

Д. М. Пиза, А. А. Степаненко

СЕГМЕНТАЦИЯ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ МЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ НА ОСНОВЕ МЕТОДА НЕЧЕТКОЙ КЛАСТЕРИЗАЦИИ

Рассмотрен новый подход к повышению эффективности процедуры визуального анализа ультразвуковых медицинских эхо-импульсных изображений. Представлены результаты экспериментальной проверки информационных возможностей метода.

ВВЕДЕНИЕ

Ультразвуковая интроскопия относится к одному из основных и распространенных методов медицинской диагностики [1], в рамках которой основное внимание уделяется повышению чувствительности и достоверности процедуры визуализации ультразвуковых эхо-импульсных изображений. В работе [2] рассматривались возможности повышения чувствительности выделения границ разделов низкоконтрастных структур и нейтрализации влияния многократных переотражений ультразвуковых импульсов, затрудняющих визуальный анализ эхо-импульсных изображений. Однако, с точки зрения определения однородности, шероховатости, регулярности, наибольший интерес представляет процедура сегментации непосредственно самого ультразвукового изображения. Вопросы сегментации различных типов изображений относятся к области задач компьютерного зрения [3], однако характерной особенностью ультразвуковой диагностики является наличие модуляционных спекл-шумов, поэтому применение любого метода сегментации ультразвуковых изображений должно учитывать наличие этого фактора и сопровождаться использованием процедуры фильтрации модуляционных шумов.

Еще одной характерной особенностью ультразвуковой диагностики является то обстоятельство, что на ультразвуковых изображениях границы анатомических областей являются «размытыми», поскольку акустические импедансы соседних биоструктур могут быть близкими либо плавно изменяющимися. Это обстоятельство приводит к необходимости использования нечетких методов кластеризации. Нечеткая кластеризация вводит понятие нечетких кластеров и функцию принадлежности объектов к ним, изменяющуюся в интервале $[0,1]$, что позволяет оценить степень принадлежности объекта к тому либо иному классу. Основой нечеткой кластеризации служит метод FCM (Fuzzy C-Means), имеющий множество модификаций [4]. Метод

FCM базируется на использовании идей и математического аппарата нечеткой логики и широко используется применительно к задачам анализа медицинских радиологических изображений [5], однако информационные возможности метода применительно к анализу ультразвуковых изображений ранее не исследовались.

1 МЕТОД ИССЛЕДОВАНИЯ

В результате работы алгоритма FCM каждому пикселю изображения ставится в соответствие вектор из функций принадлежности к каждому классу, на основе которого можно делать выводы о природе данного объекта, но лишь при нейтрализации влияния шумовых факторов. В настоящее время отсутствует единый подход к решению этой задачи. В [6] предлагалось использовать винеровскую фильтрацию, а в [7] адаптивную анизотропную фильтрацию. Основной проблемой здесь является то обстоятельство, что для осуществления оптимальной фильтрации необходимо априорное знание спектральных характеристик как шума, так и самого незашумленного (т. е. идеального) изображения. В этой связи интерес представляет метод селективного сингулярного разложения автоморфного отображения (МССРАО) [8] зашумленных изображений, не требующий априорного знания спектральных характеристик, а лишь приблизительного знания интервала корреляции шума.

МССРАО относится к рамочным методам анализа изображений, причем размер квадратной рамки должен соответствовать интервалу корреляции. На основе МССРАО формируется многомерный массив, к которому применяется процедура декоррелирующего преобразования с формированием нового массива «собственных» изображений. В качестве отфильтрованного изображения принимается первое «собственное» изображение, соответствующее наибольшему сингулярному числу.

Приведенные в [8] экспериментальные результаты относились к анализу изображений геофизических полей и информационные возможности метода применительно к анализу ультразвуковых эхо-импульсных изображений остались невыясненными.

Поэтому для дальнейшего повышения эффективности медицинской диагностики необходимо исследование информационных возможностей МССРАО и нечеткой FCM кластеризации применительно к задачам сегментации медицинских ультразвуковых эхо-импульсных изображений.

2 РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

Нечеткая кластеризация является обобщенным вариантом традиционного алгоритма К-средних, преодолевающим ограничения принадлежности выборок только к одной группе. В нечеткой кластеризации используется нечеткое множество для задания степени принадлежности выборок только к одной группе. Численное значение степени принадлежности лежит в диапазоне $[0-1]$, так что сумма всех значений принадлежности одного элемента (пикселя) ко всем группам равна единице.

Алгоритм FCM кластеризации базируется на использовании процедуры итеративной минимизации целевой функции вида

$$J(U, V) = \sum_{i=1}^c \sum_{n=1}^N u_{in}^m |x_n - v_i|^2, \quad (1)$$

где $V = \{v_1, \dots, v_c\}$ – центры кластеров; $U = [u_{in}]$ – матрица размером $c \times N$, где u_{in} есть i -я функция принадлежности n -го входа x_n , $m \in [1, \infty)$ – параметр фаззификации, c – задаваемое число кластеров. Значения функций принадлежности должны удовлетворять следующим ограничениям

$$0 \leq u_{in} \leq 1, \quad i = 1, 2, \dots, c, \quad n = 1, 2, \dots, N; \quad (2)$$

$$\sum_{i=1}^c u_{in} = 1, \quad n = 1, 2, \dots, N; \quad (3)$$

$$0 < \sum_{n=1}^N u_{in} < N, \quad i = 1, 2, \dots, c. \quad (4)$$

Алгоритм является итеративным и основан на последовательном вычислении следующих уравнений:

$$v = \frac{1}{\sum_{n=1}^N u_{in}^m} \sum_{n=1}^N u_{in}^m x_{in}, \quad i = 1, 2, \dots, c; \quad (5)$$

$$u = \frac{\left[\frac{1}{|x_n - v_i|^2} \right]^{1/(m-1)}}{\sum_{j=1}^c \left[\frac{1}{|x_n - v_j|^2} \right]^{1/(m-1)}}, \quad (6)$$

$i = 1, 2, \dots, c, \quad n = 1, 2, \dots, N.$

Для каждого пикселя ансамбля изображений, значение его функции принадлежности для каждого кластера зависит от расстояния до соответствующего центра кластера. Параметр фаззификации m уменьшает влияние небольших значений функции принадлежности. К достоинствам алгоритма нечетких С-средних можно отнести его гибкость, позволяющую работать со значениями функций принадлежности. К недостаткам можно отнести необходимость задания априорного числа кластеров и теоретическая неопределенность выбора начальных значений и параметра фаззификации, которая приводит к получению различных результатов кластеризации, а также чувствительность к шуму.

На рис. 1, $a-z$ в координатах «время – пространство» представлено ультразвуковое эхо-импульсное изображение головного мозга ребенка (a) и первые три «собственных» изображения МССРАО ($b-z$). Такие эхо-импульсные изображения рассматриваются, как правило, в виде набора сигнальных трасс (столбцов изображения). Из рассмотрения исходного изображения на рис. 1, a видно, что оно является зашумленным, тогда как на первом «собственном» изображении МССРАО (рис. 1, b) влияние модуляционной помехи фактически нейтрализовано. Рассматривая амплитудно-временные срезы (рис. 2, a и b) 50-й импульсной трассы (50-го столбца изображений рис. 1, a и b), заметно очищение сигнала (рис. 2, b) от излишних шумов (быстроизменяющейся амплитуды в пиках и спадах (рис. 2, a)).

На рис. 2, v, z показаны амплитудно-временные срезы второго и третьего «собственных» изображений МССРАО (рис. 1, v, z), соответствующих шумовым компонентам, и их отбрасывание фактически эквивалентно эффекту адаптивной фильтрации, поскольку никаких предположений о спектральных и статистических характеристиках модуляционных шумов не использовалось.

На рис. 3 представлены результаты применения метода нечеткой кластеризации для сегментации рис. 1, a и рис. 1, b на семь классов.

Из сопоставления рис. 1, a с рис. 3, a следует, что применение метода нечеткой кластеризации для сегментации зашумленного изображения фактически ничего не дает, тогда как его применение к отфильтрованному изображению (рис. 3, b) позволяет облегчить процедуру визуального анализа и интерпретации

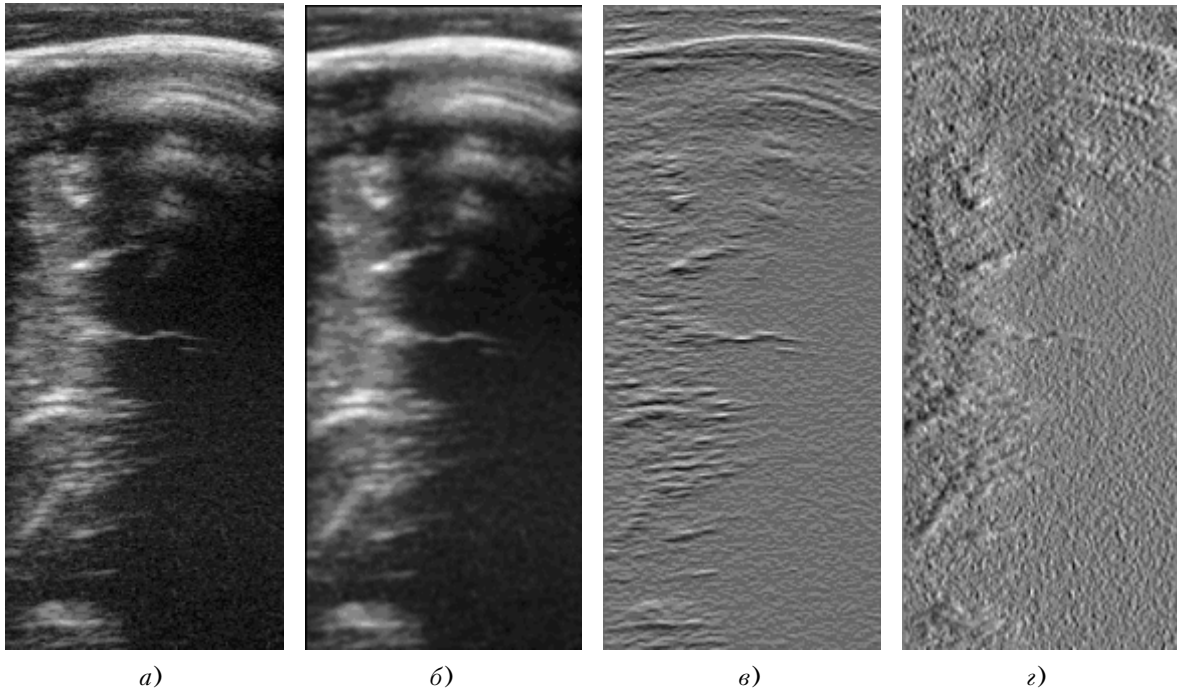


Рисунок 1 – Ультразвукове зображення головного мозку:
 а – оригінал; б-г – перші три «собственных» зображення, синтезовані на основі використання МССРАО
 (горизонтальна вісь – просторова; вертикальна вісь – часова)

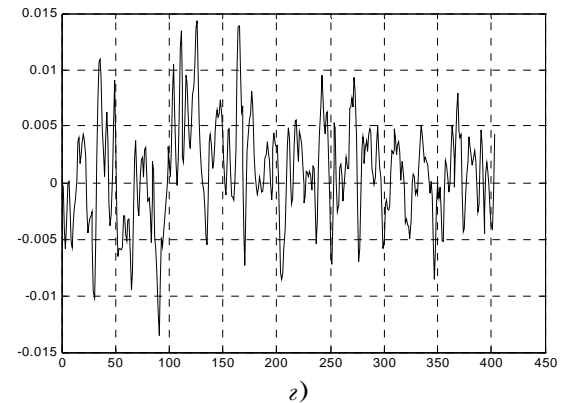
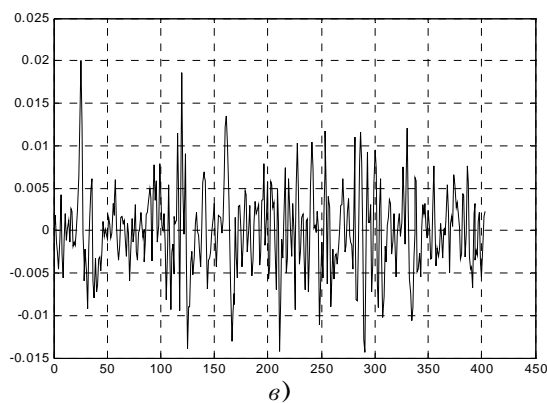
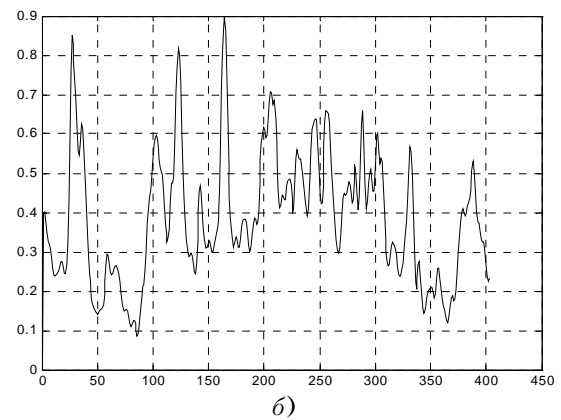
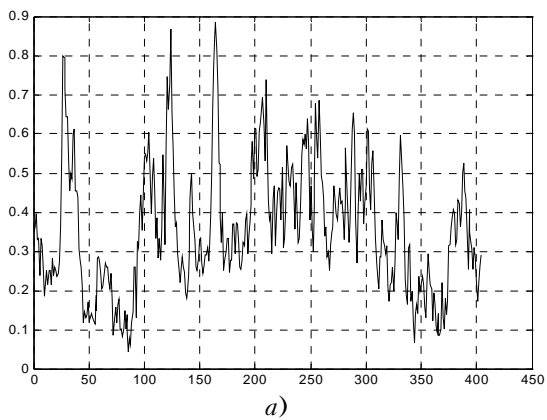


Рисунок 2 – Амплитудно-часові срези 50-ї сигнальної траси зображень на рис. 1, а-г відповідно
 (горизонтальна вісь – часова, вертикальна – відносна амплітуда)