

УДК 51-7:612.16

ИССЛЕДОВАНИЕ ЧАСТОТНО-ВРЕМЕННЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ПУЛЬСОВЫХ СИГНАЛОВ С ПОМОЩЬЮ ПРЕОБРАЗОВАНИЯ ГИЛЬБЕРТА-ХУАНГА

В. Д. Омпоков, В. В. Бороноев

Институт физического материаловедения СО РАН,
670047, г. Улан-Удэ, ул. Сахьяновой, д.6

Статья поступила в редакцию 22 мая 2017 г.

Аннотация. В работе представлены результаты использования преобразования Гильберта-Хуанга в качестве инструмента цифровой обработки биомедицинских сигналов, позволяющей извлекать информацию о меняющихся во времени характеристиках процесса в условиях нестационарной динамики и наличия шумов. Преобразование Гильберта-Хуанга является методом частотно-временного анализа сигналов и позволяет оценивать мгновенные значения частот и их амплитуд в каждый момент времени. Метод предполагает использование преобразования Гильберта к одночастотным функциям, получаемым в процессе эмпирической модовой декомпозиции. Показано, что в процессе эмпирической модовой декомпозиции пульсовых сигналов выделяется, в зависимости от структуры сигнала и наличия в нем шумов, от 8 до 11 модовых функций. Выявлено, что более 95% энергии сигнала содержится в модовых функциях imf_4-imf_6 . Функции imf_1-imf_3 представляют собой высокочастотные шумы, а функции imf_7-imf_9 - низкочастотный тренд. Сделаны выводы, что данный подход позволяет идентифицировать ряд характерных ритмических процессов в структуре полезного сигнала пульсограммы. Для оценки информативности получаемых частотно-временных характеристик было сформировано 3 группы обследуемых. Сопоставление частотно-временных распределений сигналов, полученных в разных группах, позволяет диагностировать и выявлять отличия в структуре пульсовых сигналов. Показано, что динамика изменения кривых во всех трех группах различная. Для количественной оценки данных частотно-временного анализа

для каждого спектра Гильберта модовых функций определялись взвешенная средняя частота и взвешенное квадратичное отклонение. Учитывая сложность регистрируемых сигналов, использование высокоточных методов исследования нестационарных зашумленных сигналов, в том числе преобразования Гильберта-Хуанга, позволяет более точно выделять характерные признаки исследуемых пульсовых сигналов и, как следствие, существенно повышает качество расшифровки биомедицинских данных.

Ключевые слова: преобразование Гильберта-Хуанга, частотно-временной анализ, статистическая оценка, пульсовой сигнал.

Abstract. The paper presents the results of the using of Hilbert-Huang Transform as an instrument for digital processing biomedical signals. It is possible to obtain information on the characteristics of the time-varying process in conditions of noises and nonstationary dynamics. Hilbert-Huang Transform is a method of time-frequency analysis of signals. It is possible to evaluate instantaneous values of the frequencies and their amplitudes at every instant. This method is designed to use the Hilbert Transform for single-frequency functions that are obtained in the process of empirical mode decomposition.

It has been shown that about 8 – 11 mode functions are distinguished in the process of empirical mode decomposition of blood pressure signals. The number of mode functions is depending on the structure of the signal and the presence of noises. It has been revealed that over 95% of the signal power is contained in 4th-6th mode functions (imf_4-imf_6). The functions imf_1-imf_3 are high frequency noises; the functions imf_7-imf_9 are low frequency trend.

The conclusion has been made that this approach makes it possible to identify a number of rhythmic processes in the structure of a valid arterial blood pressure signal. For the estimation of the time-frequency characteristics significance, the survey sample consists of 3 groups. It has been shown that the dynamics of mode functions differs in all groups. For the quantitative estimation of the time-frequency analysis data, for each Hilbert spectrum of the mode functions, weighted average frequency and weighted square deviation were defined. Taking into account the

complicated character of the registered signals, the use of the high-accuracy methods of examining the nonstationary noisy signals like as Hilbert-Huang Transform permits revealing the characteristic features of the arterial blood pressure signals that improve the diagnostic quality.

Keywords: Hilbert-Huang transform, time-frequency analysis, pulse signal.

В организме человека имеет место множество параллельных колебательных процессов, для обнаружения и исследования которых используются различного рода датчики, которые фиксируются на тело человека и регистрируют сигналы, генерируемые этими процессами (электроэнцефалография, электрокардиография, реография, сфигмография и т.д.). Зарегистрированный биомедицинский сигнал является суперпозицией различных колебательных процессов различной природы. Для расшифровки полученных данных и получения биомедицинской информации о состоянии биообъекта в последнее время, в основном за рубежом, используется новый метод частотно-временного анализа данных на основе преобразования Гильберта-Хуанга [1,2].

Главное преимущество данного метода заключается в том, что для декомпозиции исходного сигнала не требуется заранее заданного фиксированного базиса функций. Этот базис формируется непосредственно в процессе декомпозиции, называемом эмпирической модовой декомпозицией. Разложение по эмпирическим модам отличается от разложения по гармоническим составляющим в рамках классического спектрального анализа, поскольку каждая модовая функция, полученная в процессе эмпирической модовой декомпозиции, имеет сложный гармонический состав. В данной работе решается задача сравнения частотно-временных распределений пульсовых сигналов, полученных с помощью преобразования Гильберта-Хуанга, в разных группах обследуемых.

Рассмотрим частотно-временной анализ сигналов с помощью преобразования Гильберта-Хуанга на примере пульсового сигнала лучевой

артерии человека [3,4,5,6]. При эмпирической модовой декомпозиции пульсовых сигналов выделяется, в зависимости от структуры сигнала и наличия в них шумов, от 8 до 11 модовых функций. На рис.1 представлен типичный пульсовой сигнал и модовые функции imf_1-imf_9 , полученные в процессе декомпозиции:

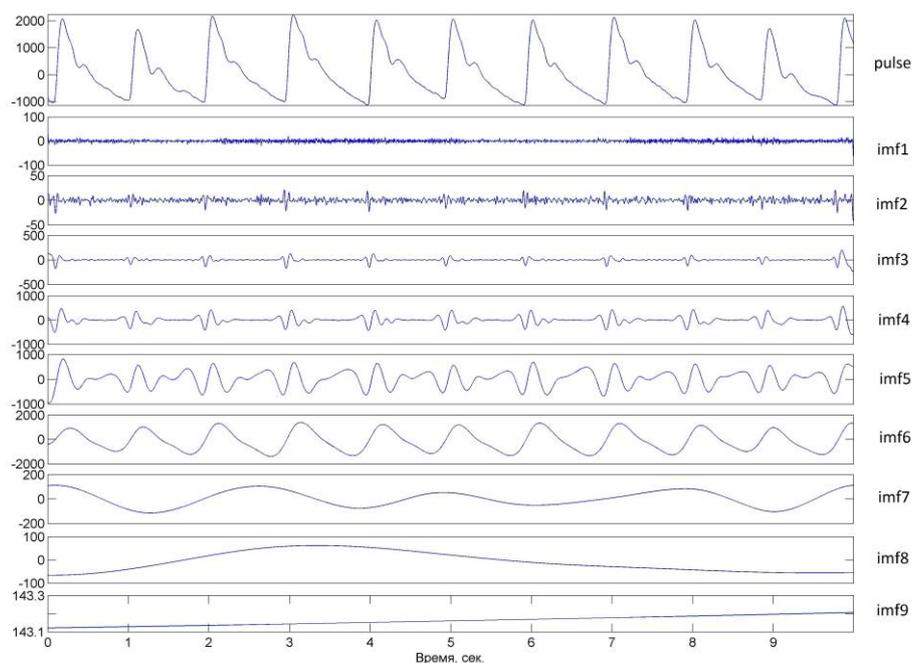


Рис.1. Пульсовой сигнал и модовые функции imf_1-imf_9

Видно, что в процессе декомпозиции получается семейство модовых функций, упорядоченных по частоте, где каждая последующая функция имеет более низкую частоту, чем предыдущая. При этом распределение энергии сигнала по модовым функциям выглядит следующим образом (табл.1):

Таблица 1. Распределение энергии по модовым функциям

imf_1	imf_2	imf_3	imf_4	imf_5	imf_6	imf_7	imf_8	imf_9
0,01	0,01	0,1	3,2	12,9	81,4	0,9	0,2	0,1

Из таблицы видно, что более 95% энергии сигнала содержится в модовых функциях imf_4-imf_6 . Функции imf_1-imf_3 содержат высокочастотные шумы, а функции imf_7-imf_9 представляют собой низкочастотный тренд. Поэтому данные модовые функции исключаются из дальнейшего анализа.

Далее, полученные модовые функции подвергаются преобразованию Гильберта, и на их основе определяются мгновенные спектры. Для более информативного отображения представим полученные зависимости на плоскости время-частота с представлением амплитуды в каждой точке оттенками цвета, где более темные цвета соответствуют более высоким амплитудам (рис.2):

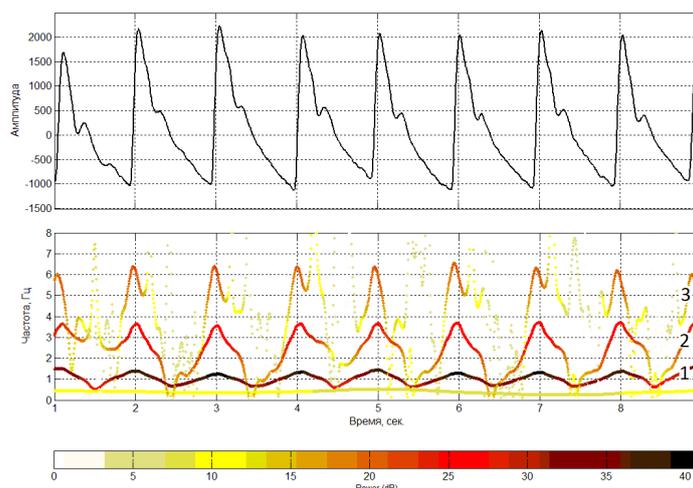


Рис.2. Пульсовой сигнал и его частотно-временное распределение

На рисунке отчетливо видны 3 кривые, соответствующие частотным диапазонам (0.5-1.5)Гц., (1.5-4)Гц и (4-8)Гц. Кривая 1 соответствует 6-ой модовой функции, кривые 2 и 3 – соответственно 5-ой и 4-ой модовым функциям. На графике представлена область до 8 Гц, поскольку более 95% энергии сигнала сосредоточена в этой области.

Колебательные процессы в организме человека и их частотно-временные показатели характеризуются работой сердечно-сосудистой и иных систем и могут сильно различаются в зависимости от состояния здоровья человека [5]. Для оценки информативности получаемых частотно-временных характеристик было сформировано 3 группы обследуемых: группа 1 – контрольная группа – относительно-здоровые люди в возрасте от 20 до 25 лет в количестве 27 человек; группа 2 – люди, ведущие активный образ жизни и спортсмены в возрасте от 20 до 25 лет в количестве 23 человек, группа 3 – люди с заболеваниями сердечно-сосудистой системы в возрасте от 42 до 59 лет в количестве 26 человек.

На рис.3 представлены типичные импульсные сигналы и их частотно-временные распределения для разных групп обследуемых:

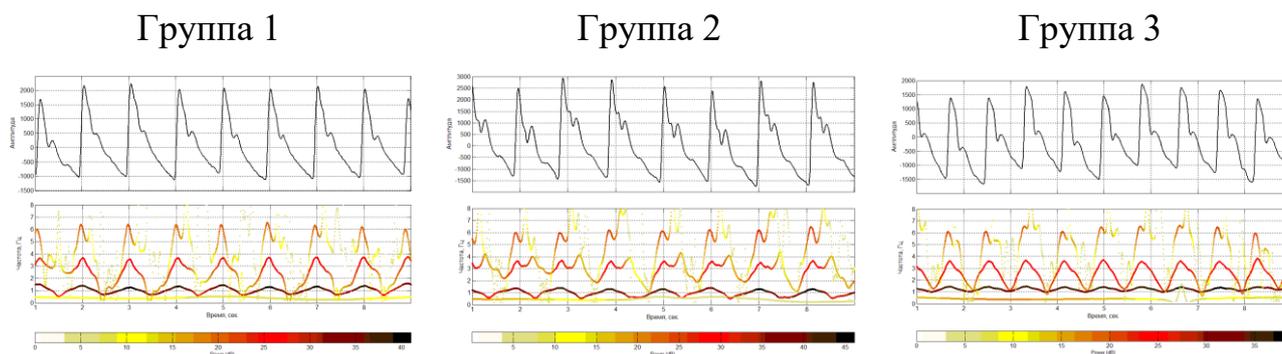


Рис.3. Типичные импульсные сигналы и соответствующие им частотно-временные распределения для разных групп

Из графиков видно, что во всех трех группах обследуемых отчетливо выделяются по 3 колебательных процесса. Динамика изменения кривых во всех трех группах различная. В группах 1 и 2 первая частотная составляющая более переменна по сравнению с 3 группой, в то же время в 3 группе вторая частотная составляющая более переменна по сравнению с группами 1 и 2. Для количественной оценки данных частотно-временного анализа для каждого спектра Гильберта модовых функций определялась взвешенная средняя частота f_{mean} и взвешенное квадратичное отклонение f_{SD} :

$$f_{mean} = \frac{\sum_{i=1}^N f_i a_i}{\sum_{i=1}^N a_i}$$

$$f_{SD} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (f_i - f_{mean})^2 a_i}{\sum_{i=1}^N a_i}}$$

где f_i – мгновенные частоты, a_i - мгновенные амплитуды.

В таблицах 2 и 3 представлены результаты расчетов взвешенной средней частоты и взвешенного квадратичного отклонения модовых функций imf_4 - imf_6 для разных групп обследуемых:

Табл.3. Взвешенные средние значения

	imf_4	imf_5	imf_6
$f_{mean, Гц, 1 группа}$	5.35±0.14	2.64±0.12	1.13±0.05
$f_{mean, Гц, 2 группа}$	5.53±0.29	2.91±0.26	1.00±0.03
$f_{mean, Гц, 3 группа}$	5.34±0.87	2.58±0.07	1.21±0.10

Табл.4. Взвешенные квадратичные отклонения

	imf_4	imf_5	imf_6
f_{SD} , 1 группа	1.01 ± 0.22	0.65 ± 0.08	0.19 ± 0.04
f_{SD} , 2 группа	0.82 ± 0.19	0.57 ± 0.08	0.24 ± 0.03
f_{SD} , 3 группа	0.93 ± 0.16	0.58 ± 0.16	0.13 ± 0.05

Из таблиц 3 и 4 видно, что взвешенная средняя частота шестой модовой функции imf_6 в группе 2 (1.00 Гц) значительно ниже, чем в остальных группах, а взвешенное квадратичное отклонение (0.24) выше. Это говорит о том, что частота сердечных сокращений у спортсменов (группа 2) ниже, чем у остальных, и в значительной мере более вариабельна. У людей с заболеваниями (группа 3) взвешенная средняя частота функции imf_6 (1.21 Гц) значительно выше, чем у остальных, и в 2 раза менее вариабельна (0.13), чем у спортсменов (0.24). Что же касается пятой модовой функции, то в группе 2 взвешенная средняя частота (2.91) выше, чем в группе 1 (2.64), а в группе 3 данный параметр ниже (2.58). Данные зависимости хорошо согласуются с современными представлениями о деятельности организма человека. Таким образом, рисунок 3 и таблицы 3 и 4 иллюстрируют частотно-временную динамику пульсовых сигналов в разных группах обследуемых на основе метода эмпирических мод.

В заключение отметим, что данный подход позволяет идентифицировать характерные ритмические процессы в структуре полезного сигнала пульсограммы. Сопоставление частотно-временных распределений позволяет диагностировать и выявлять отличия в ритмической структуре пульсовых сигналов. Учитывая сложность исследуемых сигналов, использование высокоточных методов исследования зашумленных сигналов, в том числе преобразования Гильберта-Хуанга, позволяет более точно выделять характерные признаки исследуемых пульсовых сигналов и, как следствие, существенно повышает качество расшифровки биомедицинских данных.

Литература

1. Norden E. Huang, Samuel S.P. Shen. The Hilbert-Huang transform and its applications. *World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd*, 2005, 311 p.
2. Павлов А.Н., Филатова А.Е. Метод эмпирических мод и вейвлет-фильтрация: применение в задачах геофизики // Изв. Вузов “ПНД”. Т. 19. № 1. С. 3-13.
3. Бороноев В.В., Омпоков В.Д. Возможности преобразования Гильберта-Хуанга в задаче обработки и анализа биомедицинских сигналов // Биомедицинская радиоэлектроника. 2014. № 3. С. 40-44.
4. Омпоков В.Д., Бороноев В.В. Преобразование Гильберта-Хуанга в задаче обработки и анализа биомедицинских сигналов // Цифровая обработка сигналов и ее применение DSPA-2014. 2014. С. 183-186.
5. Омпоков В.Д., Бороноев В.В. Комплементарная множественная декомпозиция на эмпирические моды с адаптивным шумом SEEMDAN как метод решения основных проблем применения преобразования Гильберта-Хуанга // Журнал радиоэлектроники. 2016. № 9. С. 9.
6. Валтнерис А.Д., Яуя Я.А. Сфигмография как метод оценки изменений гемодинамики под влиянием физической нагрузки. Рига: Зинатне, 1988. 132 с.

Ссылка на статью:

В. Д. Омпоков, В. В. Бороноев. Исследование частотно-временных характеристик пульсовых сигналов с помощью преобразования Гильберта-Хуанга. Журнал радиоэлектроники [электронный журнал]. 2017. №5. Режим доступа: <http://jre.cplire.ru/jre/may17/8/text.pdf>