

Локальный анализ электроэнцефалограмм по их контурным моделям

Я. А. Фурман, В. В. Севастьянов, К. О. Иванов

ФГБОУ ВПО «Поволжский государственный технологический университет», 424000, Республика Марий Эл, г. Йошкар-Ола, пл. Ленина, дом 3, e-mail: krtmbs@volgatech.net

Представлена математическая модель ЭЭГ в виде последовательности векторов унитарного пространства. Указанная модель допускает машинный вариант визуального анализа электроэнцефалограммы на основе алгоритмов контурного анализа, позволяет получать локальные, а не усредненные характеристики сигнала. Локальные характеристики сигнала получаются в результате анализа форм каждого импульса электроэнцефалограммы, полученного на этапе сегментации.

The mathematical model of EEG as a sequence of unitary space vectors is introduced in this report. The model allows native version of EEG visual analysis based on contour analysis algorithms. Also the proposed model allows receiving local, rather than the average characteristics of the signal. Local characteristics of the EEG signal are obtained by form analysis of each EEG impulses received at the stage of segmentation.

Введение

Электроэнцефалограммы (ЭЭГ) служат одним из объективных источников информации о процессах в головном мозге. Они представляют собой записи электрических потенциалов, вырабатываемых нейронами головного мозга, с помощью электродов, расположенных на поверхности скальпа. Основным методом клинического анализа ЭЭГ является визуальное исследование. Компьютерный анализ ЭЭГ, получивший большое распространение в настоящее время, осуществляется по результатам её спектрально-корреляционного анализа в диапазоне $0,1 \div 256$ Гц. Предметом вычислительного анализа служат локализация структур мозга, содержащих источники ЭЭГ сигналов, и способы сегментации отдельных участков ЭЭГ с последующей оценкой уровня взаимной связи этих участков. В результате ЭЭГ разделяется на сегменты относительной стационарности [1-9]. В отличие от других органов работа мозга трудно поддаётся изучению и систематизации. Поэтому адекватность клинического заключения пополученной ЭЭГ в огромной степени определяется профессиональным опытом и интуицией высококвалифицированного клинициста [10]. Отсюда понятна актуальность проблемы повышения достоверности результатов анализа ЭЭГ. Математический аппарат, используемый в электроэнцефалографии, реализует лишь такие *интегральные операции* над последовательностью производных элементов, как спектральные и корреляционные виды анализов. Результаты селекции, измерения и распознавания отдельных производных элементов ЭЭГ в настоящее время для клинического анализа практически не используются. Вероятной причиной такой ситуации является нерешенность задачи *выделения* производных элементов ЭЭГ с их последующим измерением и распознаванием. ДПФ и корреляционные методы анализа носят интегральный характер, и получаемые результаты достигаются в результате усреднения всех отсчетов выбранной для анализа эпохи ЭЭГ. Если в пределах эпохи содержится набор паттернов с разнородной информацией, то в результате усреднения отсчетов эта информация будет утрачена. Для извлечения подобной информации требуются подходы, обеспечивающие автоматическое обнаружение и анализ отдельных паттернов в пределах эпохи, т.е. обладающие локальным характером действия. Еще один серьезный недостаток спектрально-корреляционных методов

анализа ЭЭГ заключается в том, что полученные результаты являются корректными лишь для случая, когда ЭЭГ представляет собой случайный стационарный процесс. Таким образом, спектрально-корреляционные методы, *обладающие* высокой эффективностью определения усредненных параметров ЭЭГ, могут быть дополнены математическими методами, для автоматического локального анализа ЭЭГ.

Целью работы является разработка математической модели тонкой структуры ЭЭГ, позволяющей выполнять операции селекции и распознавания отдельных волн электроэнцефалограммы, а также разработка алгоритмов локального анализа ЭЭГ на базе предложенной контурной модели ее тонкой структуры для полного автоматизированного анализа колебания. Результаты традиционного частотно-корреляционного анализа могут быть дополнены результатами анализа тонкой структуры ЭЭГ, что повысит адекватность клинического исследования.

Контурная модель ЭЭГ и ее анализ

При решении задачи формирования математической модели тонкой структуры ЭЭГ будем использовать следующую терминологию:

колебание – фрагмент ЭЭГ, состоящий из последовательности волн;

волна – часть колебания в виде его непрерывного фрагмента, ограниченного двумя последовательными локальными минимумами;

активность – совокупность электрических потенциалов в пределах анализируемой эпохи ЭЭГ, превышающих установленный двухсторонний уровень α_0 ;

ритм – особый вид активности, при котором колебания имеют близкие значения своих периодов;

тонкая структура ЭЭГ – последовательность разнообразных по форме и параметрам импульсов, являющаяся носителем всей содержащейся в ЭЭГ информации;

сегментация – декомпозиция тонкой структуры ЭЭГ на составляющие ее импульсы (непроизводные элементы).

Пусть $\mathbf{u} = \{u(n)\}_0^{k-1}$ – вектор действительных отсчетов непрерывных биоэлектрических потенциалов на выходе электроэнцефалографа, взятых с интервалом дискретизации t_δ (рис. 1). Линейно интерполируя эти отсчеты, получим полигональную последовательность $\Gamma = \{\gamma(n)\}_0^{k-1}$, элементы которой будем рассматривать в качестве комплекснозначных векторов

$$\gamma(n) = t_\delta + \mathbf{i}\Delta u(n) = |\gamma(n)| \exp \{ \mathbf{i}\psi(n) \}, \quad n = 0, 1, \dots, k-1, \quad (1)$$

где $\Delta u(n) = u(n+1) - u(n)$ – первая разность последовательности цифровых отсчетов u , $|\gamma(n)|$ и $\psi(n)$ – соответственно модуль и аргумент числа $\gamma(n)$.

Модель ЭЭГ в виде (1) из совокупности элементарных векторов (ЭВ) $\gamma(n)$, задающих тонкую структуру колебания, назовем контурной моделью, поскольку она задает границу ЭЭГ, рассматриваемой в качестве некоторого изображения.

Введем линейное комплексное пространство над полем комплексных чисел, элементами которых служат векторы $\Gamma = \{\gamma(n)\}_0^{k-1}$ и $\mathbf{N} = \{\nu(n)\}_0^{k-1}$ из упорядоченных наборов ЭВ двух произвольных ЭЭГ одинаковой размерности k . Каждой паре векторов Γ и \mathbf{N} поставим в соответствие скалярное произведение (СП) в виде комплексного числа причем выполнены все аксиомы унитарного пространства [11, 12].

Метрика в пространстве C_k вводится как и в пространстве R_{2k} , через норму разности векторов Γ и \mathbf{N} , а нормированное скалярное произведение (НСП) этих векторов, выраженное через их компоненты, имеет вид

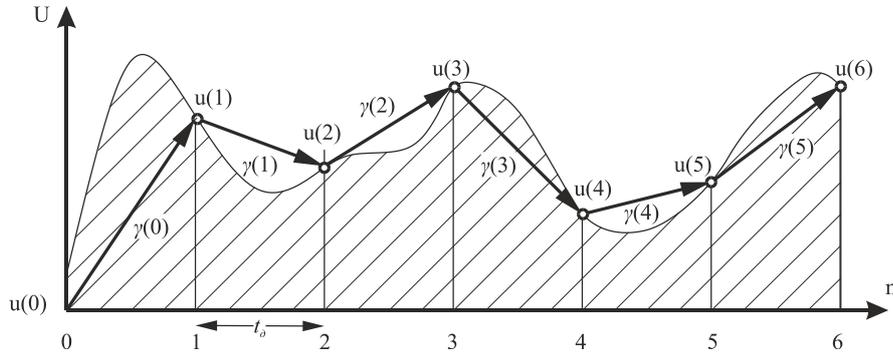


Рис. 1. К получению дискретной комплекснозначной модели ЭЭГ

$$\eta = (\Gamma, \mathbf{N}) = \sum_{n=0}^{k-1} \gamma(n) v^*(n), \quad (2)$$

$$(\Gamma, \mathbf{N})_{C_k} = \sum_{n=0}^{k-1} \|\gamma(n)\| \|v(n)\| \varepsilon_n - i \sum_{n=0}^{k-1} \|\gamma(n)\| \|v(n)\| \sin \phi_n, \quad (3)$$

где ϕ_n - угол между векторами $\gamma(n)$ и $v(n)$,

$\varepsilon_n = \cos \phi_n$ - мера схожести этих векторов.

Как следует из анализа четномерного евклидова R_{2k} и унитарного C_k пространств, эти пространства изометричны, но СП в унитарном пространстве C_k за счет своей мнимой части содержит большую информацию о сомножителях [12]. Более высокая информативность СП в унитарном пространстве C_k , формально выраженная в виде мнимой части, и отсутствующая для СП этих векторов в действительном пространстве, заключается в правильном определении направления для совмещения двух векторов путем вращения одного из них. В результате достигается возможность нахождения меры схожести ε двух векторных сигналов, определяемой только различием их форм [11, 12]. Благодаря именно таким возможностям для аналитического задания тонкой структуры ЭЭГ было выбрано унитарное пространство.

Спектральный анализ ЭЭГ на основе ее контурной модели

Для спектрального анализа ЭЭГ как элемента унитарного пространства C_k необходимо задать в этом пространстве ортонормированный (ортогональный) базис. Условия ортогональности сигналов Γ и \mathbf{N} в пространстве C_k имеют вид: $\text{Re}(\mathbf{N}, \Gamma)_{C_k} = 0$ и $\text{Im}(\mathbf{N}, \Gamma)_{C_k} = 0$. Обоим условиям отвечают векторные комплекснозначные сигналы Γ_m , называемые элементарными контурами (ЭК) [13, 14]:

$$\Gamma_m = \{\gamma_m(m)\}_0^{k-1} = \left\{ \exp \left\{ i \frac{2\pi}{k} mn \right\} \right\}_0^{k-1}, \quad m = 0, 1, \dots, k-1. \quad (4)$$

ЭК представляет собой правильный k -угольник, сторонами которого служат нормированные ЭВ $\gamma(n)$, $n = 0, 1, \dots, k-1$ (рис. 2).

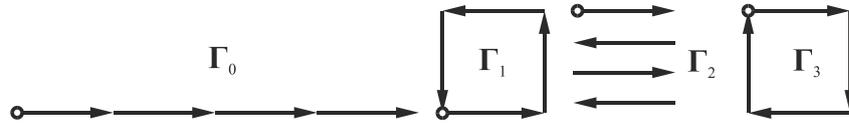


Рис. 2. Семейство взаимортогональных ЭК $\{\Gamma_m\}_0^3$ размерности $k=4$

ДПФ $\mathbf{P}_\Gamma = \{\rho(m)\}_0^k$ векторного сигнала $\Gamma_m = \{\gamma(m)\}_0^k$ с учетом (1) и (4) запишем в виде

$$\rho_\Gamma(m) = (\Gamma, \Gamma_m) = \sum_{n=0}^k (t_\delta + \mathbf{i}\Delta u(n)) \gamma_m^*(n) = \rho_{t_\delta}(m) + \mathbf{i}\rho_{\Delta u}(m), \quad (5)$$

где

$$\mathbf{t}_\delta = \{t_\delta(n)\}_0^k; \quad \rho_{t_\delta} = \sum_{n=0}^k t_\delta \exp\left\{-\mathbf{i} \frac{2\pi}{k} m\right\} = \{(k+1)t_\delta, 0, \dots, 0\}, \quad (6)$$

$$\rho_{\Delta u}(m) = \sum_{n=0}^k (u(n+1) - u(n)) \exp\left\{-\mathbf{i} \frac{2\pi}{k} m\right\}; \quad m = 0, 1, \dots, k.$$

В последнем выражении под знаком суммы находится разность двух смещенных на один отсчет последовательностей отсчетов с выхода электроэнцефалографа. Свойства спектров таких последовательностей [11] дает возможность выразить спектр $\rho_{u(n)}(m)$ первой разности этих отсчетов через спектр $\rho_{u(n)}(m)$ последовательностей самих отсчетов:

$$\rho_{\Delta u(n)}(m) = \rho_{u(n)}(m)(\gamma_1(m) - \gamma_0(m)), \quad (7)$$

где $\gamma_1(m)$ и $\gamma_0(m)$ - ЭВ соответственно ЭК Γ_1 и Γ_0 порядков 1 и 0.

В результате (7) принимает вид

$$\rho_\Gamma(m) = \rho_{t_\delta}(m) + \mathbf{i}\rho_{u(n)}(m)(\gamma_1(m) - \gamma_0(m)), \quad m = 0, 1, \dots, k. \quad (8)$$

Отметим, что выражение (7) характеризует связь спектра вещественных отсчетов ЭЭГ со спектром первой разности этих отсчетов. В свою очередь, выражение (8) определяет связь между спектрами ЭЭГ, заданной в пространстве C_k и R_{2k} .

Сегментация контурной модели ЭЭГ

Для обоснованного отнесения отдельного импульса тонкой структуры ЭЭГ по виду своей формы, значению длительности и размаха к одному из видов биоэнергетической активности необходима ее предварительная сегментация. В результате весь анализируемый участок ЭЭГ разбивается на пронумерованную последовательность разрешенных импульсов, формы которых представлены в виде последовательности векторов унитарного пространства. На рис. 3а представлено колебание некоторой ЭЭГ,

из которого после сегментации должны быть выделены по отдельности импульсы J_1, J_2, \dots, J_6 и сформированы комплекснозначные коды их огибающих. По виду этих кодов и результатов измерения их длительностей и размахов будут приниматься решения о содержащейся в них информации. Для сегментации ЭЭГ предложен итерационный алгоритм. Поскольку ЭЭГ является достаточно широкополосным процессом, однозначное определение точек глобального минимума практически невозможно. Поэтому не первой итерации осуществляется подавлением высокочастотных компонент ЭЭГ при помощи низкочастотного фильтра. В результате она приобретает вид, показанный на рис. 3б. При таком представлении ЭЭГ из нее можно выделить импульсы по положениям следующих друг за другом точек минимума.

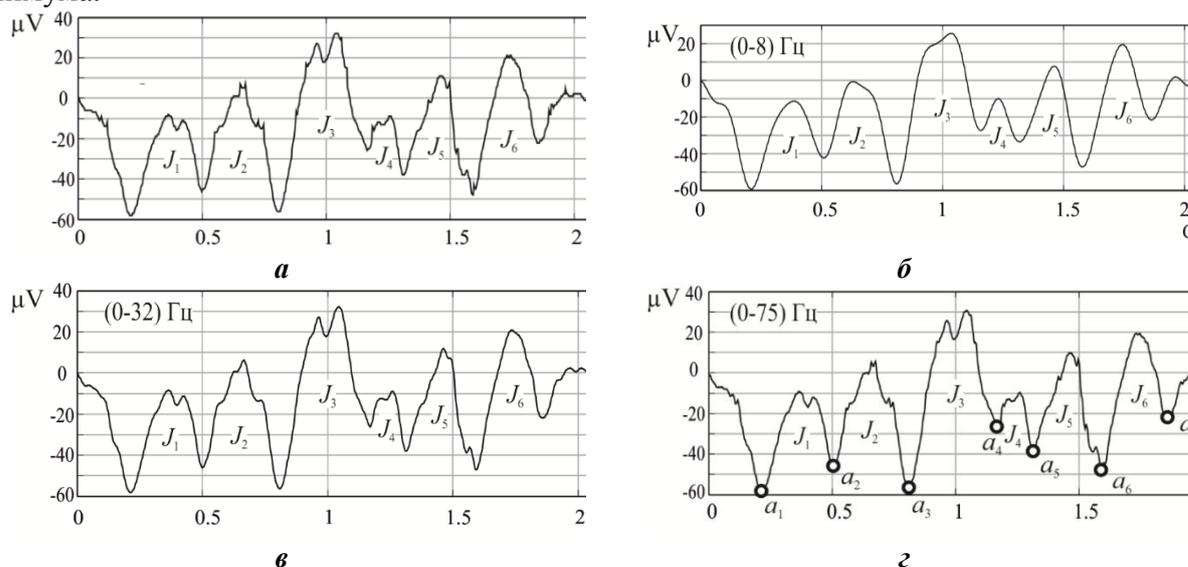


Рис. 3. Изменение формы импульсов колебания при изменении полосы пропускания Δf полосового фильтра. а – исходное колебание; б – $\Delta f = (0 \div 8)$ Гц; в – $\Delta f = (0 \div 32)$ Гц; г – $\Delta f = (0 \div 75)$ Гц

Дальнейшее уточнение формы импульсов и положений их границ осуществляется путем последовательного увеличения полосы пропускания низкочастотного фильтра и поиска локальных минимумов сигнала в окрестности граничных точек, найденных на предыдущей итерации. На рис. 3б, в, г иллюстрируется процесс уточнения формы выделяемых импульсов для случая, когда верхняя частота фильтра принимает значения 8 Гц, 32 Гц и 75 Гц соответственно. Окончательные результаты сегментации приведены на рис. 4.

Поиск границ между импульсами контурной модели ЭЭГ, соответствующим точкам локальных минимумов сигнала, осуществляется при помощи согласованной фильтрации, [11] являющейся основой для решения задач обнаружения, оценки параметров, разрешения и распознавания зашумленных сигналов [15, 16]. Выражение, описывающее работу контурного согласованного фильтра (КСФ) в случае, если обрабатываемый сигнал сохранен в памяти ЭВМ, записывается в виде свертки:

$$\eta(m) = \sum_{n=0}^{k-1} \gamma(n) v^*(n-m), \quad m = 0, 1, \dots, k-1, \quad (9)$$

где $v(n)$ - импульсная характеристика фильтра, зеркально отображает сигнал $\lambda(n)$, с которым он согласован.

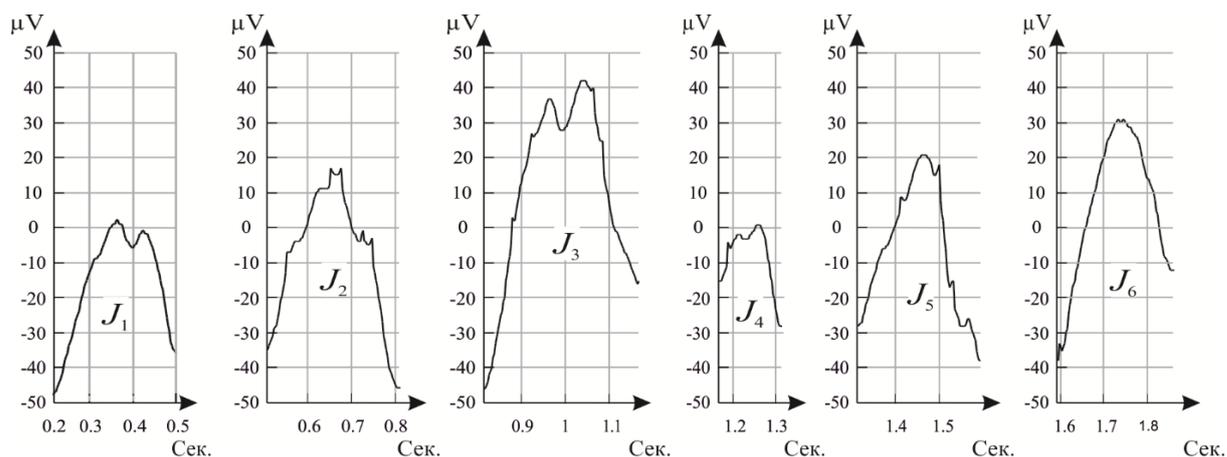


Рис. 4. Вид разрешенных импульсов ЭЭГ после ее сегментации

На каждой итерации процедуры сегментации КСФ согласован с контуром, аппроксимирующим линию одного периода синусоиды со сдвигом фазы на $\pi/2$. Точки данной синусоиды в декартовой системе координат описываются уравнением:

$$y(n) = \sin\left(\frac{2\pi f n}{f_{\partial}} - \frac{\pi}{2}\right), n = 0, 1, \dots, \frac{f_{\partial}}{f},$$

где f_{∂} - частота дискретизации сигнала,

f - частота синусоиды, выбирается равной верхней границы полосы пропускания низкочастотного фильтра.

Таким образом, на каждой итерации уточнения положения границ между колебаниями ЭЭГ КСФ согласован с сигналом

$\lambda(n) = t_{\partial} + i(y(n+1) - y(n)), n = 0, 1, \dots, \frac{f_{\partial}}{f} - 1$. По максимальным отсчетам $\text{Re}(\eta(m))$

сигнала с выхода КСФ однозначно определяются положения границ между импульсами тонкой структуры ЭЭГ.

Заключение

В работе с позиции контурного анализа, как раздела теории сигналов, представлена новая аналитическая модель ЭЭГ. Предложенная модель позволяет определять точечные, а не интегральные характеристики сигналов, а именно количественные характеристики форм изображений ЭЭГ импульсов. На основе подобного анализа может быть установлена временная локализация основных ЭЭГ феноменов, определен частотный состав сигнала без эффекта вытекания мощности путем измерения периодов сегментированных импульсов. Для контурной модели ЭЭГ разработан итерационный алгоритм сегментации, осуществляющий поиск границ между импульсами при помощи низкочастотной и контурной согласованной фильтрации. Установлена связь, между спектром контурной модели ЭЭГ и спектром действительного сигнала, из которого она была сформирована, что позволяет осуществлять операции частотной фильтрации контурного сигнала. Предложенная методика анализа отдельных ЭЭГ импульсов имеет связь с традиционным визуальным анализом электроэнцефалограмм, но в дополнение позволяет получать количественные характеристики форм их изображений, повышая объективность поставленных по ЭЭГ заключений.

Литература

1. Kaplan A. Y., Fingelkurts A. A., Fingelkurts A. A., Borisov S. V., Darkhovsky, B. S. Nonstationary nature of the brain activity as revealed by EEG/MEG: methodological, practical and conceptual challenges //Signal processing. – 2005. – Vol. 85. – №. 11. – P. 2190-2212..
2. Жадин, М. Н. Биофизические механизмы формирования электроэнцефалограммы / М. Н. Жадин. – М.: Наука, 1984. – 196 с.
3. Думенко, В. Н. Высокочастотные компоненты ЭЭГ и инструментальное обучение / В.Н. Думенко; Рос.акад. наук, Ин-т высш. нервной деятельности и нейрофизиологии. - М.: Наука, 2006. – 150 с.
4. Гнездицкий, В. В. Обратная задача ЭЭГ и клиническая электроэнцефалография (картирование и локализация источников электрической активности мозга) / В. В. Гнездицкий – М.: МЕДпресс-информ, 2004. – 624 с.
5. Зенков, Л. Р. Клиническая электроэнцефалография / Л. Р. Зенков. - Таганрог: Изд-во Медиком–Лтд, 1996. – 358 с.
6. Кропотов, Ю. Д. Количественная ЭЭГ, когнитивные вызванные потенциалы мозга человека и нейротерапия / Ю. Д. Кропотов. -Донецк: Издатель Заславский АЮ, 2010. – 512 с.
7. Каплан А. Я. Проблема сегментного описания электроэнцефалограммы человека // Физиология человека. - 1999. Т. 25. - №.1. – С. 125-133.
8. Русинов, В. С. Биопотенциалы мозга человека. Математический анализ / В. С. Русинов, Г. П. Болдырева. - М.: Медицина, 1987. – 256 с.
9. Кулаичев А. П., Каплан А. Я. Системы компьютерного анализа биоэлектрических сигналов // Мир ПК (персональных компьютеров). – 1994. – №. 8. – С. 132-137.
10. Кулаичев, А. П. Компьютерная электрофизиология и функциональная диагностика / А.П. Кулаичев. - М.: Изд-во Моск. ун-та, 2002. – 640 с.
11. Фурман, Я.А. Введение в контурный анализ и его приложения к обработке изображений и сигналов [Текст] / Я.А. Фурман, А.В. Кревецкий, А.К. Передреев, А.А. Роженцов, Р.Г. Хафизов, И.Л. Егошина, А.Н. Леухин. – М.: Физматлит, 2002. – 592 с. – ISBN 5-9221-0255-9.
12. Ефимов, Н. В. Линейная алгебра и многомерная геометрия / Н. В. Ефимов, Э. Р. Розендорн. – М.: Главная редакция физико-математической литературы «Наука», 1974. – 544 с.
13. Фурман Я. А. О двух замечательных видах замкнутых контуров изображений // Радиотехника и электроника, 1993, т. 39, с. 1054-1061.
14. Фурман Я.А., Роженцов А.А., Хафизов Р.Г. Контурный анализ сигналов и изображений в инфокоммуникационных системах // Вестник Поволжского государственного технологического университета. Серия: Радиотехнические и инфокоммуникационные системы. 2012. №2 (16). С. 29-63.
15. Лезин, Ю.С. Оптимальные фильтры и накопители импульсных сигналов / Ю.С. Лезин. – М.: Со-временное радио, 1969.
16. Васин, В.А. Информационные технологии в радиотехнических системах / В.А. Васин, И.Б. Власов, Ю.М. Егоров и др; под. ред. И.Б. Федорова. – М.: Изд-во МГТУ им. Баумана, 2004.