

ОПРЕДЕЛЕНИЕ МГНОВЕННОЙ ЧАСТОТЫ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММЫ С ПОМОЩЬЮ ФАЗОВО-ЧАСТОТНОГО АНАЛИЗА ПО ГИЛЬБЕРТУ

Введение

В настоящее время все более широкое применение находят численные методы анализа 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.

Фазово-частотный анализ ЭЭГ

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

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

Функция $g(t)$ является сопряженным процессом по отношению к $p(t)$.

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

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

Представление случайного процесса в виде (1) легко интерпретировать для узкополосных процессов. В этом случае большую наглядность приобретает понятие огибающей, в которую вписывается гармоническое или почти гармоническое колебание. 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

$$p(t) = A(t) \cos \varphi(t). \quad [2].$$

Покажем, что введение для широкополосных процессов понятия текущей частоты путем усреднения фазовой кривой на некотором интервале времени Δt дает возможность охарактеризовать продолжительность и частоту смены характерных колебаний (ритмов в случае ЭЭГ) в исследуемом процессе.

Рассмотрим в качестве примера ЭЭГ взрослого здорового человека (рис. 1) и определим с помощью формулы (2) временную зависимость полной фазы ЭЭГ-сигнала. Результат расчета приведен на рис. 2.

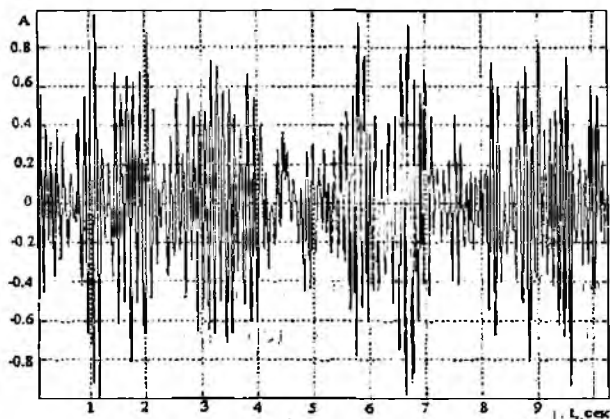


Рис. 1. ЭЭГ взрослого здорового человека (частота дискретизации 120 Гц)

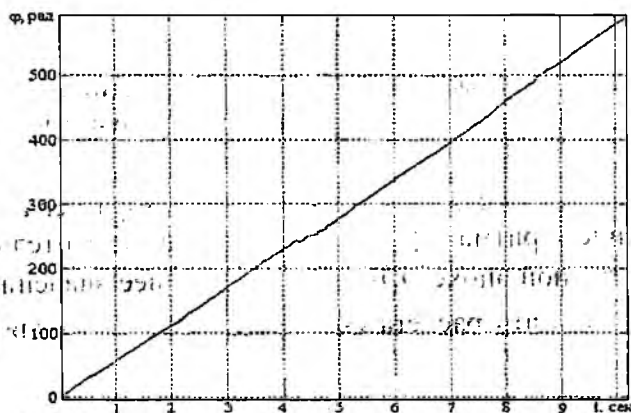


Рис. 2. Фазовая кривая, соответствующая реализации ЭЭГ, приведенной на рис. 1

Далее, представив полную фазу в виде $\varphi(t) = \omega_0 t + \theta(t)$, где ω_0 – средняя частота процесса, получим: $\theta(t) = \varphi(t) - \omega_0 t$.

С помощью линии регрессии (рис. 3) определяется средняя частота $f_0 = \omega_0 / (2\pi) = 9,19$. График для величины $\theta(t)$ приведен на рис. 4.

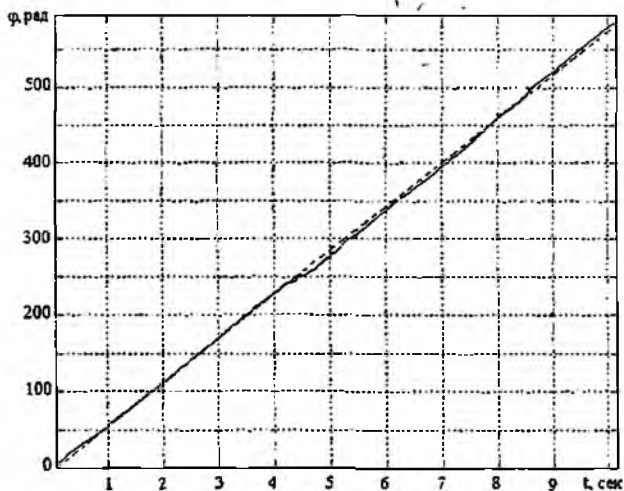


Рис. 3. Фазовая кривая (сплошная) и линия регрессии (пунктир), соответствующая реализации ЭЭГ, приведенной на рис. 1

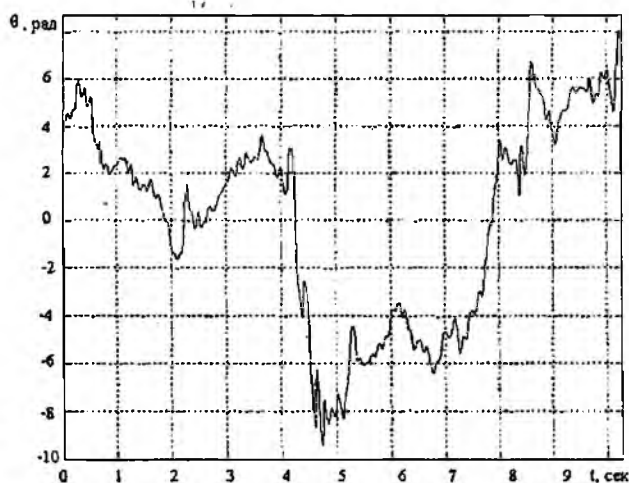


Рис. 4. Кривая флуктуирующего отклонения полной фазы, соответствующая реализации ЭЭГ, приведенной на рис. 1

На рис. 5 представлены результаты расчета по формуле (3) мгновенной частоты процесса ЭЭГ, приведенного на рис. 1. Определен и построен график отклонения мгновенной час-

тоты сигнала от среднего значения (рис. 6). Видно, что фаза ЭЭГ сигнала характеризуется относительной стабильностью и незначительными отклонениями от линии регрессии.

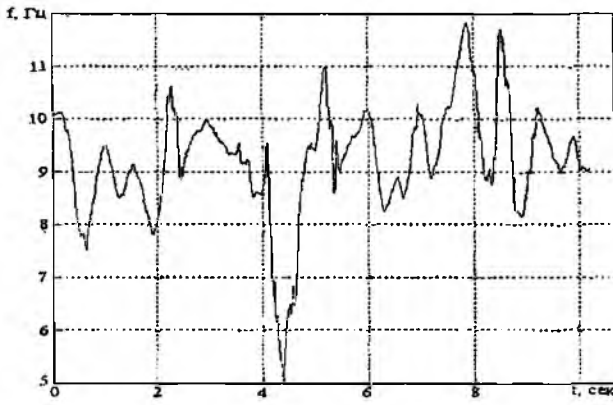


Рис. 5. Зависимость мгновенной частоты от времени, соответствующая реализации ЭЭГ, приведенной на рис. 1

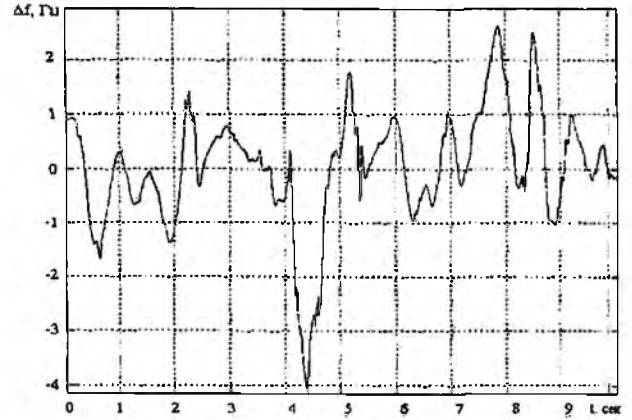


Рис. 6. График флуктуации частоты, соответствующий реализации ЭЭГ, приведенной на рис. 1

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.

Таблица

Информационные параметры ЭЭГ здорового человека

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

Из полученных результатов видно, что в реализациях ЭЭГ сигналов преобладает составляющая α -ритма (индекс ритма превышает 90 %), средняя частота которого составляет ~ 10 Гц. Отметим также практическое отсутствие низкочастотных составляющих.

Рис. 8–12 иллюстрируют аналогичный расчет параметров в случае реализации ЭЭГ больного (рис. 7). Средняя частота в данном случае – $f_0 = 4,28$ Гц.

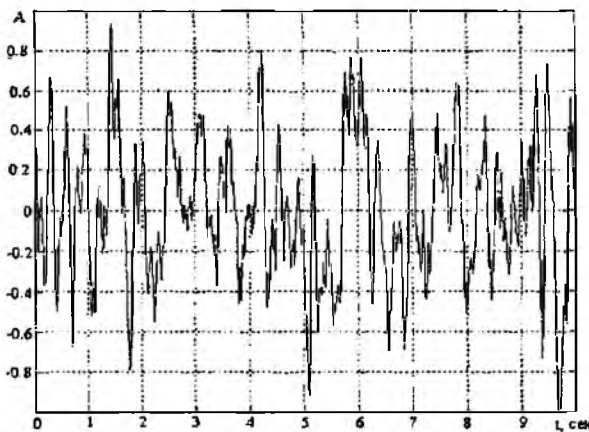


Рис. 7. Реализация ЭЭГ человека, больного эпилепсией (частота дискретизации 256 Гц)

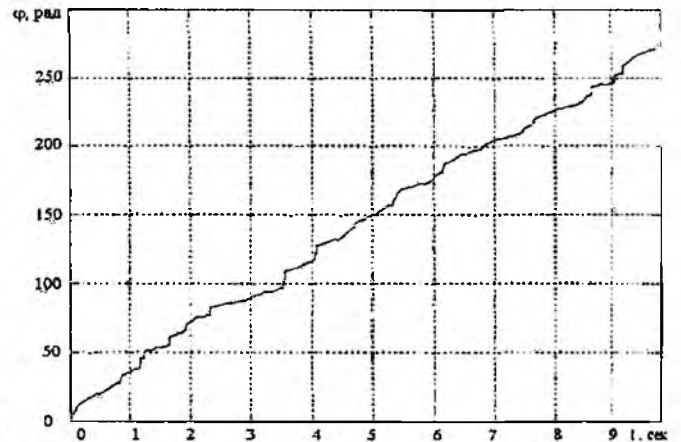


Рис. 8. Фазовая кривая, соответствующая реализации ЭЭГ, приведенной на рис. 7

Результаты расчета индекса ритма, среднего значения и дисперсии частоты каждого ритма приведены в табл. 2.

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.

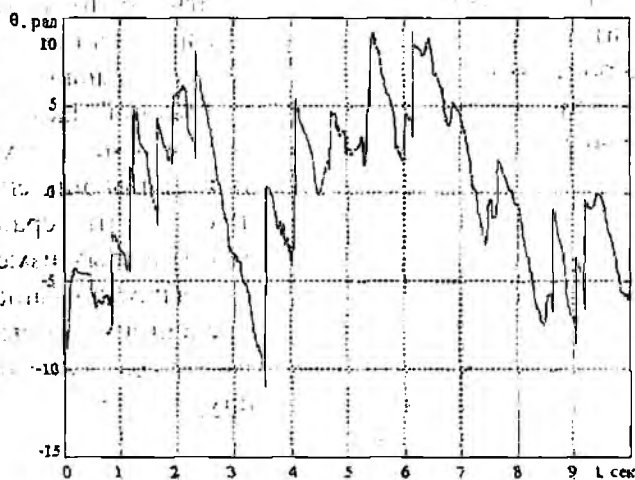
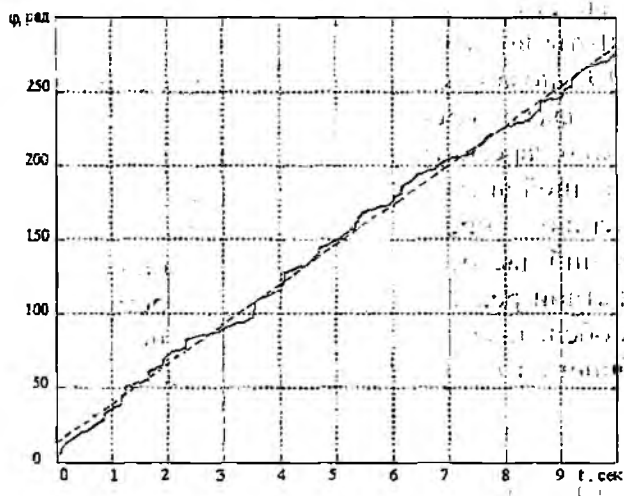


Рис. 9. Фазовая кривая (сплошная) и линия регрессии (пунктир), соответствующая реализации ЭЭГ, приведенной на рис. 7

Рис. 10. Кривая флуктуирующего отклонения полной фазы, соответствующая реализации ЭЭГ, приведенной на рис. 7

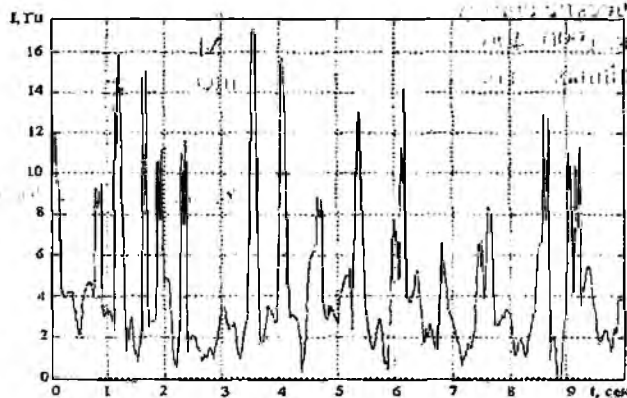


Рис. 11. Зависимость мгновенной частоты от времени, соответствующая реализации ЭЭГ, приведенной на рис. 7

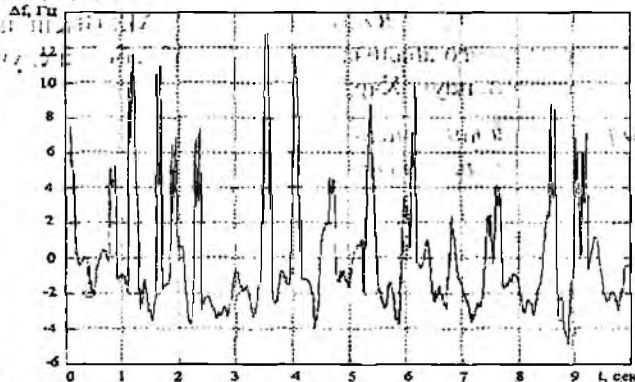


Рис. 12. График флуктуации частоты, соответствующий реализации ЭЭГ, приведенной на рис. 7

Таблица 2

Результаты анализа информационных параметров ЭЭГ больного при расчете методом фазово-частотного анализа ЭЭГ по Гильберту

Ритм	Индекс ритма, %	Среднее значение, Гц	Дисперсия частоты, Гц ²
α	12,03	9,99	1,97
θ	15,98	4,79	0,29
δ	44,14	1,98	1,42
β	2,11	15,47	0,99

Исследования проведены на выборке 40 человек [6]. 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.

Выводы

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.

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

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. 678с. 4. *Гоноровский И.С.* Радиотехнические цепи и сигналы. М.: Сов. радио, 1966. 439 с. 5. Радиотехнические системы: Учеб. для вузов по спец. «Радиотехника» / Под ред. *Ю.М. Казаринова*. М.: Высш. шк. 1990. 496 с. 6. *Харченко О.И.* Методы частотного и временного анализа в системах обработки случайных сигналов типа электроэнцефалограмм. Дис. ... канд техн. наук. Харьков: ХНУРЭ. 253 с.

*Харьковский национальный
университет радиозлектроники*

Поступила в редколлегию 13.04.2009