ми. Кроме того, DFT-S-OFDM включает в себя также циклический префикс, который вводит еще один источник разрыва между соседними символами.

Несмотря на различия между формами сигнала с одной несущей и DFT-S-OFDM, их совместные варианты предоставляют путь к гибкой структуре для цифровых схем обработки, передаваемых полезных данных в будущих перспективных технология беспроводной передачи данных 5G и 6G.

Литература

1. Flexible DFT-S-OFDM: solutions and challenges / Sahin, R. Yang, E. Bala, M. C. Beluri, and R. L. Olesen // IEEE Commun. Mag. – 2016. – Vol. 54, №. 11. – P. 106–112

К.А. Ходов, И.А. Лёзин

ИССЛЕДОВАНИЕ ВОЗМОЖНОСТЕЙ ВЕЙВЛЕТ-ПРЕОБРАЗОВАНИЯ ДЛЯ АНАЛИЗА НЕСТАЦИОНАРНЫХ СИГНАЛОВ

(Самарский университет)

Системы на основе вейвлет-преобразований играют огромное значение для решения научных и технических задач. Такие системы применяются в области медицины для анализа различных сигналов человеческой деятельности. К примеру, для электрокардиографии или электроэнцефалографии. Вейвлет-преобразование решает проблему разрешимости, свойственную преобразованию Фурье и позволяет определить наличие спектральных компонент исходного сигнала во времени.

В основе электрических явлений, происходящих в человеческом сердце, лежит проникновение различных ионов натрия, калия, хлора через стенку клеточной мембраны. Таким образом, при накоплении определённого заряда образуется электрический разряд в клетках. Этот процесс можно разделить на одну предварительную и четыре основных фазы, каждая из которой отвечает за поляризацию или деполяризацию клеточной мембраны [1].

Для анализа сигналов важнейшим видом преобразования является непрерывное преобразование Фурье. Это проверенный метод, который позволяет выделить частотные компоненты исходного сигнала. При этом сигнал раскладывается в базис синусов и косинусов различных частот. Количество этих функций – бесконечно большое. Коэффициенты преобразования находятся путем вычисления скалярного произведения сигнала с комплексными экспонентами. Однако преобразование Фурье обладает рядом недостатков. В общем случае оно подходит только для анализа стационарных сигналов. Под стационарным сигналом понимается сигнал, частотные характеристики которого не изменяются со временем. Однако сигнал кардиограммы не является стационарным, следовательно, преобразование Фурье не даст необходимой информации об исходном сигнале в данном случае [2].

Непрерывное вейвлет-преобразование получается путём умножения исходного сигнала на некую функцию, называемую материнским вейвлетом. Непрерывный анализ выполняется наподобие оконному преобразованию Фурье, где исходный сигнал умножается на функцию, называемую материнским вейвлетом. Тогда как при оконном преобразовании Фурье на функцию окна. И затем выполняется для разных участком сигнала. Общий вид непрерывного вейвлет преобразования представлен в формуле:

$$CWT(\tau, s) = \psi(\tau, s) = \frac{1}{\sqrt{|s|}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) * \Psi^{*}(\frac{t-\tau}{s}) dt$$

В данной формуле τ является параметром сдвига по времени, s является параметром масштаба, x(t) исходным сигналом, а $\psi(\tau, s)$ функцией материнского вейвлета. Исходный сигнал перемножается с материнским вейвлетом и интегрируется по всей числовой области, образуя в итоге коэффициенты вейвлет преобразования [3].

В качестве исходного сигнала в автоматизированную систему подаётся набор дискретных отсчётов анализируемой кардиограммы. Однако для того, чтобы анализ происходил для разных кардиограмм в одинаковых условиях в первую очередь нужно определиться с количеством отсчётом в её дискретизированном сигнале. Здесь важную роль играет понятие частоты дискретизации. Это параметр, который показывает количество взятия отсчётов непрерывного сигнала при дискретизации этого сигнала.

Согласно медицинским исследованиям полезные частоты кардиосигнала лежат в пределах 0,5-50 Гц [1]. Таким образом, частота дискретизации должна быть выбрана таким образом, чтобы полезные частоты кардиосигнала не исчезали из него при дискретизации. Чтобы грамотно определить это, воспользуемся теоремой Котельникова. После передискретизации сигнала, его можно подавать на вход вейвлет-преобразования. Стоит отметить, что так как непрерывное преобразование обладает своими недостатками, оно требует больших вычислений и, как следствие, большое время, что является неоптимальным для анализа кардиосигнала. Именно поэтому можно использовать дискретное вейвлет-преобразование, обладающее быстрыми алгоритмами для вычисления.

Данный алгоритм начинает свою работу с пропускания сигнала через низкочастотный (НЧ) фильтр с импульсной характеристикой h[n]. Данная операция соответствует операции математической свёртки сигнала и импульсной характеристики. Формула данной операции имеет вид:

$$x[n] * h[n] = \sum_{k=-\infty}^{\infty} x[k] * h[n-k].$$

Таким образом, вычисление дискретного вейвлет-преобразования получается путём разбиения сигнала на две составляющие: грубую аппроксимацию и детали. Сигнал пропускается через фильтры ВЧ и НЧ и затем децимируется в два раза.

В результате первой итерации этого алгоритма временное разрешение уменьшается в два раза, а частотное разрешение увеличивается в два раза, так как сигнал теперь занимает только половину полосы частот. После этого выход НЧ фильтра подаётся на такие же фильтры, а выход ВЧ фильтра и считается коэффициентами вейвлет-преобразования для данного масштаба.

В качестве основы для выявления конкретных комплексов электрокардиограммы взят алгоритм трешолдинга, который позволяет избавить в сигнале от ненужных значений и тем самым при тонкой настройке определить значения необходимых элементов сигнала. Трешолдинг бывает двух видов: жёсткий и мягкий. При жёстком трешолдинге все коэффициенты, не превышающие некоторый порог, который рассчитывается отдельно, не берутся во внимание, а все коэффициенты, превышающие этот порог, используются для дальнейшей работы [4]. Жёсткий трешолдинг определяется формулой:

$$f(x) = \begin{cases} x, |x| \geq t, \\ 0, |x| < t. \end{cases}$$

Мягкий трешолдинг подразумевает более «мягкие» границы отсеивания значений. Его формула имеет вид:

$$f(x) = \begin{cases} x - t, x \geq t, \\ 0, |x| < t, \\ x + t, x \leq t. \end{cases}$$

В данной автоматизированной системе используется метод стандартного отклонения, когда стандартное отклонение перемножается с различными значениями.

В ходе вейвлет-преобразования получаются коэффициенты, которые могут быть использованы для дальнейшего анализа кардиосигнала. Данная задача относится к классу задач классификации данных.

Суть этой задачи состоит в том, что при наличии исходного множества объектов необходимо определить классы, к которым относятся эти данные. Множество объектов, класс которых определён, называется выборкой. Требуется построить такой алгоритм, который позволит классифицировать данные из исходного множества. Для решения этой задачи использована нейронная сеть типа многослойный персептрон, на вход которой подаются значения, полученные на предыдущих шагах, а на выходе получается классификация по признакам.

В качестве тестовых данных использованы кардиограммы здоровых и больных людей, в качестве методов оценки корректности работы системы использована матрица ошибок первого и второго рода, а также различные статистические метрики, которые дают более наглядный результат работы. Этими метриками могут быть:

- правильность;
- точность;
- полнота;
- F-мера [5].

Таким образом, в ходе данной работы были исследованы возможности математического аппарата вейвлет-преобразования для задачи анализа нестационарных сигналов. Оценены достоинства вейвлет-преобразования по сравнению с классическими преобразованием Фурье, а также исследованы возможности быстрых алгоритм вейвлет-преобразования. В качестве сигналов предметной области были использованы нестационарные сигналы, представляющие собой электрокардиограммы.

Литература

1. Мурашко, В. Электрокардиография [Текст] / С. Мурашко. – М.: МЕД-пресс-информ, 2007. – 320 с.

2. Воробьев, В. Теория и практика вейвлет-преобразования [Текст]/ В. Воробьев. – М.: ВУС, 1999. – 204 с.

3. Поликар, Р. Введение в вейвлет-преобразование [Текст] / Р. Поликар. пер. с англ. В.Г. Грибунина. – М.: АВТЭКС, 2006. – 79 с.: ил.

4. Основы вейвлет-преобразования [Электронный ресурс] URL: http://sernam.ru/d_7.php (дата обращения 8.04.2021).

5. Мюллер, А. Введение в машинной обучение с помощью Python. Руководство для специалистов по работе с данными. [Текст]/ А. Мюллер. – М.: Вильямс, 2017. – 480с.

В.П. Цветов

МАТРИЧНЫЕ УРАВНЕНИЯ И НЕРАВЕНСТВА НАД АЛГЕБРОЙ ЛОГИЧЕСКИХ ЗНАЧЕНИЙ

(Самарский университет)

Теория решеток и булевых алгебр [1, 2] становится перспективным направлением развития машинного обучения и распознавания образов, в т.ч. в системах защиты информации. Логические булевы матрицы, т.е. матрицы со значениями из алгебры $\langle \mathbb{D}, (\vee, \wedge, \bar{\ }) \rangle$, где $\mathbb{D} = \{0,1\}$- множество логических значений, а операции сигнатуры - дизъюнкция, конъюнкций и отрицание, используются для представления и обработки обучающих выборок прецедентов в моделях анализа формальных понятий (АФП) [3, 4] или обучении на подтверждающих и опровергающих примерах (ДСМ-метод, в честь Джона Стюарта Милля) [5, 6].

Матрицы над булевой алгеброй логических значений естественным образом появляются в теории бинарных отношений в качестве удобного представления бинарных отношений на конечных множествах [7].

Напомним, что матрицей бинарного отношения $R \subseteq U \times V$, заданного на паре конечных множеств $U = \{u_1, .., u_n\}$ и $V = \{v_1, .., v_m\}$, называется представление индикатора графика R в виде двух индексного битового массива (логической матрицы) (r_{ij}), где $i \in 1..n$, $j \in 1..m$, и