

ПРИМЕНЕНИЕ ДИСКРЕТНОГО ПРЕОБРАЗОВАНИЯ ФУРЬЕ В ЗАДАЧЕ СТРУКТУРНОЙ ИДЕНТИФИКАЦИИ ИЗОБРАЖЕНИЙ

к.т.н. А.И. Поворознюк, В.В. Филатов
(представил д.т.н., проф. В.Д. Дмитриенко)

Данная работа посвящена развитию методов обработки медицинских изображений в компьютерных системах медицинской диагностики. В статье рассматривается проблема задания описания объектов рассматриваемого изображения в задаче структурной идентификации двумерных медицинских сигналов.

Постановка проблемы. Быстрое развитие компьютерной техники открывает новые возможности обработки как одномерных сигналов (например, электрокардиограмм, реограмм, сфигмограмм и т.д.), так и двумерных сигналов, автоматизированная структурная идентификация которых ранее была невозможна из-за сложности введения данных и слишком большой емкости необходимого вычислительного процесса. К таким сигналам относятся ультразвуковые изображения, томограммы, рентгенографические изображения и другие. Перенесение уже отработанных стандартных алгоритмов структурной идентификации одномерных сигналов на двумерные сигналы оказалось трудновыполнимой задачей, так как объект, подлежащий идентификации, может менять не только значения своих параметров и перемещаться в пространстве, но и из-за двумерного представления «вращаться», что достаточно сильно затрудняет идентификацию его положения.

Анализ литературы. Задачи, встречающиеся на практике при анализе медицинских изображений, очень разнообразны: от повышения качества визуализации (фильтрация, контрастирование, сегментация) до структурной идентификации изображений [1 – 5]. Последняя проблема принадлежит к очень широкому классу задач распознавания образов.

Для каждого класса таких задач разработаны свои собственные методы. Однако их эффективность существенно зависит от различных предположений о характере сигнала и/или шума [3]. Например, алгоритм распознавания печатного текста может быть построен в предположении

что входное изображение является двоичным (без полутонов). Такой алгоритм может обладать несколько лучшими характеристиками по сравнению с алгоритмами общего назначения, но будет совершенно неприменим к распознаванию полутоновых изображений, к которым относятся медицинские изображения.

Иногда решается задача обнаружения заданного сигнала в рассматриваемом изображении без его выделения. Такие задачи решаются методом согласованной фильтрации [4]. Однако при анализе медицинских изображений необходимо не только определить наличие заданного объекта, но и его место расположения. При этом достаточно важной задачей является задание способа описания эталона искомым объектам изображения [5].

Цель статьи. Целью данной работы является разработка нового способа описания эталонного объекта для расширения возможностей при структурной идентификации медицинских изображений.

Основные положения. Предлагается рассмотрение задачи структурной идентификации двумерных сигналов с позиции теории распознавания образов. Исходное изображение можно рассматривать в виде множества объектов $\Omega = (\omega_1, \omega_2, \dots, \omega_m, \dots, \omega_M)$. При этом это множество в общем виде можно разделить на два подмножества $\Omega = \Omega_1 \cup \Omega_2$, где Ω_1 , Ω_2 – классы, содержащие искомые объекты и все остальные объекты соответственно ($\Omega_1 \cap \Omega_2 = \emptyset$).

Для классификации объектов ω_m на два класса Ω_1 и Ω_2 необходимо, во-первых, описать объекты в информативном пространстве признаков, в котором объекты легко делимы, во-вторых, найти метрику этого пространства и, наконец, решающее правило. Для задания класса искомым объектам Ω_1 первоначально надо задать эталон этого класса ω^3 . При идентификации структурных элементов в двумерном пространстве возникает проблема описания эталонного структурного элемента.

Стандартный подход, при котором эталонный участок изображения описывается в исходном пространстве признаков в виде матрицы значений яркости или оттенка цвета изображения в точках дискретизации $x_{i,j}$, имеет много положительных сторон, а именно, полнота описания и легкость представления в матричном виде. Однако, при сравнении эталона ω^3 с объектом ω_m при использовании матричного описания возникает множество причин, наталкивающих на необходимость другого варианта

описания и хранения данных об эталоне. Объект будет ω_m «похож» на эталон ω^3 только в том случае, если он имеет:

- 1) нулевой угол поворота относительно эталона;
- 2) тот же размер, что и эталон.

Поворот объекта при матричном описании приводит к изменению значений всех элементов матрицы. Эти изменения практически невозможно описать аналитически для произвольной формы объекта. Одним из вариантов, позволяющим учесть недостатки стандартного подхода при описании эталона и объектов изображения, является переход в такую систему координат, в которой поворот объекта в исходной системе координат был бы равносильным некоторому сдвигу по оси абсцисс в новой системе координат. Таким образом, происходит переход от двумерного описания объектов изображения к одномерному, т.е. объект ω_m описывается не матрицей $X = \{x_{ij}\}$, а вектором $\vec{x} = (x_1, x_2, \dots, x_N)$. Для этого предлагается воспользоваться спиральной разверткой участка изображения от центра объекта к его границам.

На рис. 1, а изображен путь обхода объекта по спирали. Так как при увеличении радиуса угловое расстояние между точками увеличивается, то с целью равномерного распределения точек по объекту расстояние между точками по спирали корректируется в зависимости от их удаления от центра (рис. 1, б). Из теории цифровой обработки сигналов известно, что сдвиг функции во временной области приводит к сдвигу фазы спектра.

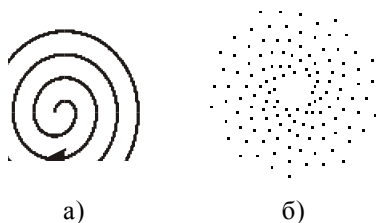


Рис. 1. Спиральная развертка участка изображения

Поэтому предлагается переход в частотную область при помощи конечного дискретного преобразования Фурье для описания объектов ω_m рассматриваемого изображения. При этом для увеличения скорости расчетов будем использовать быстрое преобразование Фурье.

Тогда, используя спиральную развертку и быстрое преобразование Фурье, эталон ω^3 искомого класса Ω_1 будет описываться выражением

$$X^{\omega^3} [k] = \sum_{n=0}^{N-1} x^{\omega^3} [n] W_N^{kn}, \quad k = \overline{0, N-1}, \quad (1)$$

где $X^{\omega^3}[k]$ – признаки эталона ω^3 после БПФ; $x^{\omega^3}[n]$ – признаки эталона ω^3 , полученные в результате спиральной развертки; $W_N = e^{-j\frac{2\pi}{N}}$ – поворачивающий множитель в комплексной плоскости.

Для поиска объектов искомого класса Ω_1 каждая точка изображения рассматривается в качестве центра предполагаемого объекта. При этом эта точка является началом спиральной развертки. Тогда аналогично (1) описываются все потенциальные объекты ω_m изображения, подлежащие классификации

$$X^{\omega_m}[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x^{\omega_m}[n] W_N^{kn}, \quad k = \overline{0, N-1},$$

где $X^{\omega_m}[k]$ – признаки объекта ω_m после БПФ; $x^{\omega_m}[n]$ – признаки объекта ω_m , полученные в результате спиральной развертки.

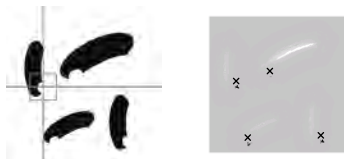
С учетом описанного выше свойства преобразования Фурье (свойство сдвига) основную информацию об объекте несет амплитудно-частотная характеристика (АЧХ). Для простоты при сравнении текущего объекта и эталона используем расстояние Хемминга (без учета фазово-частотной характеристики). Так как сравниваемые объекты могут иметь различное среднее значение яркости, то для нормировки исследуемого объекта используется нулевая гармоника, которая несет информацию о средней яркости рассматриваемого участка сигнала

$$A'^{\omega_m}[k] = A^{\omega_m}[k] \frac{A^{\omega^3}[0]}{A^{\omega_m}[0]}, \quad (2)$$

где $A^{\omega_m}[k]$, $A'^{\omega_m}[k]$ – АЧХ объекта ω_m до и после нормировки соответственно; $A^{\omega^3}[0]$, $A^{\omega_m}[0]$ – амплитуды нулевых гармоник эталонного и исследуемого объектов соответственно.

Тогда расстояние Хемминга принимает вид

$$d^{(H)}(\omega^3, \omega_m) = \sum_{k=0}^{N-1} \left| A^{\omega^3}[k] - A'^{\omega_m}[k] \right|.$$



а) б)
Рис. 2. Распознавание объектов тестового изображения

Для экспериментальной проверки нового способа описания эталона было выбрано тестовое изображение, показанное на рис. 2, а. Как видно из

рис. 2, а изображение содержит несколько однотипных объектов с некоторыми искажениями (изменены угол поворота и масштаб). В качестве эталона вручную выбран участок изображения (на рис. 2, а обозначен квадратом). На рис. 2, б приведены результаты распознавания. Точки, помеченные на рис. 2, б крестиками, показывают местоположение опознанных объектов.

Выводы. Предложен новый способ описания объектов изображений, работоспособность которого проверена экспериментально. Для разработки метода распознавания медицинских объектов с учетом полученного описания необходимо найти метрику полученного пространства признаков и оптимальное решающее правило.

ЛИТЕРАТУРА

1. Бондарев В. Н., Трестер Г., Чернега В. С. *Цифровая обработка сигналов: методы и средства: Учеб. пособие для вузов.* – Севастополь: СевГТУ, 1999. – 398 с.
2. Янин В.В. *Анализ и обработка изображений: принципы и алгоритмы.* – М.: Машиностроение, 1995. – 112 с.
3. Журавлёв Ю. И., Гуревич И. Б. *Распознавание образов и анализ изображений // Искусственный интеллект. Кн. 2. Модели и методы: Справочник / Под ред. Д.А. Поспелова.* – М.: Радио и связь, 1990. – С. 149 – 191.
4. Шиманский В. *Обнаружение хаотических сигналов методом согласованной фильтрации // Современные проблемы математики и информатики: Сборник научных трудов молодых ученых, аспирантов и студентов.* – Вып. 3. – Ярославль: Яросл. гос. ун-т. – 2000. – С. 136 – 144.
5. Поворознюк А.И., Поворознюк Н.И. *Формализация диагностических признаков в компьютерных системах медицинской диагностики // Системы обработки информации.* – Х.: НАНУ, ПАНМ, ХВУ. – 2002. – Вып. 6 (22). – С. 13 – 17.

Поступила 21.04.2003

ПОВОРОЗНЮК Анатолий Иванович, канд. техн. наук, доцент, докторант НТУ "ХПИ". В 1977 году окончил ХПИ. Область научных интересов – разработка методов и алгоритмов построения компьютерных систем медицинской диагностики.

ФИЛАТОВ Валерий Владимирович, руководитель студии веб-дизайна «Восток» ЦИТ Восток (г. Харьков). В 1996 году окончил ХГПУ. Область научных интересов – разработка методов и алгоритмов построения компьютерных систем медицинской диагностики.