

ПАРАМЕТРИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ СПЕКТРАЛЬНОГО ОЦЕНИВАНИЯ ПРИ АНАЛИЗЕ ЭЭГ

© Харченко О.И., Грицунов А.В., Побережный А.А., 2005

Подано результати дослідження методів спектрального оцінювання характеристик нестационарних випадкових процесів на прикладі електроенцефалограм (ЕЕГ) людини. Розглянуто метод Проні і авторегресійний аналіз. Показано, що за авторегресійного аналізу ЕЕГ вдається з більшою точністю виділяти характерні для ЕЕГ ритми, що є важливо для діагностики різних патологій.

Results of research of methods spectral estimation characteristics of non-stationary casual processes on an example human' EEG are given. Prony's method and the autoregression analysis are considered. It is shown, that at autoregression analysis of EEG it is possible to allocate with the greater accuracy characteristic for EEG rhythms that is important for diagnostics of various pathologies.

1. Непараметрическое оценивание

Одним из распространенных методов исследования головного мозга является метод регистрации электроэнцефалограммы (ЭЭГ). Предметом клинической электроэнцефалографии является исследование электрических явлений в мозге человека в диапазоне частот от 0.5 до 80 Гц. Это метод исследования деятельности головного мозга человека, в основе которого лежит регистрация электрических потенциалов, спонтанно возникающих в мозге. Спонтанная электрическая активность представляет собой суммарную активность нейронов. Запись ЭЭГ между двумя точками отражает активность между двумя этими регионами. Чтобы получить пространственное представление об электрической активности мозга, на голову накладывают несколько пар электродов. Многочисленными экспериментальными и клиническими исследованиями показана зависимость функционального состояния мозга, проявляющаяся в изменениях его электрической активности, от условий его гемодинамики и метаболизма. Это явилось теоретической предпосылкой использования ЭЭГ в клинической практике для оценки функционального состояния мозга [1; 2].

В ЭЭГ выделяются следующие типы ритмических колебаний:

- дельта-ритм 0,5–3 Гц;
- тета-ритм 4–7 Гц;
- альфа-ритм 8–13 (14) Гц;
- бета-ритм 15–30 Гц.

При визуальном анализе ЭЭГ можно исследовать морфологию волн, их частоту, амплитуду, характер распределения по коре и, таким образом, составить представление о диффузных и локальных изменениях на ЭЭГ. В большинстве случаев этого бывает достаточно для оценки функционального состояния мозга. Однако при длительном динамическом наблюдении этот процесс становится весьма трудоемким, требующим постоянного присутствия при регистрации ЭЭГ специалиста-нейрофизиолога, большого расхода бумаги, кроме того, трудно провести адекватное сопоставление полученных данных. В этих случаях существенную помощь оказывают методы компьютерного анализа. Для этих целей используют спектральный анализ, отражающий полный спектр составляющих ЭЭГ ритмов, в том числе и тех, которые скрыты при визуальном анализе. Представление информации в виде спектральной плотности мощности ЭЭГ оказывается

более наглядным и убедительным, чем непосредственная запись ЭЭГ [1]. Однако классические методы спектрального анализа обладают весьма низкой разрешающей способностью и не позволяют разделить частоты, которые находятся достаточно близко. 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.

На рис. 1 показан амплитудный спектр ЭЭГ, рассчитанный с помощью дискретного преобразования Фурье. Видно, что характерные частоты ритмов, указанные выше, не могут быть достаточно достоверно выделены визуально. Так, составляющие спектра на частотах порядка 2,5, 4, и 7 Гц „размыты” на фоне близлежащих частотных компонент с близкими значениями амплитуды, поэтому разрешить частоты ритмов оказывается невозможным.

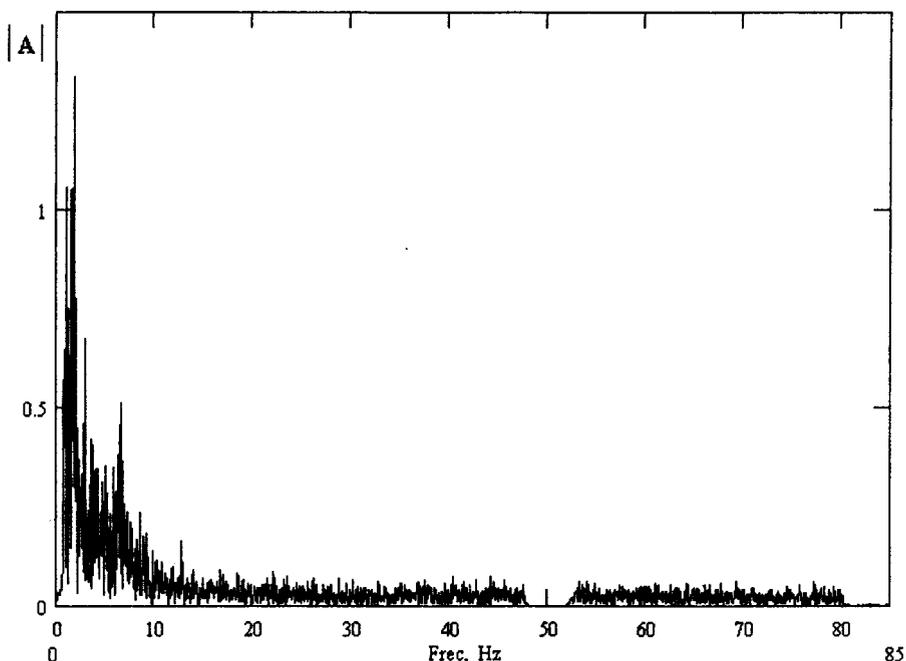


Рис. 1. Амплитудный спектр ЭЭГ

Покажем, как с помощью параметрических моделей можно получить более точные оценки спектральной плотности мощности и более высокое спектральное разрешение, чем в случае классических методов спектрального оценивания. Приведенные результаты являются результатами обработки ЭЭГ пациентов с симптомами эпилепсии.

2. Параметрические модели случайных процессов

В параметрических моделях анализируемому случайному процессу ставится в соответствие модель временного ряда. Принимается, что модель возбуждается белым шумом и обладает рациональными системными функциями. Выходные процессы в этой модели описываются с помощью параметров модели и дисперсии белого шумового процесса. При использовании классических методов спектрального оценивания отсутствующие данные или данные за пределами окна неявно полагаются равными нулю, что приводит к искажениям спектральных оценок. Параметрические модели лишены этого недостатка.

Параметрический метод спектрального оценивания состоит из трех этапов. На первом этапе производится выбор параметрической модели временного ряда. Выбранная нами модель авторегрессии (АР) дает спектры с острыми пиками. На втором этапе вычисляются оценки параметров модели. На третьем этапе оцененные значения параметров вводятся в выражение для спектральной плотности мощности, соответствующее выбранной модели. Степень улучшения разрешения и повышения достоверности спектральных оценок определяется соответствием выбранной модели анализируемому процессу и возможностью аппроксимации измеренных данных с помощью нескольких параметров модели.

Модель временного ряда, которая аппроксимирует анализируемый процесс, описывается выходом фильтра, выражаемым следующим линейным разностным уравнением [3]:

$$x[n] = - \sum_{k=1}^p a[k]x[n-k] + \sum_{k=0}^q b[k]u[n-k] = \sum_{k=0}^{\infty} h[k]u[n-k], \quad (1)$$

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

Поскольку входной процесс $u[n]$ обычно недоступен для наблюдения, в соответствии с [3] примем допущение, что это белый шум с нулевым средним значением и дисперсией ρ_{ω} . Если в (1) все $b[k]$, за исключением $b[0]=1$, положить равными нулю, то

$$x[n] = - \sum_{k=1}^p a[k]x[n-k] + u[n], \quad (2)$$

и получаем АР-процесс порядка p .

Оценки параметров АР-модели можно получить как решения линейных уравнений, в то время, как другие параметрические оценки параметров требуют решения нелинейных уравнений.

Модифицированный ковариационный метод [3] обеспечивает наилучшие результаты при наличии в данных синусоидальных компонент. Этот метод фактически дает оценки линейного предсказания, которые затем используются в качестве оценок АР-параметров.

По вычисленным оценкам АР-параметров определяется авторегрессионная оценка спектральной плотности мощности на частоте f

$$P_{AP}(f) = \frac{T\rho_{\omega}}{\left| 1 + \sum_{n=1}^p a[n]\exp(-j2\pi fnT) \right|^2}, \quad (3)$$

где T – интервал отсчетов.

На рис. 2 показан результат расчета спектра ЭЭГ с помощью модифицированного ковариационного метода. Резкое уменьшение сопутствующих спектральных компонентов, затрудняющих анализ спектрограмм по сравнению с рис. 1, позволяет с более высокой достоверностью определить частоту и относительные амплитуды отдельных ритмов, что весьма важно для диагностики. На рис. 2 выделяется также компонента на частоте 68 Гц, вызванная электромиографической активностью.

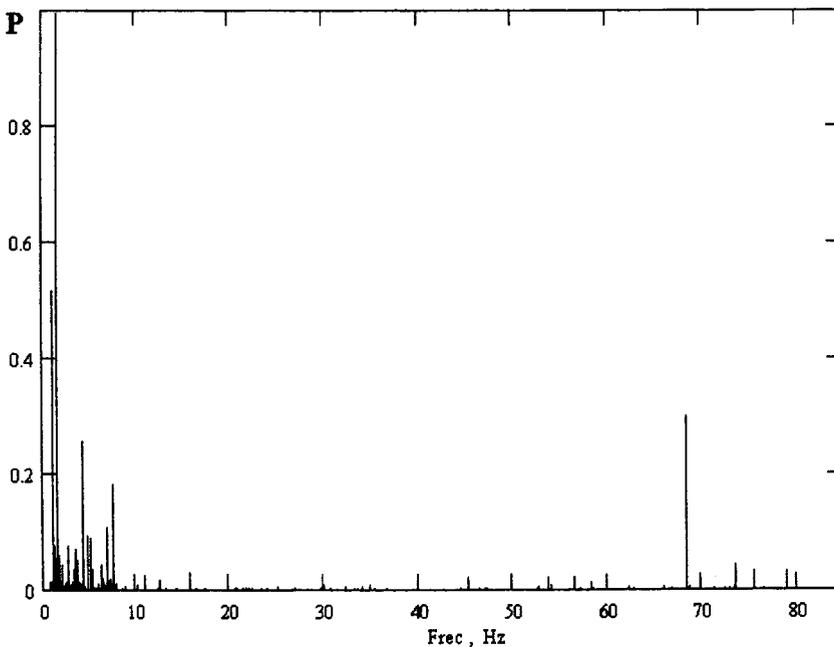


Рис. 2. Результат спектрального оценивания на основе модели авторегрессии

3. Метод Прони

Метод Прони – это метод моделирования выборочных данных в виде линейной комбинации экспоненциальных функций. С помощью метода Прони осуществляется аппроксимация данных с использованием детерминированной экспоненциальной модели. Метод Прони состоит из трех этапов. На первом этапе определяются параметры линейного предсказания. На втором этапе из коэффициентов линейного предсказания формируется характеристический полином и определяются его корни, по которым находятся оценки коэффициентов затухания и частот синусоид для каждого экспоненциального члена. На третьем этапе находятся оценки амплитуд экспонент и начальных фаз синусоид.

Метод Прони позволяет оценить отсчет $x[n]$ с помощью некоторой p -членной модели комплексных экспонент (здесь тильда означает аппроксимированное значение):

$$\tilde{x}[n] = \sum_{k=1}^p A_k \exp[(-\alpha_k + j2\pi f_k)(n-1)T + j\theta_k], \quad (4)$$

где T – интервал отсчетов в секундах; A_k и α_k – амплитуда и коэффициент затухания (в s^{-1}) k -ой комплексной экспоненты; f_k – частота k -ой синусоиды в Гц; θ_k – начальная фаза k -ой синусоиды в рад.

В случае отсчетов действительных данных, получаем

$$\tilde{x}[n] = \sum_{k=1}^{p/2} 2A_k \exp[-\alpha_k(n-1)T] \cos[2\pi f_k(n-1)T + \theta_k]. \quad (5)$$

Из (5) следует, что если число p комплексных компонент четно, то будем иметь $p/2$ затухающих косинусоид. Если p нечетно, то получим $(p-1)/2$ затухающих косинусоид и одну затухающую экспоненту.

Амплитудный спектр сигнала, рассчитанный методом Прони, приведен на рис. 3. Видно, что основным недостатком детерминированной модели является ограниченный порядок, связанный с тем, что факторизация характеристического полинома осуществляется явно. Даже при использовании усовершенствованных алгоритмов факторизации, описанных в [4], максимально достижимый порядок не превышает 256, что затрудняет выделение спектральных пиков для зашумленной выборки, каковой является электроэнцефалограмма. Таким образом, оптимальными методами спектрального оценивания в клинической электроэнцефалографии следует считать статистические алгоритмы на основе AP-модели.

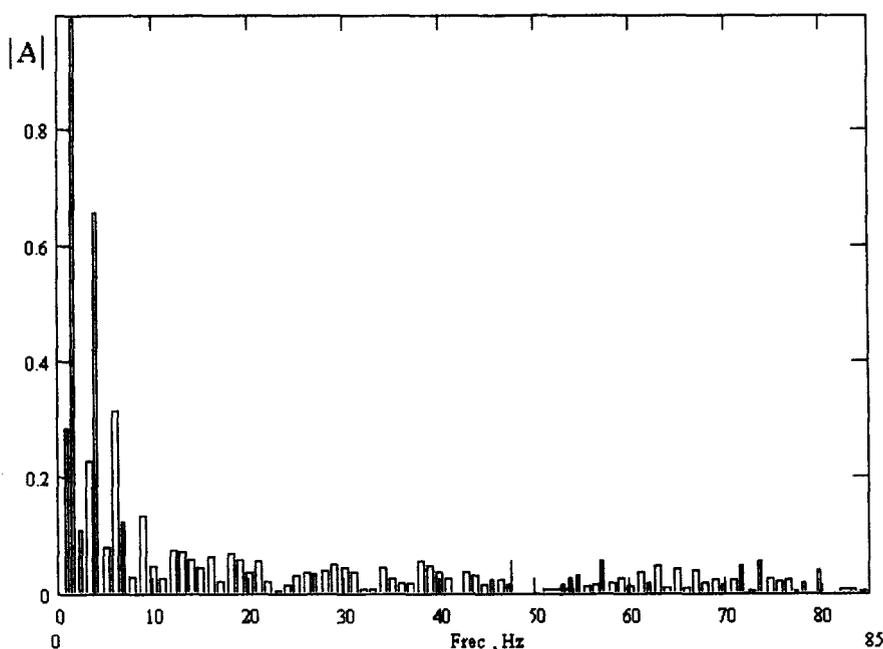


Рис. 3. Спектр энергии сигнала, рассчитанный методом Прони

Выводы

Проведенный анализ показывает возможности компьютерных методов анализа случайных процессов типа ЭЭГ. Расчет спектров ЭЭГ позволяет избежать субъективных ошибок, вызванных влиянием артефактов и шумов, особенно при анализе интервалов большой продолжительности. Сравнение результатов расчета спектров ЭЭГ с помощью непараметрического метода дискретного преобразования Фурье и параметрических методов: модифицированного ковариационного метода и аппроксимации с помощью детерминированной экспоненциальной модели (метод Прони), показывает, что наиболее высокое частотное разрешение ритмов ЭЭГ обеспечивается при использовании параметрического авторегрессионного метода, который можно рекомендовать при разработке программного обеспечения компьютерных энцефалографов.

1. *Зенков Л.Р., Ронкин М.А. Функциональная диагностика нервных болезней (Руководство для врачей).*—М., 1991. 2. *Зенков Л.Р. Клиническая электроэнцефалография (с элементами эпилептологии) (Руководство для врачей).* – М., 2004. 3. *Марпл-мл. С.Л. Цифровой спектральный анализ и его приложения / Пер. с англ. – М., 1990.* 4. *Грицунов А.В. Выбор методов спектрального оценивания временных функций при моделировании СВЧ-приборов // Радиотехника. – 2003. – № 9. – С. 25–30.*