

ВЫДЕЛЕНИЕ СИНУСОИДАЛЬНЫХ СОСТАВЛЯЮЩИХ В СЛУЧАЙНОМ СИГНАЛЕ

Введение

Электроэнцефалография является одним из основных методов объективного тестирования нервной системы. Электроэнцефалограмму (ЭЭГ) принято рассматривать как случайный сигнал, в котором присутствуют гармонические составляющие, являющиеся информативными для диагностики. Выделяются определенные полосы частот, называемые «ритмами», соответствующие некоторому состоянию мозга. Идея рассматривать биопотенциалы мозга с позиции теории случайных процессов была предложена еще в 30-е годы прошлого века Н. Винером [1].

В настоящее время стандартным методом анализа ЭЭГ является визуальный метод. Использование численных методов в электроэнцефалографии обычно ограничивается спектрально-корреляционными [2, 3]. Эти методы позволяют выявить доминирование определенных частотных составляющих на данном отрезке ЭЭГ, но не дают возможности детально проследить изменение спектральной структуры ЭЭГ во времени.

Для полной оценки ЭЭГ важна оценка временного изменения ритмов, что объясняется нестационарностью ЭЭГ-сигнала.

Существующая модель ЭЭГ-сигнала представляет собой аддитивную смесь гармонических составляющих и квазирandom шума, следовательно, для выделения ритмов видится полезным использование спектральных методов, учитывающие высокий уровень шума.

Теория обработки сигналов хорошо развита и занимает значительное место в радиотехнике [4], поэтому представляет интерес применение ее методов к такому специфическому сигналу как ЭЭГ.

Метод выделения мгновенной частоты на основе частотного детектирования скользящим окном

Одним из способов оценки текущей частоты случайного колебания в реальном масштабе времени является представление его в форме частотно-модулированного (ЧМ) сигнала с последующим измерением частоты с помощью цифрового частотного детектора [5-8]. В случае ЭЭГ нестационарность проявляется в значительных флуктуациях амплитуды сигнала, что приводит к эффекту подавления при спектральном анализе участка слабого сигнала участком мощного сигнала.

Для предотвращения этого эффекта реализуем следующий алгоритм в соответствии со структурной схемой рис. 1. Временные диаграммы, иллюстрирующие работу схемы, приведены на рис. 2. Сигнал $s(t)$ (рис.2, а) попадает на полосовой фильтр с полосой прозрачности ΔF_1 , соответствующей информационной полосе спектра ЭЭГ. Затем сигнал подается на усилитель, обеспечивающий на выходе уровень сигнала, достаточный для срабатывания двустороннего ограничителя мгновенных значений, после которого получаем реализацию (рис. 2, б).

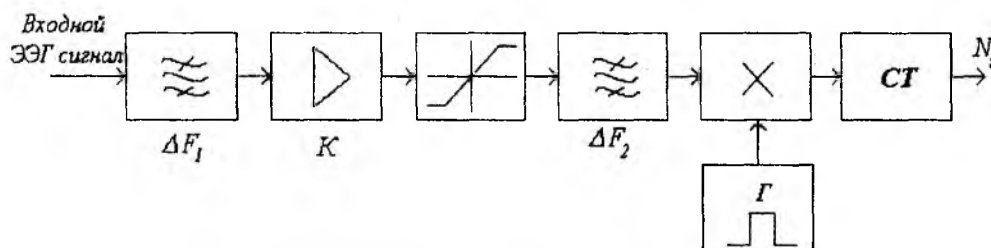


Рис. 1. Схема преобразования ЭЭГ в ЧМ колебание

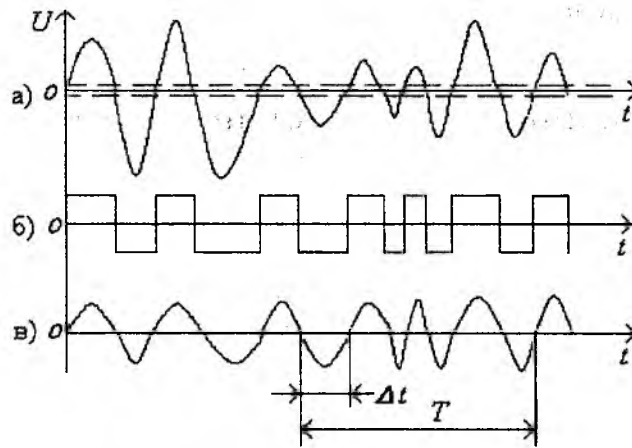


Рис. 2. Временные диаграммы сигналов схемы рис. 1:
a – сигнал на входе амплитудного ограничителя; *б* – сигнал на выходе ограничителя мгновенных значений; *в* – сигнал на выходе фильтра с полосой пропускания ΔF_2 .

Выходной сигнал ограничителя представляет собой последовательность квазипрямоугольных импульсов. В дальнейшем алгоритм строится в зависимости от реализации схемы. В случае применения частотного детектора сигнал подается вначале на узкополосный фильтр, преобразующий последовательность импульсов в форму гармонического ЧМ колебания (рис. 2, *в*). Выходной сигнал фильтра поступает на частотный детектор, а затем на АЦП, вырабатывающий код текущей частоты. Возможна также схема с цифровым частотным детектированием [7].

Определим среднюю частоту при помощи метода детектора пересечения нулевого уровня. Этот метод основывается на том факте [5], что частота ЧМ колебания на интервале Δt приблизительно равна

$$f \cong \frac{1}{2\Delta t}, \quad (1)$$

где Δt – интервал времени между двумя соседними нулевыми точками ЧМ сигнала. Это показано на рис. 2 *в*. Пусть n_0 – количество точек нулевого уровня на интервале времени T (размер окна). Тогда средний интервал времени между двумя соседними нулевыми точками равен $\Delta t = T/n_0$ и равенство (1) можно записать в виде

$$f \cong \frac{n_0}{2T}. \quad (2)$$

Примеры применения данного метода к реализациям, рассмотренным выше, приведены на рис. 3 – 5.

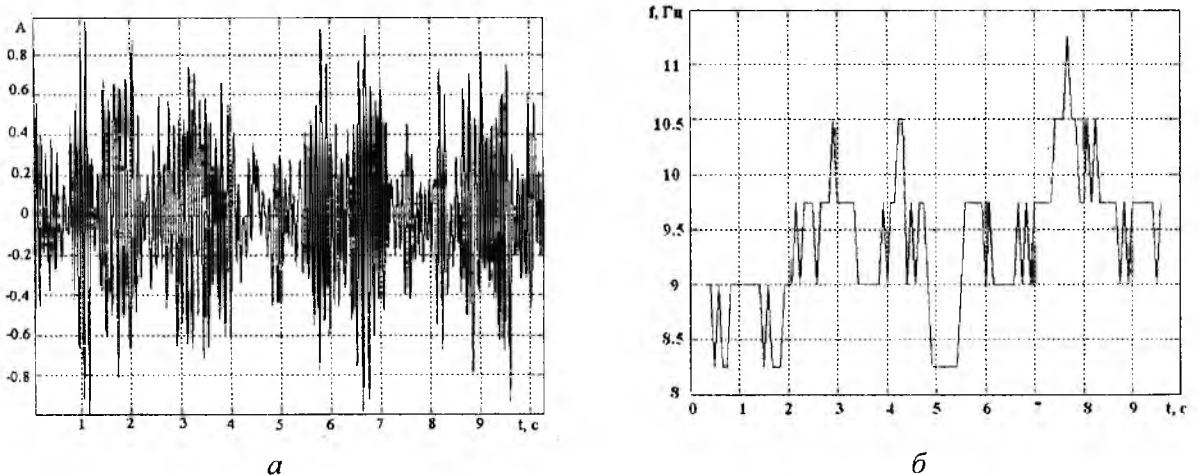
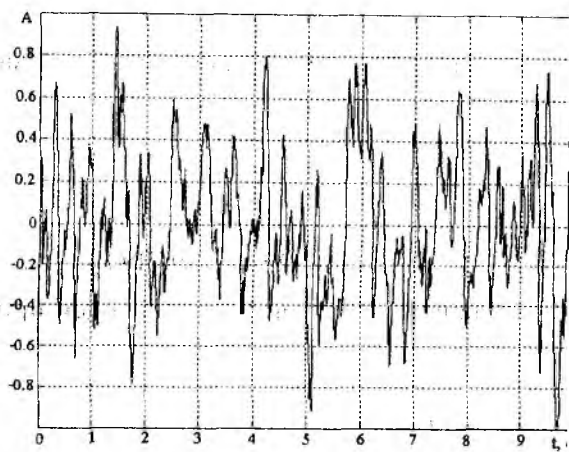
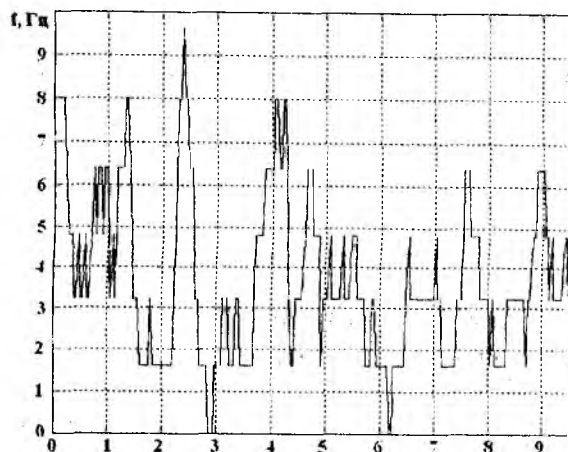


Рис. 3. Реализации ЭЭГ №1 (здоровый бодрствующий человек) (*a*) и зависимость мгновенной частоты от времени, соответствующая данной реализации (*б*)

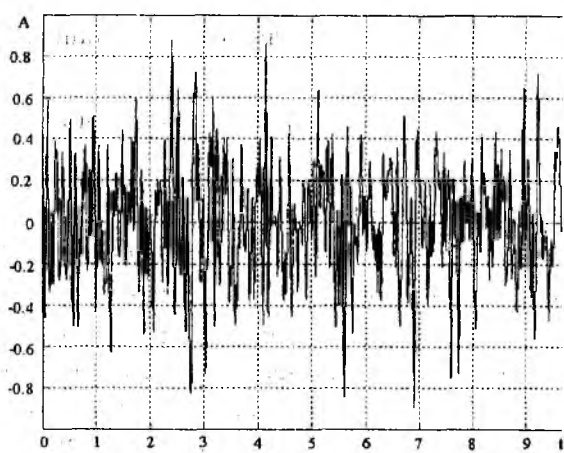


a

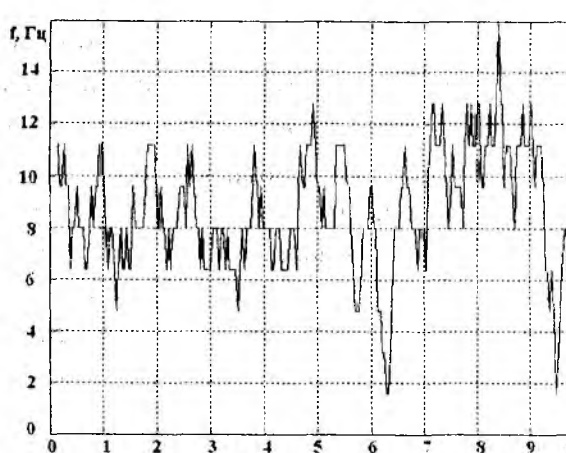


б

Рис. 4. Реализации ЭЭГ №2 (больной) (*a*) и зависимость мгновенной частоты от времени, соответствующая данной реализации (*б*)



a



б

Рис. 5. Реализации ЭЭГ №3 (больной) (*a*) и зависимость мгновенной частоты от времени, соответствующая данной реализации (*б*)

Метод нахождения мгновенной частоты при помощи метода детектора пересечения нулевого уровня (по сравнению, например, с оконным преобразованием Фурье и вейвлет-преобразованием) является более простым и наглядным. Кроме того, маломощные составляющие не всегда можно обнаружить с помощью преобразования Фурье или вейвлет-преобразования. Метод нахождения текущей частоты (в отличие от преобразования Фурье и вейвлет-преобразования) не зависит от амплитуды сигнала и может показать слабую составляющую.

Модель получения спектров ЭЭГ коррелограммным методом, при учете значений корреляционных функций на участках отсутствия шумовой составляющей

Поскольку ЭЭГ-сигнал представляет собой аддитивную смесь квазирandomного шума и гармонических составляющих (ритмов) [9], то логичным является поиск методов, снижающих уровень шума. Это является особенно актуальным в случае выделения низкочастотных составляющих.

Используя различия в автокорреляционных функциях белого шума и процесса, состоящего из дискретного набора гармонических составляющих, который будем считать моделью «идеальной» ЭЭГ, построим спектральную плотность мощности процесса, очищенного от белого шума.

Для выделения гармонических составляющих ЭЭГ-сигнала воспользуемся АКФ. Представим ЭЭГ-сигнал $\zeta(t)$ в виде суммы

$$\zeta(t) = \xi(t) + \eta(t), \quad (3)$$

где $\xi(t)$ – линейная комбинация гармонических составляющих ЭЭГ-сигнала; $\eta(t)$ – шумовая составляющая.

Тогда АКФ суммарного процесса будет определяться как [10]

$$R_{\zeta}(\tau) = R_{\xi}(\tau) + R_{\eta}(\tau) + R_{\xi\eta}(\tau) + R_{\eta\xi}(\tau), \quad (4)$$

где $R_{\xi\eta}(\tau)$, $R_{\eta\xi}(\tau)$ – взаимные корреляционные плотности процессов $\xi(t)$ и $\eta(t)$.

С учетом статистической независимости ЭЭГ-сигнала и шумовой составляющей процесса $R_{\xi\eta}(\tau) = R_{\eta\xi}(\tau) = 0$, выражение (4) упрощается

$$R_{\zeta}(\tau) = R_{\xi}(\tau) + R_{\eta}(\tau), \quad (5)$$

где согласно [11]

$$R_{\eta}(\tau) = \frac{W_0 \omega_e \sin \omega_e \tau}{\pi \omega_e \tau}, \quad (6)$$

W_0 – значение энергетического спектра белого шума; ω_e – верхняя граница диапазона частот шума, определяемая рассматриваемой задачей.

Очевидно, что значения $R_{\eta}(\tau)$ с ростом τ быстро убывают, и при достаточно больших величинах τ АКФ процесса будет определяться, в основном, гармоническими составляющими сигнала $\xi(t)$. Это позволяет использовать теорему Винера–Хинчина для расчета спектральных составляющих ЭЭГ по отрезку АКФ, сдвинутому относительно начала координат на величину запаздывания τ_3 . Таким образом, выбирая величину τ_3 на основании априорной информации о спектре шума, можно рассчитать спектр, используя отрезок АКФ на интервале, в пределах которого интенсивность шумовой составляющей значительно ниже.

Рис. 6 – 8 иллюстрируют применение данного метода к реализациям ЭЭГ, рассмотренным выше. Сравнение данных графиков и их спектров, вычисленных прямым преобразованием Фурье, показывает, что в спектре процесса после обработки содержится значительно меньше спектральных составляющих.

Данный метод позволяет судить о наличии определенных ритмов, содержащихся в каждой реализации и об их мощности.

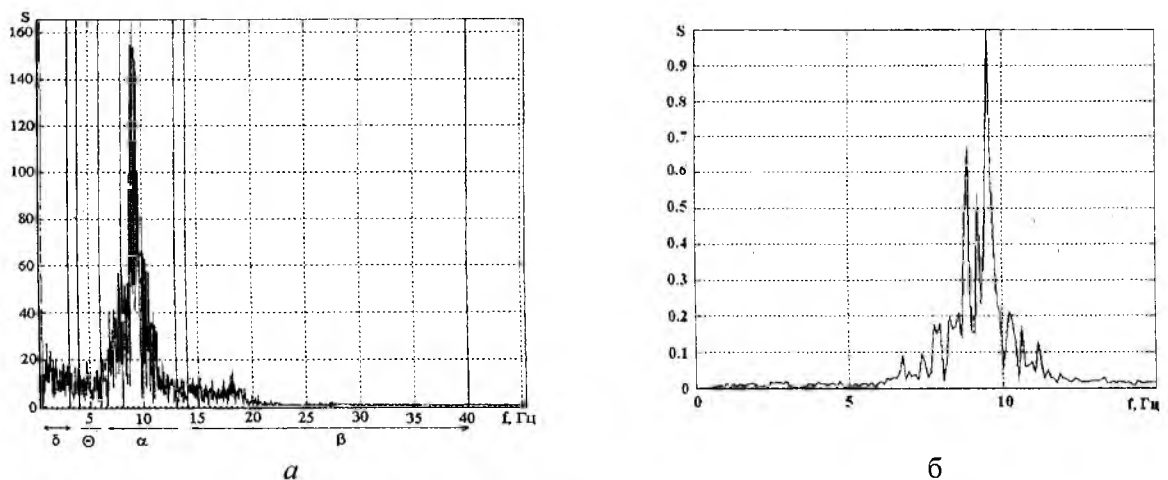
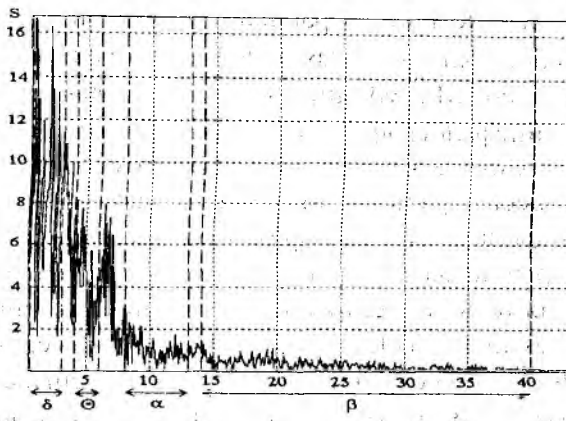
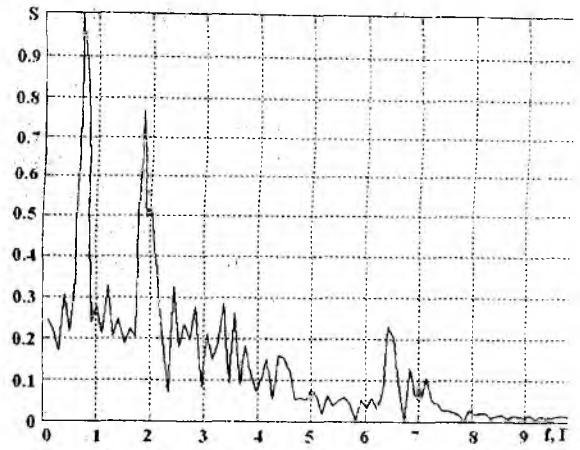


Рис. 6. Спектральная плотность реализации ЭЭГ № 1, полученная прямым преобразованием Фурье (а) и в результате обработки АКФ (б)

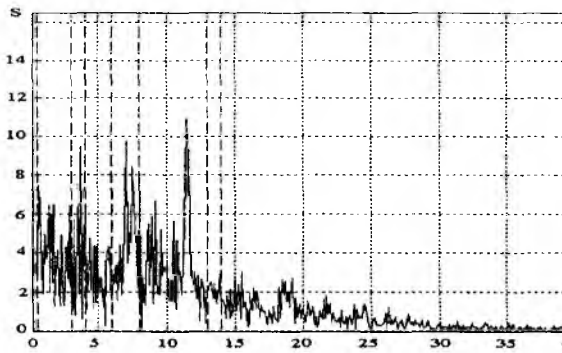


a

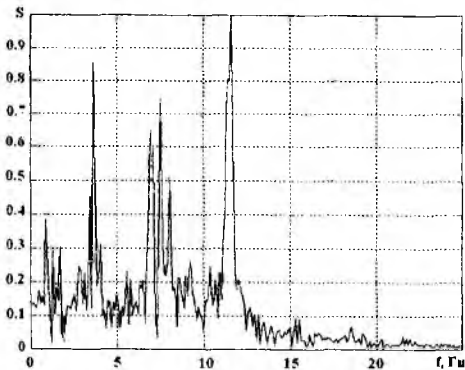


б

Рис. 7. Спектральная плотность реализации ЭЭГ № 2, полученная прямым преобразованием Фурье (*a*) и в результате обработки АКФ (*б*)



a



б

Рис. 8. Спектральная плотность реализации ЭЭГ № 3, полученная прямым преобразованием Фурье (*a*) и в результате обработки АКФ (*б*)

Предложенный метод определения спектральной плотности средней мощности ЭЭГ позволяет выявить слабые периодические компоненты, которые маскируются шумоподобной составляющей сигнала, этот метод работает как низкочастотный фильтр. Прямое использование преобразования Фурье не всегда позволяет наблюдать слабые гармонические составляющие.

Выводы

Метод нахождения текущей частоты при помощи метода детектора пересечения нулевого уровня является простым и наглядным. Такой подход позволяет находить текущую частоту ЭЭГ, при котором учитывается сигнал с небольшими амплитудами. Также с помощью этого метода возможно 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.

Модель получения спектров ЭЭГ коррелограммным методом, при учете значений корреляционных функций на участках отсутствия шумовой составляющей обеспечивает выделение периодических компонент сигнала на фоне интенсивных шумовых составляющих, корреляционная функция которых приближается к дельта-функции. Число гребней спектра при этом снижается.

Список литературы: 1. *Винер Н.* Новые главы кибернетики. Управление и связь в животном и машине. М.: Сов. радио, 1963. 230 с. 2. *Зенков Л.Р.* Клиническая электроэнцефалография (с элементами эпилептологии). Руководство для врачей. М.: МЕДпрессинформ, 2004. 368 с. 3. *Иванов Л.Б.*, Прикладная компьютерная электроэнцефалография. М.: АОЗТ «Антидор», 2000. 256с. 4. *Волощук Ю.І.* Сигнали та процеси у радіотехніці: У 4 т. Харків: ТОВ «Компанія СМІТ», 2005. Т. 3: 528 с. 5. *Волощук Ю.І.* Сигнали та процеси у радіотехніці: У 4 т. Харків: «Компанія СМІТ», 2003. Т. 1. 445 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. 7. *Чумаков В.І.* Приймання та оброблення сигналів: Навч. посібник для студентів усіх форм навчання напрямку „Радіотехніка” / В.І. Чумаков, В.О. Посошенко, О.І. Харченко и др. Харків: ХНУРЕ, 2006. 296 с. 8. *Фалькович С.Е.* Оценка параметров сигнала. М.: Сов. радио, 1970. 334 с. 9. *Киселева Н.В., Медведев А.В., Фролов А.А.* Анализ статических характеристик суммарных биопотенциалов головного мозга крыс // Журнал высшей нервной деятельности. М.: Наука. Т. 39, вып. 4, 1989. С.783-788. 10. *Волощук Ю.І.* Сигнали та процеси у радіотехніці: У 4 т. Т. 2. Харків: «Компанія СМІТ», 2003. 444с. 11. *Баскаков С.И.* Радиотехнические цепи и сигналы: Учебник. М.: Высш. шк., 1983. 536с.

*Харьковский национальный
университет радиоэлектроники*

Поступила в редколлегию 11.01.2010