

УДК 621.391

НЕЛИНЕЙНЫЙ АНАЛИЗ ЭЛЕКТРОМИОГРАММ НА ОСНОВЕ ВЕЙВЛЕТ-ПРЕОБРАЗОВАНИЯ

А.В. СИДОРЕНКО, А.П. СЕЛИЦКИЙ

*Белорусский государственный университет
пр. Независимости, 4, Минск, 220050, Беларусь*

Поступила в редакцию 9 апреля 2008

Анализируются особенности обработки и анализа биоэлектрических, как нестационарных, сигналов, отображающих деятельность определенных мышц организма. При этом используется метод анализа на основе вейвлет-преобразования изучаемых сигналов, а также традиционный спектральный корреляционный метод. Проводится анализ биоэлектрических сигналов в динамике при изменении физической нагрузки. Визуально при построении фазовых диаграмм оценивается вид и область локализации динамической системы. Полученные количественные показатели в виде флуктуационных индексов как информационных показателей, характеризующих нормальную и аномальную компоненты во временной реализации сигнала, дают возможность выявить моменты изменения режима функционирования изучаемой системы, что может быть использовано при решении диагностических задач, а также при мониторинге нестационарных сигналов различных систем.

Ключевые слова: сигналы, обработка, информация, преобразования, нелинейный анализ, вейвлетный анализ, электромиограмма.

Введение

Современный уровень развития информационных технологий способствует их внедрению в биологическую и медицинскую практику. При этом на основе изучения биоэлектрических сигналов, отображающих деятельность центральной нервной, сердечно-сосудистой и нейромышечной систем организма можно судить о нормальной или аномальной работе указанных систем. Одним из основных при этом является достаточно сложный этап анализа биоэлектрических сигналов.

Существенное значение в функционировании организма человека занимает нейромышечная система. Наиболее эффективным методом оценки функционального состояния нейромышечной системы является регистрация ее биоэлектрической активности в виде электромиограммы (ЭМГ) или электронейрограммы (ЭНГ) [1, 2].

Интерференционная электромиограмма, в дальнейшем рассматриваемая как электромиограмма, формируется при регистрации суммарной биоэлектрической активности мышц с помощью поверхностных электродов. Регистрируемая при произвольном мышечном сокращении интерференционная электромиограмма является результатом временной и пространственной суммации ряда мышечных волокон и двигательных единиц.

Стимуляционная электромиограмма, или электронейрограмма, формируется на основании вызванных электрических ответов мышцы, полученных путем электрической стимуляции периферического нерва. Спектральный анализ электронейрограмм проводится в работах [3, 4].

В используемых в настоящее время статистических и спектральных методах анализа биоэлектрические сигналы рассматриваются как линейные стационарные, что не всегда позволяет идентифицировать состояние систем, отображенных в этих сигналах, или их динамику.

Развитие методов анализа нелинейных сложных систем в сочетании с автоматизированными системами обработки информации позволяют на новом уровне подойти к решению проблем диагностики биоэлектрических сигналов. Методы нелинейного анализа, в дополнение к традиционным методам, позволяют оценить особенности эволюции системы по временной реализации сигнала, как это, например, при использовании метода задержанной координаты производится в наших работах для электрокортикограмм [5] и интерференционных электромиограмм [6].

Использование вейвлетного анализа, когда разложение исходной временной реализации осуществляется по базисным функциям, локализованным как во временном, так и частотном пространствах, позволяют отслеживать появление, исчезновение, изменение различных временных масштабов в реализации.

Целью работы является изучение и анализ с использованием вейвлет-преобразования интерференционных поверхностных электромиограмм для получения количественных показателей, характеризующих состояние периферической нервной системы при физических нагрузках.

Теоретический анализ метода на основе вейвлет-преобразования

Для обработки и анализа интерференционных электромиограмм в работе применяется метод, основанный на вейвлет-преобразовании исследуемого сигнала. Методология реализации вейвлет-преобразования для анализа сигналов, и прежде всего нестационарных, требует применения автоматизированных информационно-измерительных систем, что и реализуется в данной работе.

Вейвлет-преобразование одномерного сигнала — это представление его в виде обобщенного ряда или интеграла Фурье по системе базисных функций:

$$\Psi_{jk}(t) = \frac{1}{\sqrt{j}} \Psi\left(\frac{t-k}{j}\right), \quad (1)$$

сконструированных из обладающих определенными свойствами базисного или материнского вейвлета $\Psi(t)$ путем операции сдвига по времени (k) и изменения временного масштаба (j) [7, 8]. Для заданных значений j и k функция Ψ_{jk} представляет собой вейвлет, порожаемый базисным вейвлетом $\Psi(t)$.

Способность вейвлет-преобразования выявлять внутреннюю структуру существенно неоднородного процесса и изучать его локальные свойства продемонстрирована на ряде примеров в области радиотехники, связи, электроники, ядерной физики, метеорологии [9]. Непрерывное вейвлет-преобразование находит широкое применение при обработке сигналов. В частности, вейвлетный анализ дает уникальные возможности в распознавании локальных особенностей сигналов [8, 10]. Дискретные вейвлеты часто используются для анализа сложных сигналов. В отличие от непрерывных дискретные вейвлеты используют быстрые алгоритмы вейвлет-разложения и реконструкции сигналов [8, 10]. Наиболее распространенным дискретным вейвлетом является HAAR-вейвлет. WAVE-вейвлет и МНАТ-вейвлет конструируются на основе производных функции Гаусса. Вейвлет первого порядка имеет равный нулю нулевой момент и называется WAVE-вейвлетом. У МНАТ-вейвлета нулевой и первый моменты равны нулю. МНАТ-вейвлет имеет лучшее разрешение, чем WAVE-вейвлет. Конкретный выбор анализирующего материнского вейвлета определяется тем, какую информацию необходимо извлечь при анализе сигнала.

В основу метода анализа электромиограмм и электронейрограмм положено рассмотрение колебательного процесса как структуры возникающих биений. Количественный критерий, флуктуационный индекс, связан с энтропией, которая является эффективным показателем, ха-

рактически хаотическое поведение различных физических систем [11]. Флуктуационный индекс как информационный параметр определяется при использовании вейвлет-преобразования исследуемого биоэлектрического сигнала.

Процедура вычисления флуктуационного индекса, согласно алгоритму Р. Нва [11], выглядит следующим образом.

Временная реализация электронной программы $f(t)$ разделяется при анализе на сегменты T_n . Для скалярной функции, определенной на интервале $0 \leq t \leq 1$ в результате дискретного преобразования вейвлета Хаара

$$\Psi_{jk}^H(t) = \Psi_{jk}^H(2^j t - k), \quad (2)$$

где вейвлет-коэффициенты имеют вид

$$w_{jk} = (\Psi_{jk}^H(t), f) = \int dt \Psi_{jk}^H(t) f(t) \quad (3)$$

Благодаря свойствам функции $\Psi_{jk}^H(t)$, которая обращается в 0 для t вне интервала $[k2^{-j}, (k+1)2^{-j}]$, w_{jk} выбирает узкий спектр функции $f(t)$, который зависит от фактора масштаба j и переменной сдвига k . Вейвлет-коэффициенты для того, чтобы избежать отрицательных величин при дальнейших преобразованиях, определяются с учетом абсолютных значений:

$$w_{jk}^{(n)} = |(\Psi_{jk}^H(t), T_n)|. \quad (4)$$

Из выражения (4) среднее по всем k при фиксированном j определяется

$$\langle w_{jk}^{(n)} \rangle = 2^{-j} \sum_{k=0}^{2^j-1} w_{jk}^{(n)}. \quad (5)$$

Нормирование вейвлет-коэффициента

$$z_{jk}^{(n)} = w_{jk}^{(n)} (\langle w_{jk}^{(n)} \rangle)^{-1} \quad (6)$$

дает возможность вычислить отклонение $w_{jk}^{(n)}$ от среднего.

Чтобы количественно оценить флуктуации $z_{jk}^{(n)}$ от элемента к элементу, определяют

$$K_j^{(n)} = \langle z_{jk}^{(n)} \ln z_{jk}^{(n)} \rangle. \quad (7)$$

Коэффициенты $K_j^{(n)}$ можно определить через энтропию.

Если установить $p_{jk}^{(n)} = 2^{-j} z_{jk}^{(n)}$ и $\sum_k p_{jk}^{(n)} = 1$, то можно определить энтропию как

$$S_j^{(n)} = - \sum_k p_{jk}^{(n)} \ln p_{jk}^{(n)}. \quad (8)$$

Тогда выполняется равенство

$$S_j^{(n)} = j \ln 2 - K_j^{(n)}. \quad (9)$$

При таком определении в поле зрения попадают флуктуации всех типов масштабов. Использование фактора масштаба в качестве определяющего можно ввести, представив факториальный момент как среднее нормированного вейвлет-коэффициента $\langle z_{jk}^{(n)} \rangle$:

$$C_p^{(n)}(M) = \langle (z_{jk}^{(n)})^p \rangle, \quad (10)$$

где зависимость от j выражается через $M=2^j$. Из выражения (10) получают

$$K_j^{(n)} = \frac{d}{dp} C_p^{(n)} \Big|_{p=1}. \quad (11)$$

Таким образом, если $C_p^{(n)}$ имеет свойство

$$C_p^{(n)}(M) \approx M^{\Psi_p^{(n)}}, \quad (12)$$

то, используя выражения (10) и (11), получают

$$K_j^{(n)} \approx \mu^{(n)} \ln M = \mu^{(n)} j \ln 2, \quad (13)$$

где

$$\mu^{(n)} = \frac{d}{dp} \Psi_p^{(n)} \Big|_{p=1}. \quad (14)$$

Флуктуационный индекс $\sigma^{(n)}$ определяется, как это следует из выражений (9) и (14)

$$\sigma^{(n)} = 1 - \mu^{(n)}. \quad (15)$$

Факториальный момент C_p , являясь одним из усредненных по всем в окрестности фазовых траекторий динамической системы моментов, зависит от управляющих параметров так же, как и показатели Ляпунова [12]. Учитывая, по нашему мнению [13] то положение, что сумма показателей Ляпунова на практике равна энтропии системы [12], флуктуационный индекс $\sigma^{(n)}$ может быть использован в качестве меры хаотического поведения системы. Увеличение параметра $\sigma^{(n)} > 0,5$ свидетельствует о возрастании степени хаотичности биоэлектрического сигнала [11].

Таким образом, представлен алгоритм для определения на основе вейвлет-преобразования информационного параметра, флуктуационного индекса, электромиограмм и электронейрограмм.

Результаты и обсуждение

В процессе проведения экспериментальных исследований обработке и анализу подверглись интерференционные электромиограммы, полученные в лабораторных условиях с использованием разработанного нами информационно-измерительного комплекса [5, 6], адаптированного к обработке сигналов, отображающих биоэлектрическую активность мышц. При выполнении работы проводилась обработка электромиограмм здоровых пациентов ($N=10$). При этом обрабатывалась и анализировалась биоэлектрическая активность определенных мышц здоровых пациентов при использовании различных видов отягощения этих мышц, осуществляемых в виде набора грузов — гантелей массой от 1 до 16 кг.

Анализ интерференционных поверхностных электромиограмм проводился на основе рассчитанных показателей. Для визуального анализа использовалось построение фазовых диаграмм электромиограмм. Как известно, анализ фазовых диаграмм сложной динамической системы дает представление о структуре этой системы, что позволяет выбрать алгоритм дальнейшего проведения исследований [5].

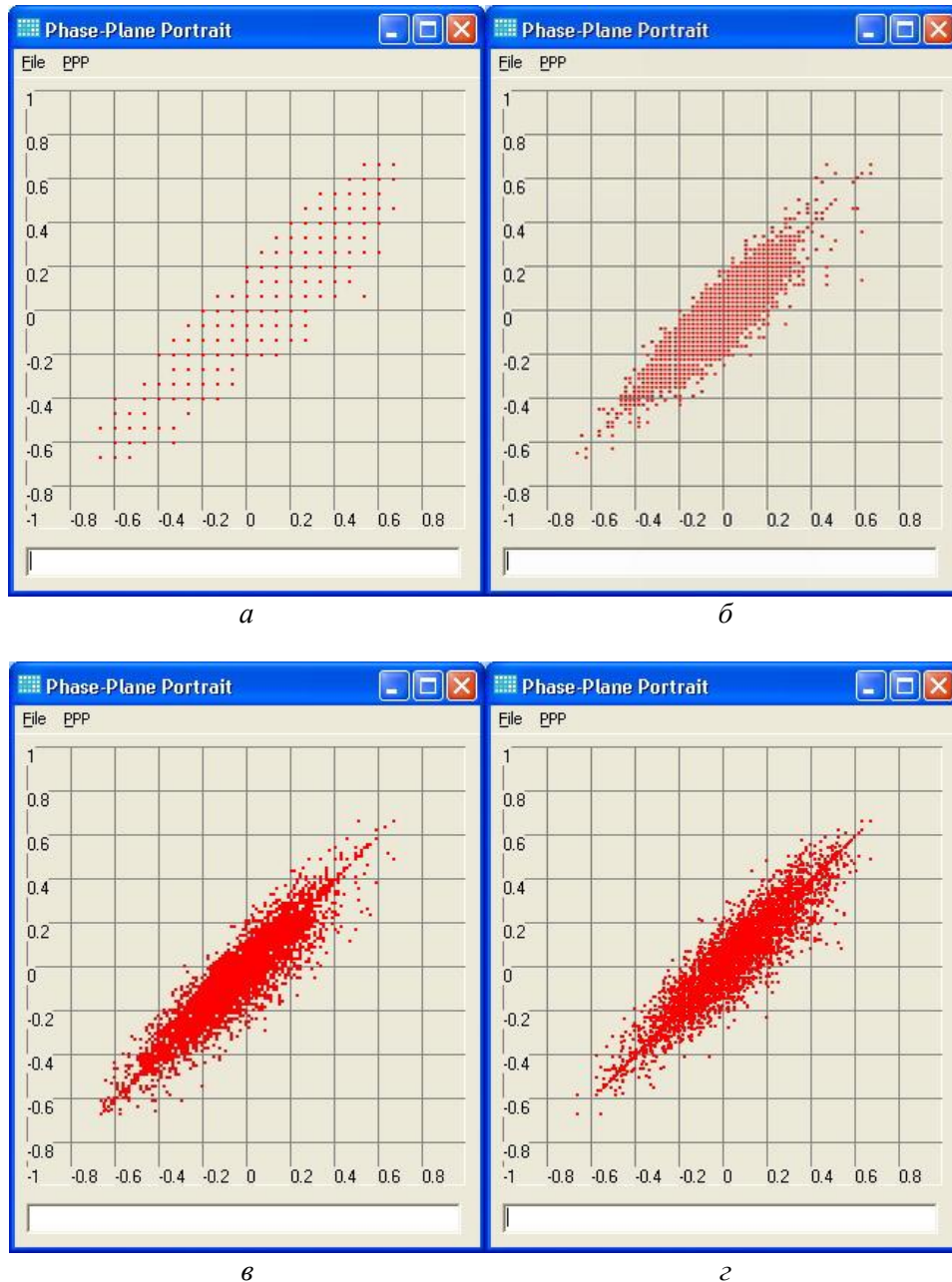
При обработке биоэлектрической информации рассчитывались параметры метода на основе вейвлет-преобразования и спектрального корреляционного метода. Расчет флуктуационного индекса проводился для нормального ($\sigma^{(n)} < 0,5$) и аномального ($\sigma^{(a)} > 0,5$) участков временной реализации биоэлектрического сигнала. Также рассчитывались максимальная частота спектра f , интенсивность спектральных компонент сигнала, имеющих амплитуду не меньше

0,7 от максимальной амплитуды $\sum_{i=1}^n S_i / S_0$ (S_0 — спектральная плотность мощности в полном

диапазоне частот электромиограммы, S_i — спектральная плотность мощности; i — компоненты электромиограммы, $i = 1, \dots, n$; n — число спектральных компонент, имеющих амплитуду не менее 0,7 от максимальной амплитуды).

Достоверность определения параметров определялась методом вариационной статистики. Достоверными при обработке цифровых данных считались результаты при вероятности ошибки $p \leq 0,05$.

Фазовые диаграммы электромиограмм мышцы *biceps brachii*, полученные в состоянии контроля (*a*), при физической нагрузке в 2 кг (*б*), 7 кг (*в*) и 16 кг (*г*) приведены на рисунке.



Фазовые диаграммы интерференционных электромиограмм мышцы *biceps brachii* здорового человека при физической нагрузке мышцы грузом весом 0 кг (контроль) (*a*); 1 кг (*б*); 7 кг (*в*); 16 кг (*г*)

Наблюдается различие в области локализации фазовой диаграммы [6]. При возрастании нагрузки для рассматриваемой мышцы отмечается увеличение площади локализации, что объ-

ясняется возрастанием числа двигательных единиц, взаимодействующих в данном процессе формирования электромиограммы. Приведенные в таблице и рассчитанные методом на основе вейвлет-преобразования флуктуационные параметры показывают возрастание значений показателя $\sigma^{(n)}$ как при использовании в качестве материнского вейвлета Хаара (I), так и WAVE- (II) и МНАТ-вейвлетов (III).

Интересно отметить, что при физической нагрузке в 16 кг появляется флуктуационный индекс $\sigma^{(a)}$, характеризующий аномальное поведение биоэлектрического сигнала. Это может свидетельствовать об изменении функционального состояния изучаемой мышцы в составе периферической нервной системы

Параметры интерференционных поверхностных электромиограмм мышц *Biceps brachii*

Груз, кг	Флуктуационный индекс $\sigma^{(n)}$	Флуктуационный индекс $\sigma^{(a)}$	Спектральная плотность мощности $\sum_{i=1}^n S_i/S_0$	Максимальная частота спектра f , Гц
$N=10$				
Контроль	I — 0,448±0,013	–	0,292±0,02	54,1±2,1
	II — 0,607±0,015	–		
	III — 0,579±0,014	–		
2	I — 0,497±0,020	–	0,292±0,02	48,0±1,9
	II — 0,652±0,019	–		
	III — 0,613±0,017	–		
7	I — 0,539±0,019	–	0,326±0,01	40,8±1,8
	II — 0,691±0,016	–		
	III — 0,639±0,018	–		
16	I — 0,613±0,019	I — 0,623±0,017	0,331±0,01	36,3±1,6
	II — 0,745±0,20	II — 0,778±0,015		
	III — 0,678±0,017	–		

Примечание. Вероятность ошибки $p \leq 0,05$.

Кроме того, при нагрузке свыше 4 кг, как показывают проведенные нами исследования, значения флуктуационного индекса $\sigma^{(n)}$, превышают уровень в 0,5, что подтверждает возрастание степени хаотичности исследуемого биоэлектрического сигнала. Это связано с появлением эффекта усталости мышцы при таком увеличении физической нагрузки. Отмечается также изменение показателей, рассчитанных спектральным корреляционным методом анализа. Максимальная частота в спектре f уменьшается почти на 49%, по отношению к контролю, в то время как спектральная плотность мощности компонент по уровню $0,7 \sum_{i=1}^n S_i/S_0$ возрастает на 13%.

Таким образом, получены качественные (фазовые портреты) и количественные показатели (флуктуационные индексы) интерференционных электромиограмм как биоэлектрических сигналов, которые позволяют охарактеризовать состояние отображаемых ими систем в динамике.

Заключение

Уровень развития информационных технологий позволяет решать сложный этап анализа биоэлектрических сигналов. Использование методологии вейвлет-преобразования дает возможность объективного анализа биоэлектрических сигналов, отображающих процессы функционирования систем организма, что в данной работе реализуется в разработанной нами информационно-измерительной системе. В статье на примере обработки и анализа интерференционных электромиограмм производится анализ биоэлектрических сигналов в динамике при изменении физической нагрузки на определенные группы мышц. Полученные количественные показатели в виде флуктуационных индексов, характеризующих нормальную и аномальную

компоненты участков временной реализации биоэлектрического сигнала, дают возможность выявить моменты изменения режима функционирования изучаемой системы.

Результаты данной работы представляют интерес для разработчиков автоматизированной аппаратуры при мониторинге не только биоэлектрических, но и других нестационарных сигналов.

NONLINEAR ANALYSIS OF THE ELECTROENVELOPES BASED ON WAVELET TRANSFORMATION

A.V. SIDORENKO, A.P. SELITSKYI

Abstract

The peculiarities of processing the bioelectric signals as nonstationary ones, reflecting the activities of definite muscles of human organism, are analyzed using the analysis method based on the wavelet transformation of the irradiated signals and traditional spectral correlation method. Bioelectric signals are analyzed in dynamics under the dozed load. The form and localization region of a dynamic system is visually evaluated in the process of constructing the phase diagrams. The obtained quantitative parameters - fluctuation indices – provide information about the normal and abnormal components in time realization of the signals making it possible to reveal the moments when the functional regimes of the investigated system are changed. The derived results may be used for the diagnosis purposes and for monitoring the nonstationary state signals of different systems.

Литература

1. *Николаев С.Г.* Практикум по клинической электромиографии. Иваново, 2001.
2. *Команцев В.Н., Заболотных В.А.* Методические основы клинической электромиографии. СПб., 2001.
3. *Осипов А.Н., Сеньковский К.Г., Ходулев В.И.* // Инж. вестник. 2005. № 1. С. 58–62.
4. *Осипов А.Н., Давыдов М.В.* // Докл. БГУИР. 2005. № 3. С. 53–58.
5. *Сидоренко А.В.* Методы информационного анализа биоэлектрических сигналов. Минск, 2003.
6. *Сидоренко А.В., Ходулев В.И., Селицкий А.П.* // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2006. № 11. С. 53–60.
7. *Яковлев А.Н.* Основы вейвлет-преобразования сигналов. М., 2003.
8. *Дьяконов В.П.* Вейвлеты. От теории к практике. М., 2002.
9. *Воробьев В.И., Грибунин В.Г.* Теория и практика вейвлет-преобразования. СПб., 1999.
10. *Добеши И.* Десять лекций по вейвлетам. М.; Ижевск, 2001.
11. *Hwa R.C.* // Nonlinear Phenomena in Complex Systems. 2000. Vol. 3, N 1. P. 93–98.
12. *Малинецкий Г.Г., Потапов А.Б.* Современные проблемы нелинейной динамики. М., 2000.
13. *Сидоренко А.В.* // Весці НАН Беларусі. Сер. мед.-біал. навук. 2002. № 1. С. 23–29.