

ПРИМЕНЕНИЕ ПРЕОБРАЗОВАНИЯ ГИЛЬБЕРТА ДЛЯ АНАЛИЗА НЕСТАЦИОНАРНЫХ ПРОЦЕССОВ ТИПА ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММ

Харченко О. И., Чумаков В. И.
Харьковский национальный университет радиозлектроники
тел.(057) 70-60-444, e-mail: chumakov@kture.kharkov.ua

Аннотация — Приведены результаты применения преобразования Гильберта к электроэнцефалограммам здоровых и больных людей. Рассчитаны и построены временные зависимости мгновенной частоты. Получены информационные параметры электроэнцефалограмм.

I. Введение

В настоящее время все более широкое применение находят численные методы анализа электроэнцефалограммы (ЭЭГ) (в основном, спектрально-корреляционные). Преимущество этих методов — устранение субъективности, которая неизбежна при визуальном анализе. ЭЭГ — процесс нестационарный, но в численных методах это, как правило, не учитывается [1].

Исключение составляет применение вейвлет-преобразования, однако данный метод пока не получил широкого распространения в диагностике, поскольку представляет достаточную сложность в интерпретации результатов энцефалографистом.

Спектрально-корреляционные методы позволяют определить доминирование определенных частотных составляющих на данном отрезке ЭЭГ и по этим данным обнаружить, в частности, зону расположения патологического очага.

Однако они не дают возможности детально проследить и численно охарактеризовать изменение структуры ЭЭГ во времени, смену и продолжительность ритмов, что является актуальным, учитывая нестационарность ЭЭГ.

II. Основная часть

Фазово-частотный метод основан на представлении случайного процесса $p(t)$ в виде $p(t) = A(t) \cos \varphi(t)$ [2]. При этом случайный процесс $p(t)$ рассматривается как гармоническое колебание, модулированное по амплитуде и фазе случайными функциями $A(t)$ и $\varphi(t)$. Вычисление этих функций позволяет наблюдать изменение амплитуды и фазы ЭЭГ во времени, а также исследовать изменение во времени мгновенной и средней частот колебаний, если подходить к понятию частоты как производной полной фазы колебательного процесса. Такой метод анализа позволяет численно охарактеризовать продолжительность и частоту смены отдельных ритмов.

Возможность представления случайного процесса в виде гармонического колебания, промодулированного случайным образом по амплитуде и фазе, достаточно глубоко теоретически обоснована [3,4]. Представляя случайный процесс $p(t)$ в форме

$$p(t) = A(t) \cos \varphi(t), \quad (1)$$

можно установить связь между $A(t)$, $p(t)$ и $\varphi(t)$ с помощью интегральных преобразований Гильберта

$$p(t) = -\frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{g(\tau)}{\tau-t} d\tau, \quad g(t) = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{p(\tau)}{\tau-t} d\tau.$$

Огибающая процесса $A(t)$ и фаза $\varphi(t)$ в (1) определяются следующим образом:

$$A(t) = \sqrt{p^2(t) + g^2(t)}, \quad \varphi(t) = \arctg \frac{g(t)}{p(t)}. \quad (2)$$

Кроме того, можно определить мгновенную частоту процесса с помощью соотношения

$$f_{\text{мгн}} = \frac{1}{2\pi} \left| \frac{d\varphi(t)}{dt} \right|. \quad (3)$$

ЭЭГ является широкополосным процессом и в этом случае понятие огибающей не имеет четкого физического смысла [3, 4]. В то же время анализ функции $\varphi(t)$ позволяет получить некоторую дополнительную информацию о стабильности частотных характеристик, времени стационарности и характере переходных режимов в колебательном процессе $p(t) = A(t) \cos \varphi(t)$ [2].

На рис. 1 представлены результаты расчета по формуле (3) мгновенной частоты процесса ЭЭГ здорового бодрствующего человека.

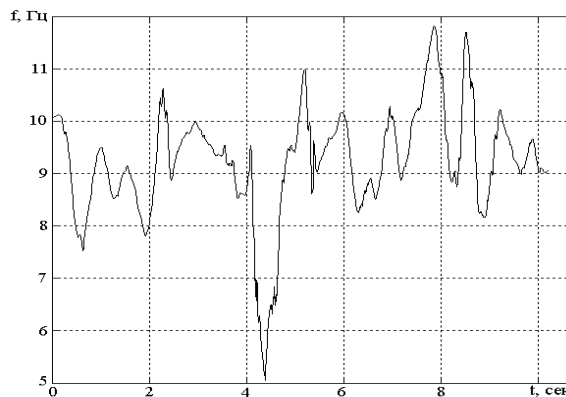


Рис. 1. Зависимости отношения сигнал/шум (SNR) на выходе СР от отношения сигнал/шум на входе (SNR_{вх}) для разных значений частоты периодического входного сигнала.

Fig. 1. An instantaneous frequency-time diagram for EEG of a healthy adult person

Табл. 1. Информационные параметры ЭЭГ здорового человека

Table 1. Information parameters of EEG of a healthy person

Ритм	Индекс ритма, %	Среднее значение частоты, Гц	Дисперсия частоты, Гц ²
α	91,42	9,44	0,57
θ	1,33	5,44	0,06

В качестве численных оценок характера ЭЭГ в медицинской диагностике используются индекс ритма [1], представляющий относительную продолжительность определенного ритма в данной эпохе ЭЭГ-сигнала, среднее значение $\omega_0/2\pi$ и дисперсия частоты каждого ритма. Результаты расчета указанных параметров для реализации рис.1 приведены в табл. 1.

Из полученных результатов видно, что в реализациях ЭЭГ сигналов преобладает составляющая α -ритма (индекс ритма превышает 90%). Отметим также практическое отсутствие низкочастотных составляющих.

Проведен аналогичный расчет параметров в случае реализации ЭЭГ больного. Средняя частота в данном случае — $f_0 = 4,28$ Гц. Очевидна нестабильность частоты по сравнению с предыдущей реализацией. Кроме того, в реализации существенно возросла составляющая низкой частоты (индекс δ -ритма превышает 44%), что является признаком возможной патологии.

Исследования проведены на выборке 40 человек [5]. Сравнение графиков зависимости мгновенной частоты от времени и девиации частоты здоровых и больных людей показало, что отклонение частоты от среднего значения значительно выше у больных, чем у здоровых людей.

III. Заключение

Фазово-частотный метод анализа ЭЭГ позволяет проследить за динамикой изменения ЭЭГ, численно охарактеризовать продолжительность и смену основных физиологических ритмов, а также проследить за изменением частоты во времени в пределах каждого ритма. Кроме того, фазово-частотный метод анализа ЭЭГ позволяет в случае афферентных раздражений выявить изменения мгновенной частоты и фазы колебаний по мере входа в реакцию и выхода из нее. С помощью этого метода можно зарегистрировать изменения в ЭЭГ при патологии, в частности, при появлении эпилептоидной активности. Разработанный метод обладает большей чувствительностью (по сравнению с преобразованием Фурье и вейвлет-преобразованием) к выявлению быстрых изменений частоты. Простота и наглядность метода, а также возможность его программно-аппаратной реализации в реальном времени представляются важными при проведении массовых обследований и первичной диагностики.

Недостатком этого метода является способность выделения только одной высокоамплитудной компоненты из континуума частот, которые имеют место в анализируемом коротком отрезке выборки сигнала.

IV. Список литературы

- [1] *Зенков Л. Р.* Клиническая электроэнцефалография (с элементами эпилептологии). Руководство для врачей. — М.: МЕДпрессинформ, 2004. — 368 с.
- [2] *Девятков Н. Д., Гриндель О. М, Харченко И. Ф. и др.* Исследование нестабильности временных характеристик ЭЭГ человека методом фазово-частотного анализа // *Вестник АМН СССР. — М.: Медицина. — 1973. — 45 с.*
- [3] *Тихонов В. И.* Статистическая радиотехника. — М.: Сов. радио, 1966. — 678 с.
- [4] *Гоноровский И. С.* Радиотехнические цепи и сигналы. — М.: Сов. радио, 1966. — 439 с.
- [5] *Харченко О. И.* Методы частотного и временного анализа в системах обработки случайных сигналов типа электроэнцефалограмм. Дисс. канд техн. наук. — Харьков: ХНУРЭ, 2007. — 253 с.

USING OF HILBERT TRANSFORM FOR ANALYZING NONSTATIONARY PROCESSES OF ELECTROENCEPHALOGRAPHY TYPE

Kharchenko O. I., Chumakov V. I.
Kharkov National University of Radioelectronics
Kharkov, Ukraine
Ph.: (057) 70-60-444

Abstract — The method of electroencephalogram (EEG) analysis with the support of the Hilbert phase-frequency analysis is under consideration.

I. Introduction

Nowadays the numerical methods of EEG analysis (in main, spectral and correlation analyses) are finding ever increasing application. An advantage of these methods consists in the elimination of subjectivity, being inevitable for a visual analysis. EEG is a non-stationary process, but in the numerical methods this fact, as a rule, is not taken into account [1].

Spectral and correlation analyses do not give an opportunity to track and to characterize numerically in detail the time change of the EEG structure, variation and duration of rhythms, that is of current importance taking into account the EEG non-stationarity.

II. Main Part

The phase-frequency analysis is based on the representation of a random process $p(t)$ in the form of $p(t) = A(t) \cos \varphi(t)$ [2, 3]. Thus, the random process $p(t)$ is considered as a harmonic fluctuation modulated in amplitude and in phase by the stochastic functions $A(t)$ and $\varphi(t)$. The calculation of these functions allows observing the change in amplitude and in phase of EEG with time, and, also, investigating the time change of instantaneous and average frequencies of fluctuations, if to approach to the concept of frequency as a derivative of the total phase of the oscillation process. Such a method of analysis allows characterizing numerically the duration and frequency of the change of separate rhythms.

Let us demonstrate that for the broad-band processes the introduction of the concept of the current frequency enables to characterize the duration and the rate of change of characteristic fluctuations (rhythms in the EEG case) in the process under study.

There are represented (Fig. 1) the results of instantaneous frequencies of the EEG process calculated by formula (3).

As numerical estimations of EEG in the medical diagnostics one uses the index of rhythm [1] representing the relative duration of a rhythm in the given epoch of the EEG signal, the average frequency value $\omega_0/2\pi$ and the dispersion of frequency of each rhythm. The calculation results on the specified parameters for EEG of a healthy adult person are given in Table 1.

Investigations were carried out on the samples obtained from 40 persons [6]. The comparison of instantaneous frequency-time diagrams has shown that the frequency deviations from the average value are much higher for epileptic patients than for healthy persons.

III. Conclusion

The phase-frequency method of EEG analysis gives an opportunity to track the dynamics of EEG change, to characterize numerically the duration and variation of the basic physiological rhythms, and, also, to observe the frequency change in time within the limits of each rhythm. Besides, the phase-frequency method of EEG analysis enables to reveal changes in the instantaneous frequency and fluctuation phase provoked by episodic irritations as coming into the reaction or out from it. With the help of this method it is possible to record changes in EEG in the case of pathology, in particular, occurrence of an epileptogenic activity.