

А.А. Грахов, А.А. Кузьмин, С.В. Пихлап, С.А. Филлист

**ИСПОЛЬЗОВАНИЕ МЕТОДА АДАПТИВНОГО КВАНТОВАНИЯ МОД
ПРИ ИССЛЕДОВАНИИ ВЕЙВЛЕТ-ИЗОБРАЖЕНИЙ
ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛОВ БОЛЬНЫХ
ИШЕМИЧЕСКОЙ БОЛЕЗНЬЮ СЕРДЦА**

По данным всемирной организации здравоохранения приблизительно 25 % населения нашей планеты страдают ишемической болезнью сердца (ИБС). В то же время практическая медицина недостаточно оснащена методологическим аппаратом и системами для профилактики, ранней диагностики и прогнозирования этой болезни. Поэтому большое значение приобретают методы, позволяющие подключить к процессу диагностики такую мощную и уникальную систему анализа данных, как зрение человека. К таким методам можно отнести вейвлет-анализ, который позволяет представить одномерный сигнал, например речевой сигнал или электрокардиосигнал, в виде двумерной картины [1]. При этом каждая строка такой плоскости показывает эволюцию определенной группы гармонических составляющих сигнала во времени.

Для определения вейвлет-плоскости сигнала необходимо выбрать апертуру наблюдения сигнала – отрезок сигнала, на котором определяется его вейвлет-образ. К выбору апертуры наблюдения электрокардиосигнала имеются два подхода. Первый подход предусматривает выбор сегмента внутри кардиоцикла и основан на электрокардиографии высокого разрешения. Второй подход ориентирован на анализ медленных волн и предполагает для определения вейвлет-образа использование множества кардиоциклов (до трехсот и более).

Как тот, так и другой подходы предусматривают выделение информативных признаков из полученного вейвлет-образа электрокардиосигнала. По существу этап выделения информативных признаков эквивалентен процессу сокращения признаков пространства: от множества отсчетов вейвлет-преобразования осуществляется переход к 4–12 информативным признакам. При этом могут быть использованы как классические методы сокращения пространства признаков, например полиномиальные модели, корреляционный анализ, факторный анализ, так и эмпирические, основанные на изучении структуры вейвлет-плоскости – визуальной картины вейвлет-образа.

С целью выбора оптимальной апертуры вейвлет-преобразования электрокардиосигнала необходим анализ вейвлет-плоскостей электрокардиограмм больных ИБС. Но для анализа изображений электрокардиосигналов необходимо иметь априорные данные о их структуре, которые в настоящее время отсутствуют. Это объясняется тем, что существуют различные способы реализации вейвлет-преобразования, присутствующие в различных пакетах математической обработки данных, а также различные способы представления изображений, которые получаются в результате вейвлет-анализа.

При отсутствии априорных данных о структуре изображения для его синтеза целесообразно использовать метод адаптивного квантования мод, который основан на предположении, что различные участки изображения могут группироваться по признакам, отражающим определенные свойства изображаемых объектов [2]. Для вейвлет-преобразования электрокардиосигнала к таким свойствам объекта необходимо отнести структуру изображения в области волн первого и второго порядка.

На рис.1 представлена вейвлет-плоскость электрокардиосигнала длительностью 3 минуты больного ИБС. Изображение содержит 300 строк (вейвлетов), масштаб вейвлетов изменялся с шагом 5. нижняя частота 0,5 Гц, верхняя частота 40 Гц. Контрастные полосы

соответствуют гармоникам кардиоцикла (волнам первого порядка): гармоника 1,2 Гц занимает полосу 0,64 Гц, гармоника 2,4 Гц – полосу 0,4 Гц, гармоника 3,6 Гц занимает полосу 0,6 Гц. Волнам второго порядка (дыхательный цикл) соответствуют вертикальные полосы в нижней части вейвлет-плоскости.

Для построения признакового пространства по этой картине необходимо выявить изменения в выделенных сегментах, происходящие при патологических процессах в миокарде, для чего каждый сегмент вейвлет-плоскости должен быть охарактеризован некоторым вектором, состоящим из двух-трех компонент. Для получения этого вектора необходим тонкий анализ вейвлет-плоскости, который позволяет реализовать метод адаптивного квантования мод. Программа, реализующая этот метод, не требует построения гистограмм изображения: необходимые параметры изображения выставляются в интерактивном режиме с помощью «мышь».

В данном случае две информативные зоны (волны первого и второго порядка) удалось выделить при одних и тех же параметрах синтеза изображения.

При вейвлет-анализе электрокардиосигнала на апертуре, соизмеримой с длительностью кардиоцикла, приходится строить два изображения: первое настроено на тонкий анализ окрестности R-зубца, а второе – на тонкий анализ в окрестности T-зубца.

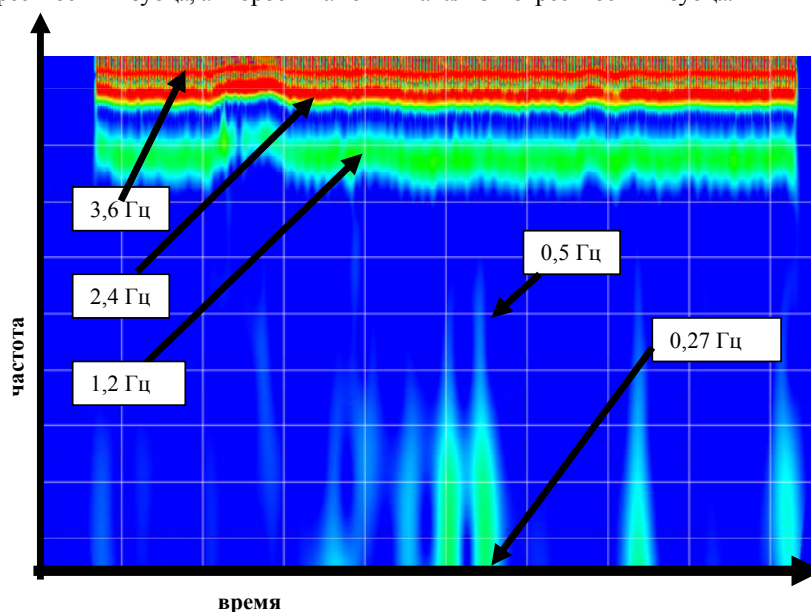


Рис.1. Вейвлет-плоскость электрокардиосигнала длительностью 3 минуты

На рис. 2 представлены две такие вейвлет-плоскости. Вейвлет-плоскость содержит 200 строк (вейвлетов), масштаб вейвлетов изменялся с шагом 4. Для построения признакового пространства по этой картине необходимо выбрать участки вейвлет-плоскости, наиболее чувствительные к патологическим изменениям в миокарде. Выбор можно осуществлять по двум представленным картинкам. При этом проводят поиск наиболее информативных строк вейвлет-плоскости (3-4) и используют стандартные классификационные модели, например дискриминантный анализ. Это возможно сделать в связи с небольшим числом отсчетов в строке вейвлет-плоскости (не более двухсот), полученной на апертуре кардиоцикла.

На рис. 3 приведены экспериментальные исследования вейвлет-плоскостей, полученных на апертуре двух кардиоциклов здорового человека и больного инфарктом миокарда.

Так же, как и на рис. 2, использовались две вейвлет-плоскости, построенные при различных параметрах квантования. Из рис. 2 и 3 видно, что структуры вейвлет-плоскостей, полученные на апертурах одного кардиоцикла и двух кардиоциклов практически ничем не отличаются. Два кардиоцикла взяты для увеличения робастности оценки, так как весьма сложно выделить из электрокардиосигнала строго один кардиоцикл.

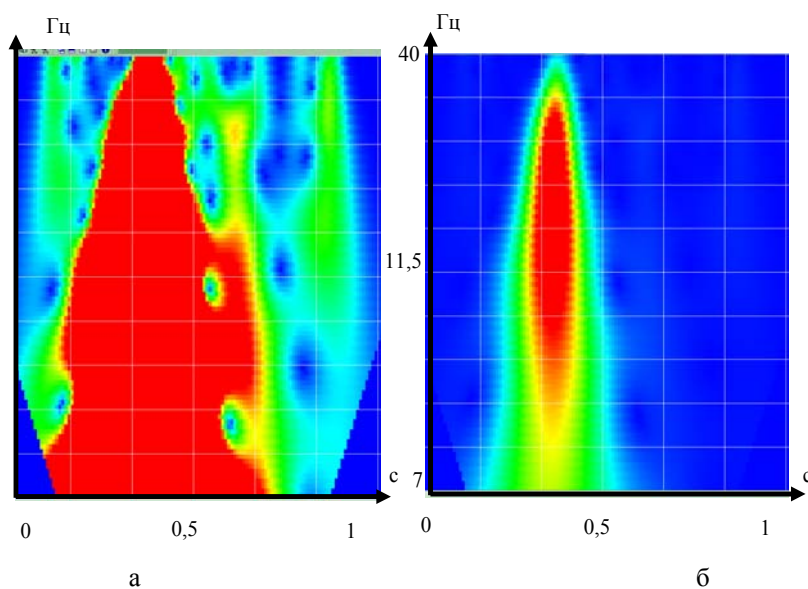


Рис. 2. Вейвлет-плоскость одного кардиоцикла, настроенная на высокое разрешение в области T-зубца (а) и на высокое разрешение в области R-зубца (б)

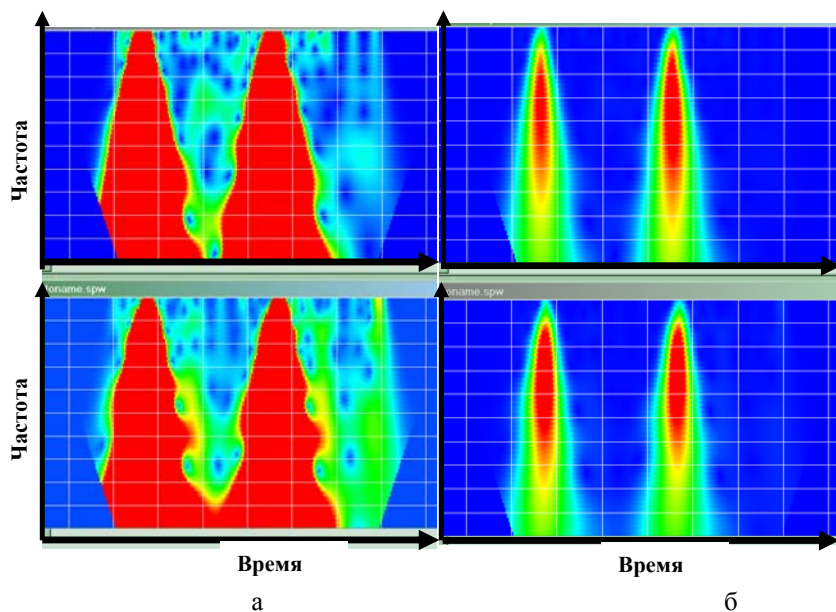


Рис. 3. Вейвлет-плоскости двух кардиоциклов здорового человека (вверху) и с начальной стадией инфаркта миокарда (внизу), настроенные на высокое разрешение в области T-зубцов (а) и на высокое разрешение в области R-зубцов (б)

Проведенные нами экспериментальные исследования вейвлет-образов электрокардиосигналов с патологиями сердечно-сосудистой системы показали, что для выявления ИБС по вейвлет-плоскостям электрокардиосигналов целесообразно использовать две апертуры наблюдения. Это связано с тем, что вейвлет-образы, полученные при анализе сегментов кардиоцикла и множества кардиоциклов, качественно отличаются друг от друга и несут некоррелированную информацию. Поэтому целесообразно построить два признаковых пространства, соответствующие этим двум апертурам, а затем два блока решающих правил, которые соответствуют двум признаковым пространствам. После этого необходимо агрегировать решающие правила. Для агрегирования решающих правил целесообразно использовать нейросетевые структуры. Получение двух блоков решающих правил, соответствующих двум кортежам информативных признаков, и агрегирование решающих правил осуществляется в процессе обучения на основании обучающей выборки, полученной для конкретной стадии ИБС.

Таким образом, для анализа электрокардиосигнала при диагностике ИБС на основе частотно-временного анализа и адаптивного квантования мод необходимо выбрать две апертуры, одна из которых лежит в пределах одного-двух кардиоциклов, а другая охватывает множество кардиоциклов, после чего выполнить два вейвлет-преобразования электрокардиосигнала, соответствующие выбранным апертурам, выделить два кортежа информативных признаков, соответствующие двум вейвлет-образам, получить частные решающие правила по двум кортежам информативных признаков, агрегировать решающие правила, соответствующие двум признаковым пространствам, и принять решение на основании решающего правила, полученного в результате агрегирования двух блоков частных решающих правил.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. *Филист С.А.* Методика вейвлет-диагностики дисфонии по фонеме *И* / С.А. Филист, О.В. Шаталова, Н.В. Краснова // Вестник новых медицинских технологий. – Тула. – 2006. – Т. XIII. – №2. – С. 21–22.
2. *Ярославский Л.П.* Введение в цифровую обработку изображений. – М.: Сов. радио, 1979. – 312 с.

УДК 577.3 : 612.8

А.Ф. Индюхин

ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ПОИСКА ЧАСТОТ СИНХРОНИЗАЦИИ ЭЭГ

В настоящее время возрастает интерес к электроэнцефалограмме (ЭЭГ) как эффективному средству исследования функционального состояния головного мозга. Развитие компьютерных диагностических систем (КДС) дает в руки исследователя все более совершенный математический аппарат: спектральные и биспектральные преобразования, функции когерентности и корреляции [1]. Однако фирмы, производящие КДС, ориентированы не только и не столько на исследовательские центры, и всегда будет иметь место опережение запросов относительно предложения разработчиков. Кроме того, «массовому» потребителю необходимо время для освоения уже заложенного в программы математического обеспечения, что также сдерживает разработку нового.

Упомянутые функции когерентности (ФК), показывающие относительную меру син-