

ВЫБОР ДЛИНЫ ВЕКТОРА СМЕЩЕНИЯ ДЛЯ ОБРАБОТКИ ТЕКСТУР ЭХОГРАММ ПЕЧЕНИ ЧЕЛОВЕКА С ПРИМЕНЕНИЕМ СТАТИСТИК РАЗНОСТНОЙ ГИСТОГРАММЫ ВТОРОГО ПОРЯДКА

Привалов М.В., Адамов В.Г., Корсакова А.Н.

Донецкий национальный технический университет,
кафедра «Автоматизированные системы управления»

E-mail: max@kita.dgtu.donetsk.ua; adamov@kita.dgtu.donetsk.ua; artneon@dn.farlep.net

Abstract

M.V. Privalov, V.G. Adamov, A.N. Korsakova. Displacement vector size choosing for human liver ultrasound images texture processing using second order difference histogram statistic. In this article the problem of determining of a displacement vector size for textural analysis of liver ultrasonic images is solved. Suitable criteria for conformity estimation of vector size to texture forming element size is proposed. Results of experimental determining of displacement vector size are described. According to the received results the length of a displacement vector for ultrasonic images of a liver transformation are chosen, ways of these results usage and further researches directions are determined.

Актуальность темы. В настоящее время большинством систем диагностики при выявлении патологии внутренних органов человека широко используются изображения, полученные различными способами. Среди них: рентгеновские снимки, магниторезонансные изображения и ультразвуковые эхограммы. В ультразвуковой диагностике различают патологии внутренних органов, приводящие к их поражениям двух типов: очаговым и диффузным. При очаговых поражениях возникают различные образования, а диффузные выражаются в изменении структуры ткани всего органа. Выявление этих патологий возможно с использованием современной вычислительной техники на основании методов контурного и текстурного анализа. Анализ текстур ультразвуковых эхограмм, как правило, включает сегментацию и классификацию текстур, а затем принятие решения. Чтобы выполнять принятие решения наиболее эффективно, производится моделирование процесса преобразования изображений с целью получения рациональных значений параметров метода, используемого для обработки текстур. При этом предварительное определение значений для как можно большего количества параметров является актуальной задачей, так как это позволяет значительно уменьшить число необходимых экспериментов.

Постановка задачи. Как показал анализ работ Юлеша, Лоза, Харалика, Савчука и других авторов, а также проведенные в [1] экспериментальные исследования, для обработки текстур ультразвуковых изображений печени целесообразно использовать метод, использующий признаки текстуры разностной гистограммы второго порядка GLDS (Gray Level Difference Statistics), так как они обладают лучшей разрешающей способностью. При этом точность работы этих методов в значительной мере зависит от выбранной длины вектора смещения d , используемой на этапе расчета разностного изображения для получения гистограммы второго порядка:

$$H_d(i, j) = |I(i, j) - I(i + d_1, j + d_2)|, \quad (1)$$

где $H_d(i, j)$ - разностное изображение для вектора смещения $\bar{d} = (d_1, d_2)$. $I(i, j)$ - исходное ультразвуковое изображение, представленное в виде матрицы значений яркости пикселей.

В работе [2] размер вектора смещения выбирался экспериментально, при варьировании значений основных параметров, определяющих в конечном итоге точность классификации текстур ультразвукового изображения. Но ввод любого дополнительного параметра в модель приводит к увеличению количества экспериментов. Таким образом, для уменьшения количества параметров требуется предложить методику выбора длины вектора смещения, позволяющую определить ее оптимальную величину до выполнения моделирования процесса преобразования ультразвуковых изображений.

Проведение экспериментов и их результаты. Чтобы выполнить выбор вектора смещения для обработки определенного типа ультразвуковых изображений, прежде всего, необходимо задаться критерием, позволяющим оценить качество описания текстур ультразвуковых эхограмм с использованием конкретной длины вектора смещения. Таким критерием может быть регулярность распределения элементов вектора смещения.

Как известно, признаки текстуры GLDS рассчитываются по вектору, получаемому из разностной гистограммы второго порядка [3]:

$$\bar{p}_d = [p_d(1), p_d(2), \dots, p_d(K)], \tag{2}$$

где K – количество уровней яркости, представимых на исходном изображении (для ультразвуковых эхограмм печени, полученных от современной ультразвуковой аппаратуры $K=256$), а элементы вектора $p_d(k)$ определяются следующим образом:

$$p_d(k) = \sum_{i=0}^{W-1-d} \sum_{j=0}^{W-1-d} \begin{cases} 1, \text{ если } H_d(i, j) = k \\ 0, \text{ если } H_d(i, j) \neq k \end{cases} \tag{3}$$

где W – размер окна, используемого при расчете признаков текстуры.

Как показано в работах [4] и [5], в случае расчета статистик разностной гистограммы второго порядка с использованием вектора смещения малой длины d по сравнению с размером текстурообразующего элемента, значения яркостей пикселей, разделенных таким вектором, будут всегда очень близки друг к другу. Это выразится в том, что элементы вектора GLDS будут сосредоточены в окрестности нуля, то есть $p_d(k)$ будет большим для малых значений k и малым (стремиться к нулю) для больших значений k . Таким образом, имеется возможность использовать вид распределения элементов вектора GLDS в качестве критерия, используемого при выборе длины вектора смещения.

Были проведены эксперименты с использованием данного критерия по выбору длины вектора смещения для обработки текстур ультразвуковых эхограмм печени человека, содержащей нормальные ткани и ткани с очаговыми поражениями. Во время расчетов использовались 50 фрагментов реальных ультразвуковых изображений печени размером 128×128 пикселей и глубиной цвета 8 бит на пиксель (полутоновые изображения, содержащие 256 градаций яркости). На обработанных фрагментах присутствовали изображения нормальной ткани, кисты печени, гемангиомы, доброкачественных образований и метастаз.

Для каждого фрагмента рассчитывались значения элементов вектора GLDS с использованием вектора смещения длиной 3, 4, 5, 6 и 7 пикселей. На основании рассчитанных значений для каждого вектора строилась гистограмма, в которой частота F_i попаданий в каждый интервал вычислялась по следующей формуле:

$$F_i = \frac{p_d(k)}{(M-d)(N-d)}. \quad (4)$$

В формуле (4) $p_d(k)$ – k -й элемент вектора GLDS, M – размерность обрабатываемого изображения по горизонтали, N – размерность по вертикали, d – длина используемого вектора смещения.

Все эксперименты, описанные в работе, проводились с использованием среды разработки приложений Borland C++ Builder 5.0. Были разработаны программные модули для расчета разностной гистограммы второго порядка (вектора GLDS), а также для статистического анализа полученных выборок.

В результате проведенных экспериментов были получены гистограммы, отражающие распределение значений вектора GLDS при использовании различных векторов смещения (рис. 1-4).

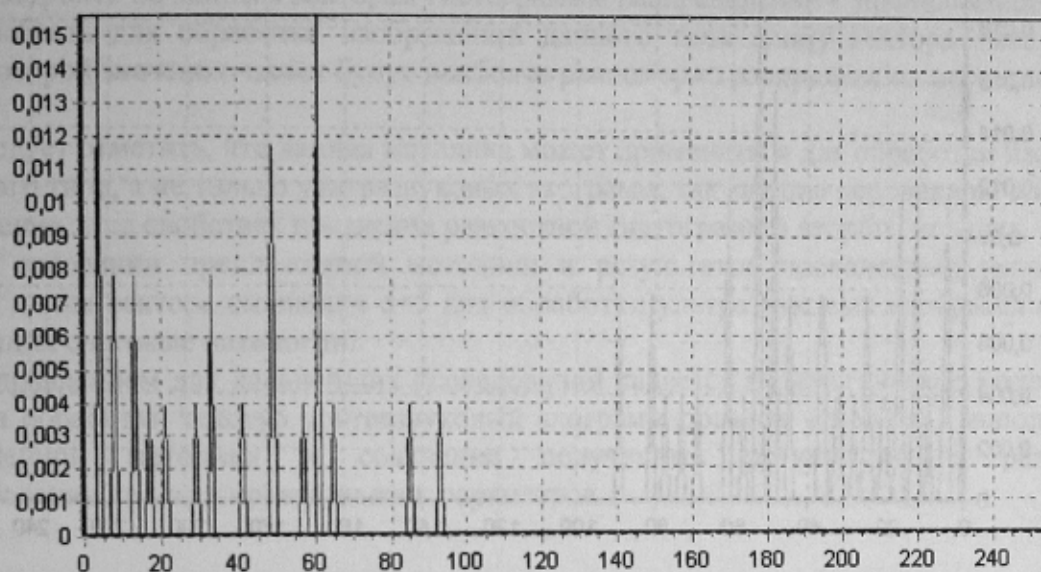


Рис. 1. Распределение значений вектора GLDS при длине вектора смещения $d=3$

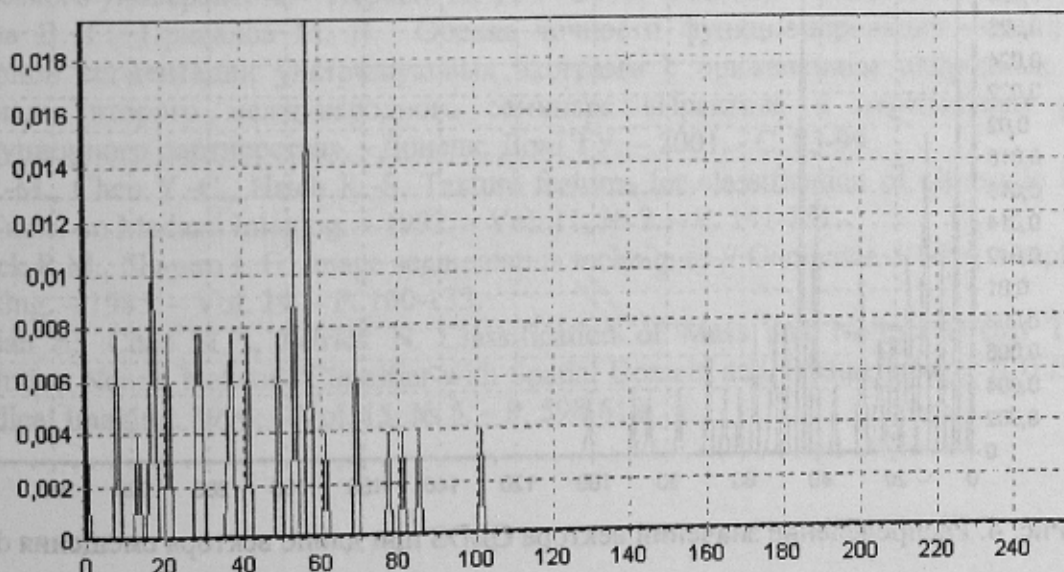


Рис. 2. Распределение значений вектора GLDS при длине вектора смещения $d=4$

Анализируя гистограммы, полученные для векторов смещения длиной 3 и 4 пикселя и приведенные на рис. 1 и рис. 2, можно заметить, что значения распределены неравномерно по числовой оси, при этом довольно большой является частота появления пикселей с нулевой яркостью. В первом случае заметно смещение распределения к 0, во втором наблюдается аналогичная ситуация, когда имеется довольно высокий пик для нулевого значения. Это говорит о том, что размер вектора смещения недостаточно точно согласован с размером текстурообразующего элемента.

При дальнейшем увеличении длины вектора смещения были получены гистограммы, приведенные на рис. 3 и рис. 4.

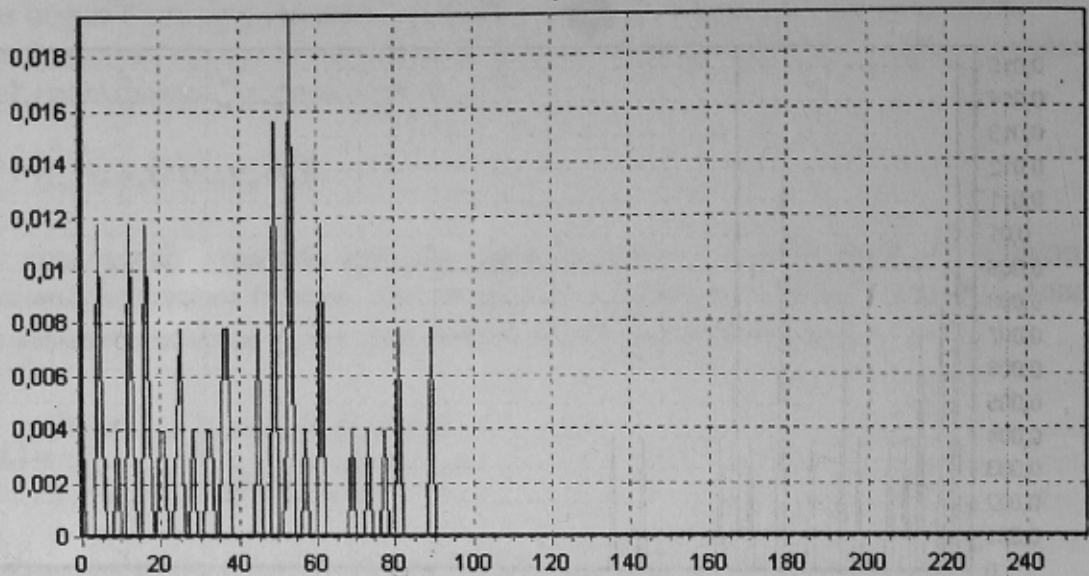


Рис. 3. Распределение значений вектора GLDS при длине вектора смещения $d=5$

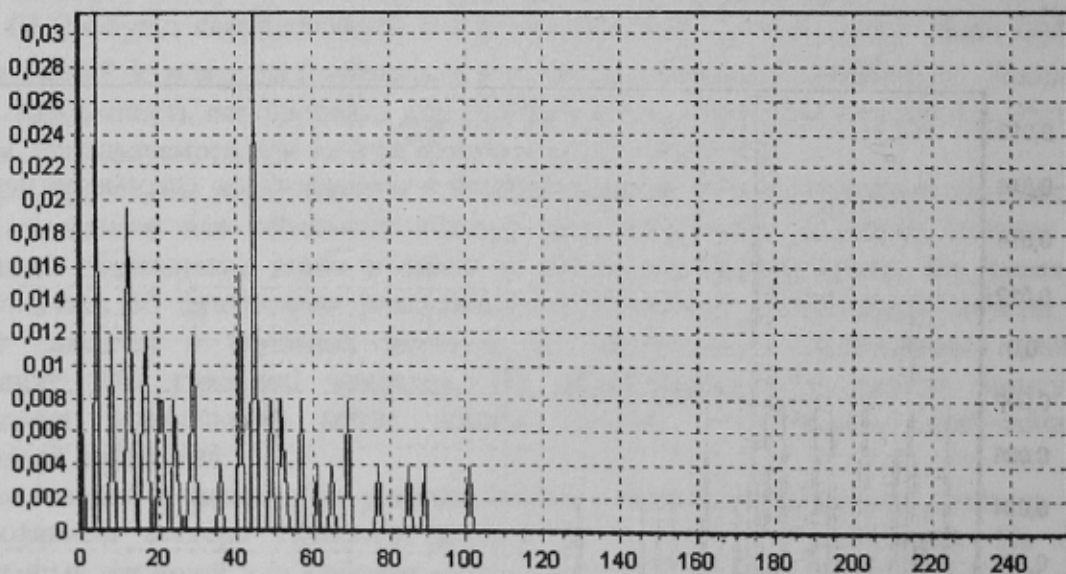


Рис. 4. Распределение значений вектора GLDS при длине вектора смещения $d=6$

Анализ данных гистограмм показывает, что при длине вектора смещения $d=5$ наблюдается более равномерное распределение элементов вектора GLDS. При $d=6$ опять начинает происходить смещение распределения в сторону нулевого значения разницы яркостей. Это говорит о том, что при дальнейшем увеличении длины вектора смещения будет расти его различие с величиной текстурообразующего элемента, вследствие чего признаки разностной гистограммы второго порядка будут менее точно описывать текстуры, представленные на ультразвуковых снимках печени человека.

Результаты и выводы. В данной статье предложена методика выбора длины вектора смещения для обработки текстур ультразвуковых эхограмм органов человека с использованием признаков разностной гистограммы второго порядка, позволяющая упростить дальнейшее моделирование процесса преобразования изображения. Согласно методике, для выбора длины вектора смещения необходимо:

- выполнить расчет векторов GLDS на исходных изображениях при различных величинах d ;
- построить по данным векторам гистограммы распределений и проанализировать их;
- выбрать для обработки изображений данного типа длину вектора смещения, при которой значения частот будут наиболее равномерно распределены по числовой оси.

Следует отметить, что данная методика может применяться для обработки изображений различного типа, а не только ультразвуковых эхограмм, так как она основана не на свойствах изображения, а на свойствах признаков разностной гистограммы второго порядка.

На основании предложенной методики и результатов проведенных экспериментов выбрана длина вектора смещения $d=5$ для обработки ультразвуковых изображений печени, содержащих очаговые патологии.

Направлением для дальнейших исследований является математическое моделирование процесса обработки текстур ультразвуковых эхограмм органов человека с использованием предложенной методики и сравнение полученных результатов с результатами моделирования при варьировании всех параметров.

Литература

1. Адамов В. Г., Привалов М. В. Вибір ознак текстури для використання у методі текстурного аналізу ультразвукових ехограм. // Вестник Херсонского государственного технического университета. – Херсон: ХГТУ. – 2003. - №2(18). – С. 377-381.
2. Адамов В. Г., Привалов М. В. Оценка точности функционирования модели модуля текстурной сегментации ультразвуковых эхограмм с применением нейронных сетей // Материалы второго международного семинара «Практика и перспективы развития институционального партнерства». - Донецк: ДонГТУ. – 2001. - С. 93-99.
3. Wu C.-M., Chen Y.-C., Hsieh K.-S. Texture features for classification of ultrasonic images // IEEE Trans. on Medical Imaging. – 1992. – Vol. 11, № 2. – P. 141-151.
4. Haralick R.M., Shapiro L.G. Image segmentation techniques // Computer. Vision, Graph., Image processing. – 1985. – Vol. 29. – P. 100-132.
5. Berkman S., Chan H.P., Petrick N. Classification of Mass and Normal Breast Tissue: A Convolution Neural Network Classifier with Spatial Domain and Texture Images // IEEE Trans. on Medical Imaging. 1996. – Vol. 15, № 5. – P. 598-610.