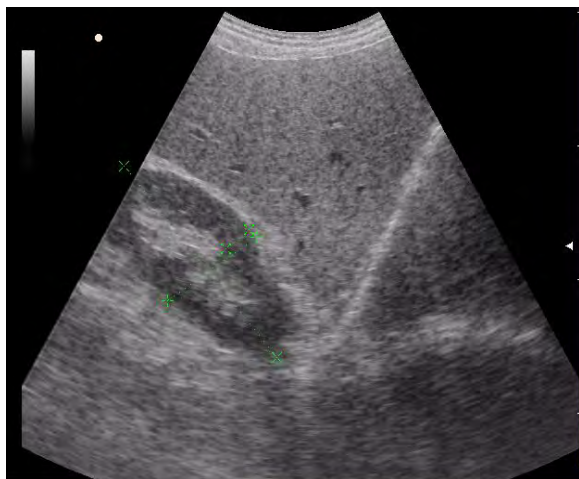


Рис. 4. Сонограмма патологической печени

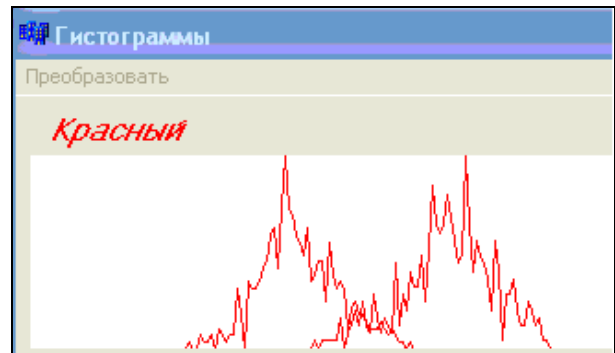


Рис. 7. Гистограммы распределения интенсивностей цвета патологической печени и здоровой почки

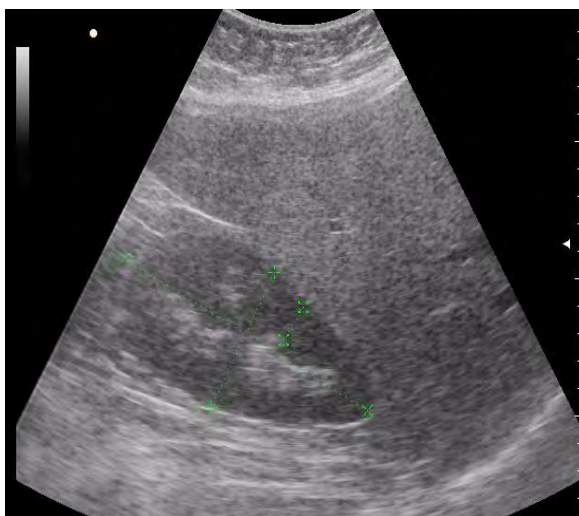


Рис. 5. Сонограмма печени с более выраженным патологическим процессом

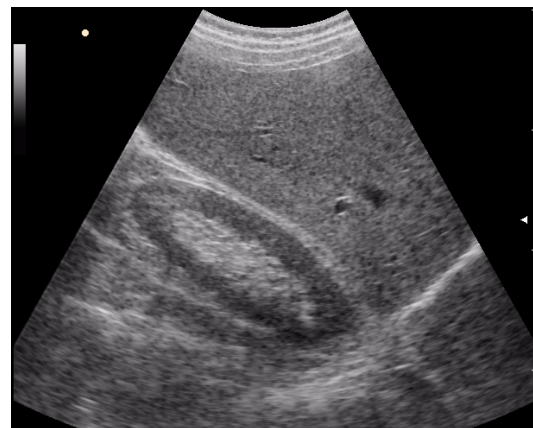


Рис. 8. Сонограмма печени с пограничными изменениями ее плотности

Увеличение плотности органа приводит к смещению экстремумов гистограммы распределения цвета в сторону более интенсивных значений и находится в прямой зависимости от степени ее поражения.

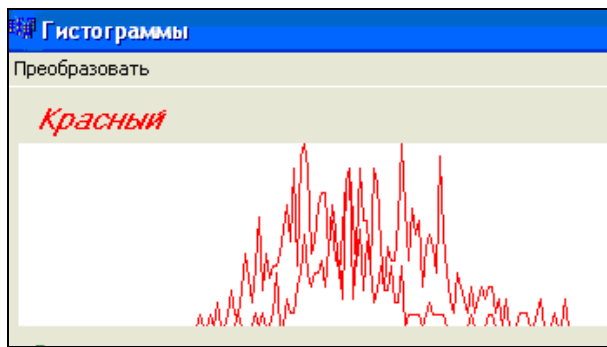


Рис. 9. Гистограммы распределения интенсивностей цвета пограничной печени и почки

Пограничные состояния также характеризуются увеличением количества пикселей со средними интенсивностями цвета. Изменений гистограмм в различных каналах нет. На основе рассчитанных \bar{K} были определены пороговые значения для построения решающих правил по каждой лингвистической переменной из терм-множества и определяющие норму (N), патологию (P) и пограничное состояние печени (B):

IF $(1 \leq \bar{K} \leq 1,2)$ THEN N;

IF $(\bar{K} \geq 1,3)$ OR $(\bar{K} < 1)$ THEN P;

IF $(1,2 < \bar{K} < 1,3)$ THEN B.

Выводы

Представленная в статье методика автоматизации процесса определения степени акустического сопротивления печени позволяет оперативно выявлять пограничные состояния, отслеживать динамику заболевания и эффективность лечения, уменьшая при этом субъективизм принятия диагностических решений врачом, связанный с физиологическими особенностями зрительного восприятия.

МЕТОД ВИЗНАЧЕННЯ СТУПЕНЯ АКУСТИЧНОГО ОПІРУ ПЕЧІНКИ ЗА ЇЇ УЛЬТРАЗВУКОВИМ ЗОБРАЖЕННЯМ ДЛЯ ОБ'ЄКТИВІЗАЦІЇ ДІАГНОСТИЧНИХ РІШЕНЬ

І.Г. Красовська

Наведено методику автоматизації процесу визначення щільності печінки по ультразвуковим зображенням. Визначено показник, що характеризує ступінь акустичного опору досліджуваного органу за допомогою математичного очікування згідно гістограми розподілу інтенсивностей кольору печінки і нирки. Проаналізовано близько ста ультразвукових зображень (сонограм), і отримані порогові значення для нормального, патологічного та граничного станів, які були підтверджені лікарями-експертами і даними лабораторних методів дослідження. Відзначено, що індивідуальні налаштування апаратури для отримання якісного зображення впливають на колірні характеристики. Запропоновано вирішальні правила для автоматизації процесу прийняття діагностичних рішень.

Ключові слова: ультразвукові зображення, акустичний опір, печінка, гістограма.

METHODS TO DETERMINE THE ACOUSTIC IMPEDANCE LIVER BY ULTRASOUND IMAGING FOR OBJECTIVISATION OF DIAGNOSTIC SOLUTIONS

I.G. Krasovska

The technique of automating the process of the liver density determining by ultrasound imaging is submitted. The measure of the test authority acoustic impedance degree in accordance with the expected value of the liver and kidneys intensity distribution color histograms are defined. About a hundred ultrasound images (sonograms) were analyzed. Threshold values were obtained for normal, abnormal and border states, which were confirmed by medical experts and the results of laboratory research methods. The individual equipment settings for image quality affect the color characteristics. Decision rules to automate the process of making diagnostic decisions are proposed.

Keywords: ultrasound images, acoustic impedance, the liver, the histogram.

Список литературы

1. Андрианов Д.Е. Система ввода, хранения, обработки и анализа ультразвуковых изображений: автореф. дисс. на соискание уч. степени кандидата технических наук: спец. 05.13.14 [Электронный ресурс] / Андрианов Дмитрий Евгеньевич. – 1999. Режим доступа: <http://www.dissercat.com/content/sistema-vvoda-khraneniya-obrabotki-i-analiza-ultrazvukovykh-izobrazhenii#ixzz3arBIOcBw>.
2. Богданов А.К. Практическое применение современных методов анализа изображений в медицине [Текст]: учеб. пос. [Электронный ресурс] / А.К. Богданов, В.Д. Проценко. – Российский университет Дружбы народов. – Режим доступа: http://web-local.rudn.ru/web-local/uem/iop_pdf/152-Bogdanov-Procenko.pdf.
3. Liver fibrosis identification based on ultrasound images captured under varied imaging protocols Gui-tao Cao, I. Peng-fei Shi,†, I. and Bing Hu 2 J Zhejiang Univ Sci B v.6(11); 2005 Nov [Электронный ресурс] - Режим доступа: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC139065>.
4. Evolutionary Feature Construction for Ultrasound Image Processing and its Application to Automatic Liver Disease Diagnosis. Yu-Hsiang Wu; Jhu-Yun Huang; Shyi-Chyi Cheng; Chen-Kuei Yang. Complex, Intelligent and Software Intensive Systems (CISIS), 2011 International Conference on June 30 2011-July 2 2011 Page(s):565 – 570. [Электронный ресурс] - Режим доступа: <http://www.computer.org/csdl/proceedings/cisis/2011/4373/00/4373a565.pdf>.
5. An Improved Method for Liver Diseases Detection by Ultrasound Image Analysis Mehri Owjimehr, Habibollah Danyali Mohammad Sadegh Helfroush J Med Signals Sens. 2015 Jan-Mar; 5(1): 21–29. [Электронный ресурс] - Режим доступа: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4335142>.
6. Труфанов Г.Е. Ультразвуковая диагностика заболеваний гепатобилиарной системы: моногр. / Г.Е. Труфанов, – СПб.: ЭЛБИ-СПб, 2012. – 160 с.

Поступила в редколлегию 3.06.2015

Рецензент: д-р техн. наук, проф. О.С. Бутенко, Харьковский национальный аэрокосмический университет “ХАИ”, Харьков.