

**ВЫДЕЛЕНИЕ ЗНАЧИМЫХ ПРИЗНАКОВ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММ****Введение**

Основными параметрами, характеризующими сигналы типа электроэнцефалограмм (ЭЭГ), являются частота, амплитуда и фаза. Поскольку ЭЭГ представляет собой нестационарный случайный процесс [1], на различных участках его реализации встречаются волны различных частот. Диагностика нервной системы в настоящее время осуществляется по так называемым частотным ритмам. Под понятием «ритм» на ЭЭГ подразумевается определенная полоса частот сигнала биоэлектрической активности, соответствующая некоторому состоянию мозга. Наиболее важные характеристики ритмов ЭЭГ взрослого бодрствующего человека приведены в табл. 1 [2].

Таблица 1

Ритмы ЭЭГ взрослого бодрствующего человека			
Ритм	Частота (Гц)	Амплитуда (мкВ)	Длительность (мс)
$\alpha$	8÷13	до 100	
$\beta$	14÷40	до 15 в норме 3÷7	
Виды активности, патологические для взрослого бодрствующего человека			
$\delta$	0,5÷3	превосходит 40 мкВ, достигая при некоторых патологических состояниях 300 мкВ и более	
$\theta$	4÷6	—«—	
Эпифеномены			
Пик (спайк)		может достигать сотен - тысяч	5÷50
Острая волна		может достигать сотен - тысяч	80÷120

Возможность представления ЭЭГ в форме колебательного процесса, в котором можно выделить определенные доминирующие гармоники, является доказательством того, что функционирование определенных групп нейронов мозга происходит синхронно. В противном случае сумма миллионов или даже миллиардов электрических потенциалов отдельных нервных клеток представляла бы собой квазибелый шум. Таким образом, суммарная ЭЭГ отражает функциональную активность мозга, изменения которой находят однозначное отражение в виде изменения характера ритмов, поэтому в современных исследованиях показатели ЭЭГ являются одними из важнейших при оценке уровня функциональной активности в клинической нейрофизиологии и психофизиологии [2]. Широкие перспективы в проблеме анализа ритмов ЭЭГ и использования полученных результатов в медицинской диагностике открывают радиотехнические методы обработки случайных сигналов [3], которые рассмотрены в данной работе.

**Методы обработки ЭЭГ**

Визуальный анализ ЭЭГ и измерения ее параметров с помощью циркуля и линейки оказывается недостаточным для выявления информации, которую несет сложная картина биопотенциалов мозга. Кроме того, визуальный анализ является субъективным. ЭЭГ представляет собой процесс, обусловленный суммацией электрических потенциалов, генерируемых многими миллионами нейронов, в связи с этим ее спектр оказывается чрезвычайно сложным и широким. Достаточно точно спектр мощности ЭЭГ может быть оценен только методами

спектрального анализа [4-6]. Важно отметить, что большинство методов разработано для стационарных случайных процессов, к классу которых ЭЭГ не относится [7, 8].

Особенностью измерения характеристик ЭЭГ является отсутствие ансамбля реализаций, что является необходимым условием анализа. Это обусловлено невозможностью создать абсолютно одинаковые условия для наблюдений, поскольку ЭЭГ характеризуется значительной вариабельностью в зависимости от внешних факторов и состояния организма. Применение алгоритмов обработки стационарных сигналов для ЭЭГ можно считать переходом от одной формы отображения информации к другой, более компактной и информативной. Фактически, от случайного сигнала мы переходим к случайным спектру и корреляционной функции. Кроме того, оценка параметров процесса является скорее качественной, чем количественной. Для электроэнцефалографии нет каких-либо нормативных таблиц основных параметров сигнала, в отличие от электрокардиографии и миографии. Параметры сигнала варьируются для различных ЭЭГ в довольно широких пределах и при этом могут быть отнесены как к норме, так и к патологии, что вносит элемент субъективизма и повышает вероятность ошибок [2, 4]. Таким образом, важной становится задача получения устойчивых, диагностических подтвержденных количественных характеристики нестационарного процесса типа ЭЭГ по результатам измерения отдельной реализации.

### Спектральные методы обработки ЭЭГ

Как правило, обработка ЭЭГ начинается с фильтрации. Информативной является полоса частот  $0,5 \div 40$  Гц [2,4] (иногда добавляется полоса  $40 \div 70$  Гц – так называемый высокочастотный  $\beta$ -ритм). На рис. 1 приведена ЭЭГ взрослого здорового человека. Спектр этой реализации приведен на рис. 2.

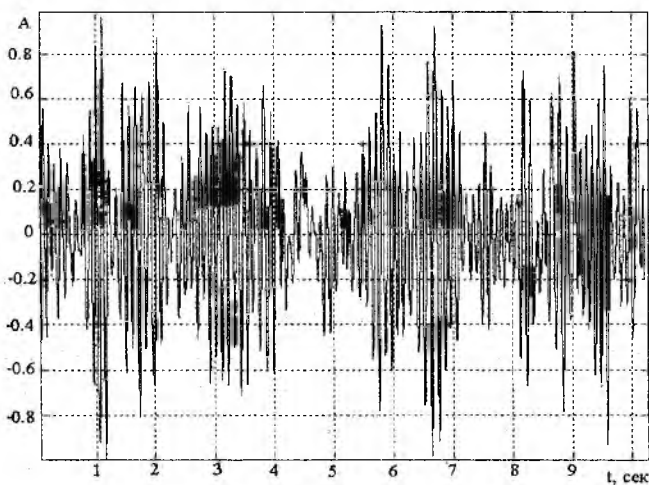


Рис. 1

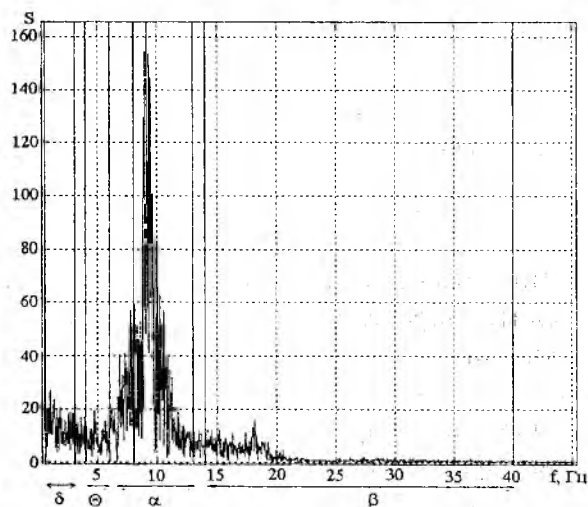


Рис. 2

Пренебрегая нестационарностью ЭЭГ, можно применить параметрические модели для построения спектра. Классические методы спектрального анализа обладают недостаточной разрешающей способностью и не позволяют разделить частоты, которые находятся достаточно близко (на рис. 2 – составляющие спектра на частотах от 8,5 до 9,5 Гц). Вместе с тем, выделение близко расположенных частот является важным при анализе ЭЭГ так как, например, наличие двух или более независимых пиков альфа-ритма указывает на заболевание центральной нервной системы.

В параметрических алгоритмах анализируемому случайному процессу ставится в соответствие модель временного ряда. Обычно принимается, что модель возбуждается белым шумом и основана на рациональных функциях (полиномах). Выходные процессы в этой модели описываются с помощью параметров модели и дисперсии белого шумового процесса.

Задача состоит в том, чтобы сначала определить (задать) порядок модели и затем найти ее параметры.

Авторегрессионная модель временного ряда, которая аппроксимирует анализируемый процесс, описывается следующим линейным разностным уравнением [9]:

$$x[n] = -\sum_{k=1}^p a[k]x[n-k] + u[n],$$

где  $x[n]$  – последовательность на выходе каузального фильтра;  $u[n]$  – входная возбуждающая последовательность.

Одна из разновидностей авторегрессионного метода, так называемый модифицированный ковариационный метод [9], обеспечивает наилучшие результаты при наличии в данных синусоидальных компонент.

По вычисленным оценкам авторегрессионных параметров определяется авторегрессионная оценка спектральной плотности мощности на частоте  $f$  как

$$P_{AP}(f) = \frac{\Delta t \rho_{\omega}}{\left| 1 + \sum_{n=1}^p a[n] \exp(-j2\pi f n \Delta t) \right|^2},$$

где  $\Delta t$  – интервал дискретизации временной выборки;  $\rho_{\omega}$  – дисперсия белого шума.

На рис. 3 приведен пример расчета спектра ЭЭГ (реализация ЭЭГ на рис. 1) с помощью модифицированного ковариационного метода. Резкое уменьшение сопутствующих спектральных компонент в случае модифицированного ковариационного метода, затрудняющих анализ спектрограмм с помощью классических методов спектрального оценивания, позволяет с более высокой достоверностью определить частоту и относительные амплитуды отдельных ритмов, что весьма важно для диагностики. На рис. 3 четко видны четыре близко расположенных пика в диапазоне  $\alpha$ -ритма.

Повторимся, что параметрические модели базируются на предположении о стационарном характере процесса (исключение составляют нестационарные процессы, описываемые моделью авторегрессии – проинтегрированного скользящего среднего [10]), следовательно, использование параметрических моделей дает средние оценки спектров.

### Спектрально-временные методы обработки ЭЭГ

Для описания нестационарных процессов широко применяется вейвлет-преобразование. На рис. 4 приведены результаты вейвлет-преобразования реализации на рис. 1 с помощью вейвлета Морле, на которых отчетливо выражена нестационарность ЭЭГ. Очевидно, что этот метод содержит большие возможности для исследования ЭЭГ.

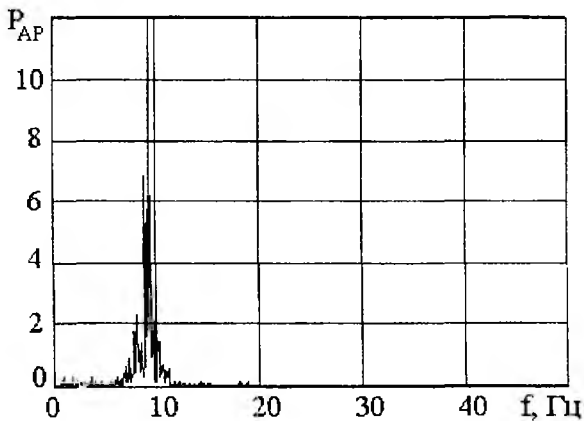


Рис. 3

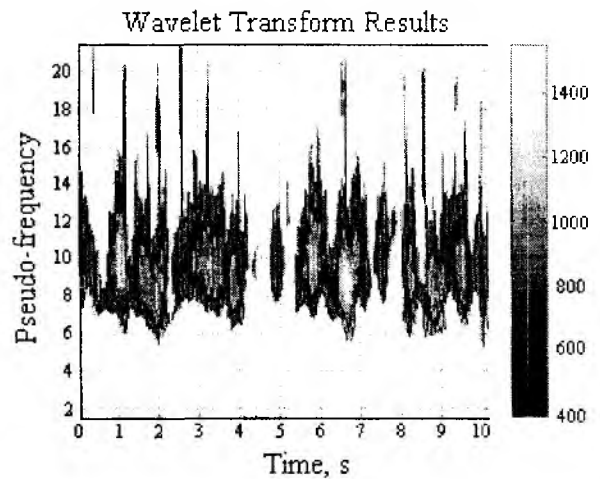


Рис. 4

Вейвлет-преобразование (ВП) является разновидностью спектрального анализа, в котором роль простых колебаний играют функции особого рода, называемые вейвлетами. ВП обеспечивает частотно-временное представление сигналов и разработано для преодоления некоторых проблем оконного преобразования Фурье, связанных с недостаточным разрешением [11].

Вейвлеты имеют явные преимущества перед рядами Фурье, как в общем и точном представлении функций, так и их разнообразных локальных особенностях. Они представлены намного более разнообразным набором типов, чем единственная синусоидальная функция в рядах Фурье.

Сигнал  $s(t)$  представляется в виде взвешенной суммы простых составляющих – базисных функций  $\psi_k(t)$ , помноженных на коэффициенты  $C_k$ :

$$s(t) = \sum_k C_k \psi_k(t).$$

Понятие частоты классического спектрального анализа здесь заменено масштабом, кроме того введен сдвиг функций во времени.

Полученный график (рис. 4) показывает, что мощность сигнала в основном сосредоточена в полосе  $\alpha$ -ритма. Вейвлет-анализ позволяет численно охарактеризовать продолжительность и смену основных физиологических ритмов, проследить за изменением частоты во времени в пределах каждого ритма. Кроме того, он позволяет проследить распределение мощности по частотным диапазонам. Но в клинической диагностике этот метод еще не нашел широкого применения, т.к. является довольно трудным для понимания и использования электроэнцефалографистом [12].

Возможность применения к анализу ЭЭГ фазово-частотного преобразования Гильберта показана в [13]. Данный метод обеспечивает измерение мгновенной частоты сигнала, тем самым позволяет учесть нестационарность процесса.

Фазово-частотный метод основан на представлении случайного процесса  $p(t)$  в виде [14, 15]:

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

Таким образом, случайный процесс  $p(t)$  рассматривается как гармоническое колебание, модулированное по амплитуде и фазе случайными функциями  $A(t)$  и  $\varphi(t)$ .

Связь между  $A(t)$ ,  $p(t)$  и  $\varphi(t)$  устанавливается 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  $\varphi(t)$  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. 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 [14, 15]. 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 [13].

Введение для широкополосных процессов понятия текущей частоты дает возможность охарактеризовать продолжительность и частоту смены характерных колебаний (ритмов в

случае ЭЭГ) в исследуемом процессе. Этот метод часто встречается в научных статьях, особенно для выделения низкочастотных составляющих ЭЭГ.

Расчет мгновенной частоты ЭЭГ здорового бодрствующего человека приведен на рис. 5.

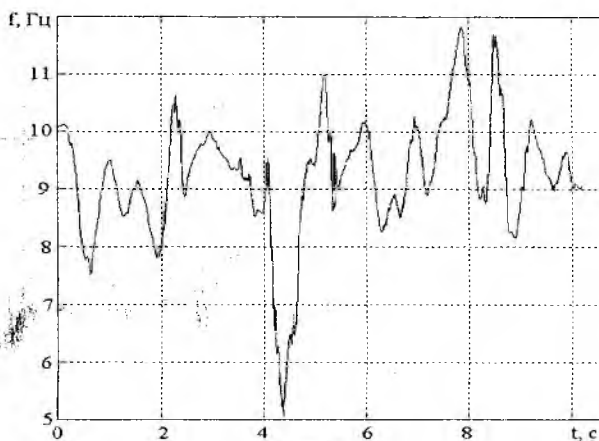


Рис. 5

### Метод определения симметрии ЭЭГ

ЭЭГ в значительной степени однородна для всего мозга и симметрична. Одним из основных критериев при анализе ЭЭГ является симметрия [2]. Под симметричностью ЭЭГ понимается существенное совпадение частот, амплитуд и фаз сигналов, полученных от симметричных областей двух полушарий мозга. Выявив наличие межполушарной асимметрии ЭЭГ, можно установить локализацию патологических процессов [2, 4]. Используемый в диагностике коэффициент асимметрии сравнивает отношение мощностей правого и левого полушарий и не учитывает фазовые и частотные отличия сигналов полушарий.

Введем параметр, учитывающий различие не только мощностей сигналов правого и левого полушарий, но и их фазовые и частотные отличия. Методика его вычисления заключается в следующем. Определим разность ЭЭГ симметричных отведений и их сумму. Затем построим на одном графике спектр суммы и спектр разности. Исходя из линейности преобразования Фурье [16] проявление симметричности будет состоять в том, что спектр суммарного процесса должен значительно превосходить спектр разностного процесса. При отсутствии симметричности спектр разностного процесса соизмерим со спектром суммы.

Результаты расчетов в соответствии с данной методикой приведены на графиках (рис. 6, где приведены модули спектральной плотности суммарного (точки) и разностного процессов (сплошная), показывающие различную степень симметричности ЭЭГ ( $a - K_{сим} = 0,99$  симметрия отсутствует,  $b - K_{сим} = 3,34$  симметрия имеет место). Видно, что амплитудный спектр суммарного процесса ЭЭГ здорового человека значительно превышает спектр разностного. Для ЭЭГ с патологией спектры оказываются соизмеримыми, что является результатом асимметрии функционирования полушарий [17].

Введем коэффициент симметричности  $K_{сим} = \frac{S_{сум}}{S_{раз}}$ , где  $S_{сум}$  — площадь под кривой спектральной плотности суммарного процесса,  $S_{раз}$  — площадь под кривой спектральной плотности разностного процесса.

По величине  $K_{сим}$  можно судить о степени симметричности двух отведений. При  $K_{сим} \geq 3$  симметрия высокая; если  $1,7 < K_{сим} < 3$  — умеренная; при  $K_{сим} < 1,7$  — слабая.

Таким образом, определение спектральной плотности суммы ЭЭГ симметричных отведений и их разности окажет специалисту существенную помощь в диагностике. Этот метод является очень наглядным, для его использования совсем не обязательно иметь представление о спектральном составе. Данный метод может использоваться при диспансеризации.

С его помощью даже специалист среднего звена может отсеивать пациентов с отсутствием симметричности ЭЭГ и направлять их к специалисту [17].

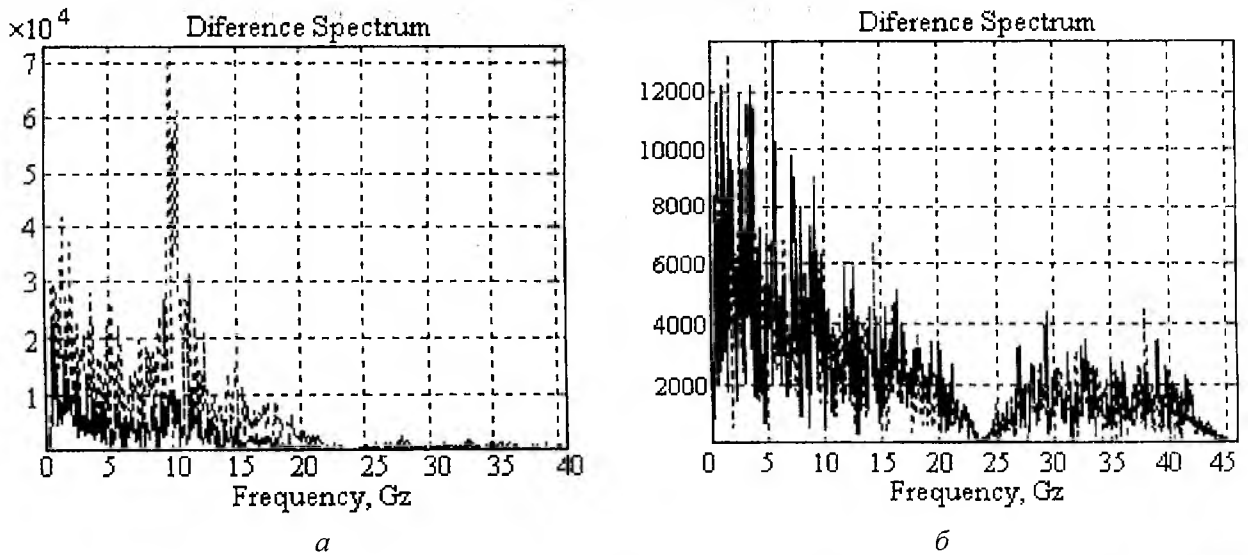


Рис. 6

## Выводы

В настоящее время отсутствует единый универсальный численный метод, который позволил бы решить проблему диагностики патологии головного мозга по результатам анализа ЭЭГ, что обуславливается сложным характером и нестационарностью ЭЭГ-сигнала. Поэтому для диагностики ЭЭГ необходимо применять комплекс численных методов, разработанных в радиотехнике для анализа случайных сигналов.

Параметрические оценки спектра, полученные при моделировании ЭЭГ процессами авторегрессии, характеризуются более высокой точностью и разрешением по сравнению с периодограммным методом.

Метод вейвлет-преобразования дает возможность численно характеризовать продолжительность и смену основных физиологических ритмов, а также проследить за изменением интенсивности спектра во времени в пределах каждого ритма. Однако применение параметрического и вейвлет-методов в клинической диагностике ограничено их сложностью для электроэнцефалографа.

Фазово-частотный метод анализа ЭЭГ также позволяет проследить за динамикой изменения ЭЭГ, численно охарактеризовать продолжительность и смену основных физиологических ритмов, проследить за изменением частоты во времени в пределах каждого ритма. По сравнению с вейвлет-преобразованием он обладает большей чувствительностью к выявлению быстрых изменений частоты. Кроме того, он прост и нагляден. Отметим недостаток этого метода – способность выделения только одной высокоамплитудной компоненты из континуума частот, которые имеют место в анализируемом коротком отрезке выборки сигнала.

Одним из основных диагностических критериев при анализе ЭЭГ является симметрия. Сравнение спектральной плотности суммы ЭЭГ симметричных отведений и их разности позволяет легко определить наличие симметрии или ее отсутствие.

**Список литературы:** 1. Шишкин С.Л., Бродский Б.Е., Дарховский В.С., Каплан А.Я. ЭЭГ как нестационарный сигнал: подход к анализу на основе непараметрической статистики // Физиология человека. 1997. Т. 23, №4. С. 124–126. 2. Зенков Л.Р. Клиническая электроэнцефалография (с элементами эпилептологии). Руководство для врачей. М.: МЕДпрессинформ, 2004. 368 с. 3. Харченко О.И. Методы частотного и временного анализа в системах обработки случайных сигналов типа электроэнцефалограмм. Дис... канд техн. наук. Харьков: ХНУРЭ, 253 с. 4. Зенков Л.П., Ронкин М.А. Функциональная диагностика нервных болезней: Руководство для врачей. М.: Медицина, 1991. 640с. 5. Биопотенциалы мозга человека. Математический анализ / Под ред. В.С. Русинова. М.: Медицина, 1987. 256с. 6. Сергеев Г.А., Павлова Л.П., Романенко А.Ф. Статистические методы исследования электроэнцефалограммы человека. М.: Наука, 1968.

207с. 7. *Баскаков С.И.* Радиотехнические цепи и сигналы: Учебник. М.: Высш. шк., 1983, 536с. 8. *Волощук Ю.І.* Сигнали та процеси у радіотехніці: Підручник для студентів вищих навчальних закладів. Т. 1. Харків: "Компанія СМІТ", 2003. 445с. 9. *Марпл мл. С.Л.* Цифровой спектральный анализ и его приложения: Пер. с англ. М.: Мир, 1990. 584с. 10. *Бокс Дж., Дженкинс Г.* Анализ временных рядов. Прогноз и управление. Вып. 1 / Пер. с англ. М.: Мир, 1974. 406с. 11. *Дьяконов В.П.* Вейвлеты. От теории к практике. М.: СОЛОН-Р, 2002. 429с. 12. *Сидоренко А. В., Войтикова М.В.* Вейвлет-анализ электроэнцефалографических сигналов в условиях микроволнового излучения // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2004. № 5–6. С. 50–57. 13. *Девятков Н.Д., Гриндель О.М, Харченко И.Ф. и др.* Исследование неустойчивости временных характеристик ЭЭГ человека методом фазово-частотного анализа // Вестник АМН СССР. М.: Медицина. 1973. 45 с. 14. *Тихонов В.И.* Статистическая радиотехника. М.: Сов. радио, 1966. 678с. 15. *Гоноровский И.С.* Радиотехнические цепи и сигналы. М.: Сов. радио, 1966. 439 с. 16. *Харкевич А.А.* Спектры и анализ. М.: Гос. изд-во физ.-мат. лит., 1962. 234с. 17. *Харченко О.І., Волощук Ю.І., Сухорук В.І., Забродіна Л.П., Чумаков В.І. І.* Спосіб оцінки ступеня міжпівкульової асиметрії біоелектричних потенціалів мозку / Патент на корисну модель №36747, номер заявки u2008 05745, 10.11.2008, бюл. №21.

*Харьковский национальный  
университет радиоэлектроники*

*Поступила в редколлегию 03.06.2009*