

УДК 577.3: 612.65:621.391

НЕЛИНЕЙНЫЙ АНАЛИЗ ЭЛЕКТРОМИОГРАММ ПРИ ДЕЙСТВИИ ДОЗИРОВАННОЙ ФИЗИЧЕСКОЙ НАРУЗКИ, КОФЕИНА И L-КАРНИТИНА

А.В. СИДОРЕНКО

Белорусский государственный университет,
Независимости, 4, 220050, Минск, Беларусь

Поступила в редакцию 1 ноября 2012

Анализируются интерференционные поверхностные электромиограммы, отображающие деятельность периферической нервной системы. Использование метода задержанной координаты дает возможность объективного анализа электромиограмм, что реализуется в разработанном нами информационно-измерительном комплексе. Проводится анализ интерференционных электромиограмм дельтовидной мышцы в динамике при действии дозированной физической нагрузки, нагрузки и кофеина, нагрузки и препарата L-карнитина. Полученные количественные параметры позволяют получить информацию об активизации периферической нервной системы под влиянием комбинированного действия на организм дозированной физической нагрузки и кофеина, дозированной физической нагрузки и препарата L-карнитина в процессе увеличения нагрузки. Это подтверждается параметрами методов задержанной координаты и спектрального корреляционного анализа.

Ключевые слова: сигналы, обработка, информация, нелинейный анализ, динамика, электромиограмма.

Введение

Современный уровень развития телекоммуникационных информационных технологий способствует инновационному развитию биологии и медицины. Возрастает необходимость в разработке средств регистрации, диагностики и лечения на основе использования методов и средств обработки и анализа биоэлектрических сигналов, позволяющих адекватным образом отразить динамику происходящих в организме процессов. Автоматизированные системы обработки и анализа биоэлектрической информации требуют разработки новых и адаптации существующих алгоритмов [1, 2]. Для биоэлектрических сигналов, в отличие от сигналов, применяемых в радиотехнике, характерным является наличие шумов, свойственных живым системам. Это усложняет обработку исследуемой биоэлектрической информации.

Существенное значение в организме человека отводится нервномышечной системе, функциональное состояние которой определяется ее биоэлектрической активностью, регистрируемой в виде электромиограмм. Интерференционная поверхностная электромиограмма, например, 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.

Традиционно используемые для анализа электромиограмм методы, основанные на преобразовании Фурье, рассматривают сигналы, как стационарные [3]. Применение методов нелинейной динамики, включая метод задержанной координаты, дает возможность с позиций сверхширокополосных сигналов охарактеризовать особенности биоэлектрических сигналов. В наших работах показано успешное применение метода задержанной координаты для обработки и анализа электроэнцефалограмм, электромиограмм [2, 4, 5]. При использовании метода задержанной координаты на основе анализа временной реализации биоэлектрического сигнала, зависящего от од-

ной переменной, производится восстановление динамической системы в фазовом пространстве. Динамическая система при этом характеризуется двумя параметрами: корреляционной размерностью и энтропией Колмогорова. Следует отметить, что использование фармакологических или стимулирующих препаратов в процессе проведения лечебных процедур или спортивных тренировок может оказаться недостаточно эффективным, что требует установления результата совместного воздействия дозированных физических нагрузок, стимулирующих препаратов для мониторинга постоянно происходящих в организме изменений.

Целью работы является изучение и анализ методами нелинейной динамики интерференционных поверхностных электромиограмм здоровых лиц при дозированной физической нагрузке, действии на организм кофеина и L-карнитина.

Теоретический анализ метода задержанной координаты

Для обработки и анализа интерференционных электромиограмм в работе применяется один из методов нелинейной динамики – метод задержанной координаты. Методология реализации метода задержанной координаты для анализа сигналов, и, прежде всего, нестационарных, требует применения автоматизированных информационно-измерительных систем, что и реализуется в данной работе.

Электромиограмма, как биоэлектрический сигнал, относится к классу нестационарных сигналов. Предлагаемый для анализа электромиограмм метод задержанной координаты позволяет выявить свойственные таким сигналам нелинейности [2].

Электромиограмма представляется в виде временной реализации регистрируемого потенциала

$$x_1, x_2, \dots, x_N \quad (1)$$

где $x_n = x(n\tau)$, τ – время выборки, n – целое число.

Основными параметрами, характеризующими динамическую систему, восстанавливаемую на основе одномерной временной реализации в виде электромиограммы, являются корреляционная размерность d и энтропия Колмогорова E . Согласно предложенного в работе [6] алгоритма, корреляционная размерность d определяется

$$d = \lim_{r \rightarrow 0} [\lg C_m(r) / \lg r], \quad (2)$$

где $C_m(r)$ – корреляционный интеграл, r – размер ячейки разбиения или коэффициент подобия.

Определение корреляционного интеграла производится из выражения

$$C_m(r) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{N^2} \sum_{i,j=1}^N \theta(r - |\bar{x}_i - \bar{x}_j|), \quad (3)$$

где $\theta = 0$, при $t \leq 0$, $\theta = 0,5$ при $t = 0$, $\theta = 1$ при $t \geq 0$,

θ – функция Хевисайда, N – число точек, используемых для оценки размерности.

Энтропия Колмогорова K определяется

$$K = \lim_{r \rightarrow 0} \lim_{\tau \rightarrow 0} \frac{1}{\tau} \lg [C_m(r) / C_{m+1}(r)]. \quad (4)$$

Для динамических систем, восстанавливаемых из экспериментальных данных, энтропию Колмогорова K следует нормировать на энергию (получаем E), что и реализуется при практической адаптации алгоритма к электромиограммам. Необходимо отметить, что при расчетах информационных показателей: корреляционной размерности d и энтропии Колмогорова E время задержки выбирается равным времени автокорреляции сигнала, что позволяет исключить влияние шумов, свойственных биоэлектрическим сигналам [2].

Таким образом, представлен алгоритм для определения на основе метода задержанной

координаты информационных параметров, корреляционной размерности и энтропии Колмогорова, интерференционных электромиограмм.

Результаты и обсуждение

В процессе проведения экспериментальных исследований обработке и анализу подвергались интерференционные поверхностные электромиограммы, полученные в лабораторных условиях с использованием разработанного нами информационно-измерительного комплекса [2, 4], адаптированного к обработке сигналов, отображающих биоэлектрическую активность мышц.

При выполнении работы проводилась обработка электромиограмм здоровых пациентов ($N = 20$). Обрабатывались электромиограммы дельтовидной мышцы верхней конечности: при дозированных физических нагрузках, определяемых в виде отягощения мышц (грузы – гантели массой от 1 до 7 кг); при действии на организм наряду с дозированной физической нагрузкой кофеина (в дозе 1 мг/кг, перорально) и L-карнитина (в дозе 30 мг/кг в сутки в течение семи суток, перорально). Выбор в качестве внешнего фактора кофеина обоснован его стимулирующим действием на центральную нервную и, возможно, нервномышечную системы организма [7]. Препарат L-карнитин принимает активное участие в процессах энергообмена в организме и в процессах, обеспечивающих двигательную активность [8]. При использовании метода задержанной координаты на основе анализа временной реализации биоэлектрического сигнала, зависящего от одной переменной, производится восстановление динамической системы в фазовом пространстве. Динамическая система при этом характеризуется двумя параметрами: корреляционной размерностью и энтропией Колмогорова. Указанные параметры поверхностных электромиограмм при воздействии нагрузки и кофеина, нагрузки и препарата L-карнитина изменяются по сравнению с контролем, в качестве которого используются данные, обусловленные действием только физической нагрузки.

Для более полной характеристики исследуемых процессов параллельно производились обработка и анализ этих же электромиограмм спектральным корреляционным методом. Рассчитывались параметры метода задержанной координаты и спектрального корреляционного метода: корреляционная размерность d , энтропия Колмогорова E , спектральная плотность мощности компонент сигнала, имеющих амплитуду не менее 0,7 от максимальной амплитуды

$$\sum_{i=1}^n \frac{S_i}{S_0} \quad (S_0 - \text{спектральная плотность мощности в полном диапазоне частот электромиограммы,}$$

S_i – спектральная плотность мощности i – компоненты электромиограммы, $i = 1, \dots, n$ – число спектральных компонент, имеющих амплитуду не менее 0,7 от максимальной амплитуды). Достоверность определения параметров метода задержанной координаты подтверждается на основе дискриминационной статистики при использовании суррогатных данных.

Фрагменты интерференционных поверхностных электромиограмм дельтовидной мышцы при действии грузов в 2 и 7 кг, этих же грузов и кофеина, грузов и L-карнитина приведены на рисунке.

Параметры исследуемых интерференционных электромиограмм дельтовидной мышцы, рассчитанные методом задержанной координаты и спектральным корреляционным методом, приведены в таблице.

Из анализа показателей нелинейной динамики интерференционных поверхностных электромиограмм, приведенных в таблице, видно, что при отягощении дельтовидной мышцы от 2 до 7 кг корреляционная размерность d практически остается постоянной (изменения происходят в пределах погрешности определения). Энтропия Колмогорова E , являясь более информативным показателем, с увеличением физической нагрузки от 2 кг до 4 кг и 7 кг возрастает, соответственно, в три раза и снижается на 76,2 %. Сравнительный анализ с показателями корреляционной размерности d при совместном действии дозированной физической нагрузки и кофеина, а также дозированной физической нагрузки и L-карнитина показывает, что указанный параметр остается практически постоянным. Значения энтропии Колмогорова E при действии физической нагрузки в 2 кг и кофеина увеличиваются на 77,2 %.



Фрагменты электромиограмм, записанных с дельтовидной мышцы при воздействии на нее физической нагрузки 2 кг (а) и 7 кг (б); этой же нагрузки и кофеина (в) и (г); этой же нагрузки и L-карнитина (д) и (е)

Параметры поверхностных интерференционных электромиограмм дельтовидной мышцы при действии дозированной физической нагрузки; физической нагрузки и кофеина (в дозе 1 мг/кг, перорально); физической нагрузки и L-карнитина (в дозе 30 мг/кг, в сутки, в течение 7 суток)

Груз, кг	Корреляционная размерность, d	Энтропия Колмогорова, E	Спектральная плотность мощности, $\sum_{i=1}^n \frac{S_i}{S_0}$	Максимальная частота спектра, f , Гц
Физическая нагрузка				
2	$2,521 \pm 0,019$	$(2,02 \pm 0,21) 10^{-4}$	$(3,12 \pm 0,07) 10^{-1}$	$36,6 \pm 4,3$
4	$2,508 \pm 0,018$	$(7,91 \pm 0,24) 10^{-4}$	$(2,89 \pm 0,08) 10^{-1}$	$28,8 \pm 4,7$
7	$2,516 \pm 0,015$	$(4,80 \pm 0,23) 10^{-5}$	$(2,91 \pm 0,09) 10^{-1}$	$29,6 \pm 5,2$
Физическая нагрузка + кофеин				
2	$2,503 \pm 0,006$	$(3,58 \pm 0,24) 10^{-4}$	$(3,17 \pm 0,08) 10^{-1}$	$44,6 \pm 7,0$
4	$2,513 \pm 0,003$	$(4,42 \pm 0,23) 10^{-4}$	$(3,03 \pm 0,07) 10^{-1}$	$39,9 \pm 3,6$
7	$2,504 \pm 0,003$	$(1,00 \pm 0,10) 10^{-5}$	$(2,97 \pm 0,03) 10^{-1}$	$34,9 \pm 1,1$
Физическая нагрузка + L-карнитин				
2	$2,510 \pm 0,008$	$(3,84 \pm 0,14) 10^{-4}$	$(3,03 \pm 0,02) 10^{-1}$	$36,3 \pm 1,2$
4	$2,513 \pm 0,016$	$(1,41 \pm 0,13) 10^{-3}$	$(2,90 \pm 0,01) 10^{-1}$	$36,5 \pm 5,8$
7	$2,510 \pm 0,044$	$(8,66 \pm 0,15) 10^{-3}$	$(2,64 \pm 0,01) 10^{-1}$	$39,9 \pm 7,3$

*вероятность ошибки $p \leq 0,05$

При дальнейшем увеличении нагрузки до 4 кг и 7 кг совместно с действием кофеина происходит снижение энтропии на 44,1 % и 79,1 %, соответственно, по отношению к действию только дозированной физической нагрузки.

Можно сказать, что действие кофеина совместно с увеличением физической нагрузки на мышцы приводит к возрастанию стабильности динамической системы, восстановленной по электромиограмме. Действие же L-карнитина совместно с дозированной физической нагрузкой приводит к возрастанию энтропии, а, значит, снижению стабильности системы. Например, для нагрузки в 2 кг и 4 кг совместно с действием L-карнитина энтропия Колмогорова, соответственно, увеличивается на 90,2 % и 78,2 %.

Что касается спектральной плотности мощности компонент сигнала, имеющих амплитуду не менее 0,7 от максимальной амплитуды, то значения $\sum_{i=1}^n \frac{S_i}{S_0}$ с увеличением отягощения от 2 кг до 7 кг снижаются на 7,3 % и 6,7 %. Действие же физической нагрузки и кофеина приводит к возрастанию параметра $\sum_{i=1}^n \frac{S_i}{S_0}$ с 1,6 % до 4,8 % относительно действия только физической нагрузки. При совместном действии физической нагрузки и L-карнитина происходит снижение параметра $\sum_{i=1}^n \frac{S_i}{S_0}$ от 2,9 % до 9,2 % при увеличении нагрузки от 2 кг до 7 кг. Интерес вызывают вариации максимальной частоты спектра f . При увеличении физической нагрузки от 2 кг до 7 кг происходит снижение указанного параметра на 21,3 % и 19,2 %, соответственно. При совместном действии же физической нагрузки и кофеина наблюдается возрастание максимальной частоты спектра электромиограмм, соответственно, на 21,8 %; 38,5 %; 17,9 %. Действие дозированной физической нагрузки и L-карнитина вызывает увеличение максимальной частоты спектра, начиная с 4 кг нагрузки. При этом, в отличие от совместного действия нагрузки и кофеина, когда с увеличением нагрузки происходит снижение частоты, в данном случае максимальная частота спектра электромиограмм возрастает.

Таким образом, получены количественные информационные показатели интерференционных электромиограмм как биоэлектрических сигналов, которые позволяют охарактеризовать состояние отображаемых ими систем в динамике.

Заключение

Современный уровень развития информационных технологий позволяет решать сложный этап регистрации и анализа биоэлектрических сигналов. Использование методологии задержанной координаты дает возможность объективного анализа биоэлектрических сигналов, отображающих процессы функционирования систем организма, что в данной работе реализуется в разработанном нами информационно-измерительном комплексе. В статье на примере обработки и анализа интерференционных поверхностных электромиограмм методом задержанной координаты производится анализ биоэлектрических сигналов в динамике при действии дозированной физической нагрузки, дозированной физической нагрузки и кофеина, а также дозированной физической нагрузки и L-карнитина на дельтовидную мышцу. Полученные количественные показатели в виде информационных параметров, включая корреляционную размерность и энтропию Колмогорова, дают возможность не только выявить моменты изменения режима функционирования изучаемой системы, но и определить изменения функционального состояния системы, вызываемые действием внешних факторов. Показано, что действие на организм кофеина в сочетании с физической нагрузкой на мышцы приводит к возрастанию стабильности динамической системы, восстановленной по электромиограмме, а действие препарата L-карнитина в комбинации с физической нагрузкой увеличивает нестабильность динамической системы в диапазоне варьирования дозированных физических нагрузок, приведенном в работе. Полученные показатели нелинейной динамики находятся в соответствии со спектральными характеристиками исследуемых электромиограмм.

NONLINEAR ANALYSIS OF ELECTROMYOGRAMS INFLUENCED BY THE GRADUATED PHYSICAL LOAD, CAFFEINE, AND L-CARNITINE

A.V. SIDORENKO

Abstract

The interference surface electromyograms reflecting the activity of peripheral nervous system are analyzed using the delayed coordinate analysis method. Objective analysis of electromyograms is realized with the help of the specially developed information-measuring system, including analysis of interference electromyograms of delta-muscles in dynamics influenced by the graduated physical load, combined physical load and caffeine, combined physical load and L-carnitine. The obtained quantitative parameters provide information about the increasing activity of the peripheral nervous system under the combined effect of the graduated physical load and caffeine or L-carnitine. This fact is supported by dynamics of the parameters of the delayed coordinate and spectral correlation methods.

Список литературы

1. *Исаков Р.В., Кузнецов А.А., Сушкова Л.Т.* Методы и средства обработки информации при оценке функционального состояния организма человека. Владимир, 2006.
2. *Сидоренко А.В.* Методы информационного анализа биоэлектрических сигналов. Минск, 2003.
3. *Команцев В.Н., Заболотных В.В.* Методические основы клинической электромиографии. СПб, 2001.
4. *Сидоренко А.В., Ходулев В.И., Селицкий А.П.* // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2006. № 11. С. 53–60.
5. Сидоренко А.В. // Электроника инфо. 2006. № 8. С. 62–63.
6. Grassberger P., Procaccia I. // Phys. Rev. Lett. 1986. V. 50. P. 483–489.
7. *Wiles J.D., Coleman D., Tegerdine M. et. al.* // J. Sport. Sci. 2006. Vol. 24. P. 1165–1176.
8. *Greig C., Finch K.M., Jones D.A.* // Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol. 1987. Vol. 56. № 4. P. 457–460.