

УДК 615.47: 616.172.7

А.В. СИДОРЕНКО, А.П. СЕЛИЦКИЙ

**АНАЛИЗ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ
ПРИ ДОЗИРОВАННЫХ ФИЗИЧЕСКИХ НАГРУЗКАХ**

It has been inferred that the correlation dimension d and Kolmogorov entropy E were adequate and expressed determined the changes of the human muscles processing influenced by physical loading.

Существующие автоматизированные системы управления и обработки информации ориентированы прежде всего на решение задач анализа сигналов исследуемого объекта [1, 2], в основу обработки которых, как правило, положены стационарность и линейность систем, а обработка информации производится с помощью

Фурье-преобразований. Задача значительно усложняется, если исследуемый динамический объект нелинеен. Необходимо также учитывать, что сложные нелинейные системы одновременно обладают как детерминированными, так и хаотическими динамическими свойствами.

Методы нелинейной динамики, в отличие от традиционных, позволяют выявить структурные особенности сложных сигналов и определить их количественные изменения в процессе функционирования радиолокационных систем [3], систем связи [4], турбокомпрессоров [5]. В работе [5], к примеру, показано, что параметры такой методологии можно использовать при распространении ударных волн в процессе работы турбокомпрессора. Однако в применении к объектам биофизики подобная задача практически не решалась [6].

Традиционно анализ электромиограмм проводился спектральным [7] и турн-амплитудным методами [8], что не всегда позволяет выявить влияние факторов, вызывающих нестационарность колебаний. Если амплитуда пика сигнала превышает амплитуду выбранного порогового значения, после которого происходит изменение направления сигнала, такое изменение называется турном. Турн-амплитудный анализ позволяет оценить количество значимых пиковых потенциалов электромиограммы и их амплитуду.

Цель работы - установление параметров, адекватно определяющих изменение состояния биофизических объектов, характеризующихся одновременно периодической и хаотической реакцией на внешнее воздействие.

В качестве объекта исследований были использованы электромиограммы, сложные биоэлектрические сигналы, отображающие процессы функционирования нервно-мышечной системы организма; внешнее воздействие - дозированная физическая нагрузка.

Материал и методика

Обрабатывались и анализировались интерференционные поверхностные электромиограммы 10 здоровых человек, представляющие собой совокупность потенциалов действия мышечных волокон, электрическая активность которых регистрируется с помощью поверхностных электродов. Биоэлектрические сигналы регистрировались в лабораторных условиях разработанным нами информационно-измерительным комплексом [9]. Дозированная физическая нагрузка групп мышц обеспечивалась набором грузов от 1 до 16 кг.

Для анализа сигналов применяется метод задержанной координаты [10]. С целью адаптации алгоритма данного метода относительно интерференционных поверхностных электромиограмм нами разработано программное обеспечение [9]. В основе алгоритма лежит представление о том, что временной ряд, определяемый зарегистрированным электромиографическим сигналом, зависящим от одной переменной (времени), является одномерной проекцией фазовой траектории порождаемой этим сигналом динамической системы. Система характеризуется двумя параметрами: корреляционной размерностью d и энтропией Колмогорова E : первый описывает степень сложности системы, второй характеризует ее стабильность, которая определяется степенью расходимости фазовых траекторий в фазовом пространстве. Кроме этого, используется построение фазовых диаграмм исследуемых электромиограмм [11]. Происходящие в мышцах процессы анализируются спектральным корреляционным методом [7].

При обработке электромиографических сигналов рассчитывались параметры метода задержанной координаты и спектрального корреляционного метода: d , E , спектральная плотность мощности компонент сигнала с амплитудой не менее 0,7

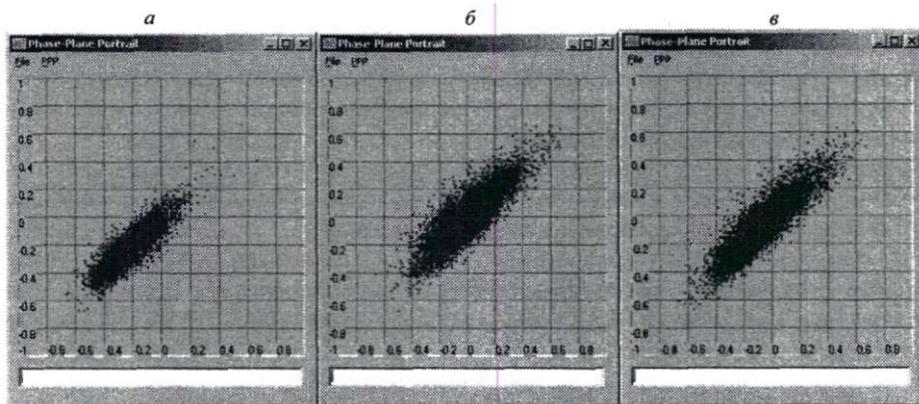
от максимальной амплитуды $\sum_{i=1}^n \frac{S_i}{S_0}$ (S_0 - спектральная плотность мощности в полном диапазоне частот электромиограммы, S_i - спектральная плотность мощности i -й компоненты электромиограммы, $i = 1, \dots, n$ - число спектральных компонент с

амплитудой не менее 0,7 от максимальной амплитуды), максимальная частота спектра f [11].

Результаты и их обсуждение

Результаты исследований представлены для интерференционных поверхностных электромиограмм двух типов мышц 10 здоровых человек.

Из фазовых диаграмм (рисунок), полученных при обработке поверхностных электромиограмм групп мышц *biceps brachii*, следует, что с увеличением дозированной нагрузки в пределах от 1 кг (см. рис. а) до 7 кг (см. рис. б) происходит возрастание области заполнения диаграммы. При дальнейшем увеличении нагрузки до 16 кг (см. рис. в) происходит качественное изменение формы локализации фазовой диаграммы в сторону снижения занимаемой площади. Иными словами, имеет место качественное изменение, что, по-видимому, можно объяснить проявлением эффекта усталости указанной группы мышц.



Фазовые диаграммы интерференционных поверхностных электромиограмм групп мышц *biceps brachii* здорового человека при физической нагрузке 1 кг (а), 7 кг (б) и 16 кг (в)

Из данных таблицы видно, что с возрастанием физической нагрузки на исследуемую группу мышц *biceps brachii* до 16 кг корреляционная размерность анализируемых электромиограмм снижается на 2,8 %, в 1,7 раза уменьшается и значение энтропии Колмогорова. Таким образом, фиксируется переход динамической системы в более стабильное состояние с меньшим числом степеней свободы. Это позволяет экспрессно охарактеризовать и получить количественную меру степени усталости мышцы.

Из таблицы также следует, что значения параметров интерференционных поверхностных электромиограмм, полученных спектральным корреляционным методом, снижаются: в частности, спектральной плотности мощности компонент сигнала с амплитудой не менее 0,7 от максимальной амплитуды в 1,4 раза, максимальной частоты спектра соответственно в 1,5 раза при возрастании физической нагрузки до 16 кг.

Параметры интерференционных поверхностных электромиограмм групп мышц

Груз, кг	d	E	$\sum_{i=1}^n \frac{S_i}{S_0}$	$f, \text{Гц}$
<i>Biceps brachii</i>				
Контроль	2,6421±0,082	0,00743*±0,002	0,09863±0,02	54,1±2,1
1	2,6266±0,079	0,00693±0,002	0,09526±0,02	48,0±1,9
7	2,6200±0,076	0,00572±0,002	0,0912±0,01	40,8*±1,8
16	2,5543±0,083	0,00437*±0,002	0,07245±0,01	36,3±1,6
<i>Triceps musculus</i>				
Контроль	2,6119±0,077	0,02481±0,002	0,0700±0,01	101,3±3,1
1	2,5952±0,061	0,0193±0,002	0,0585±0,01	73,6±2,3
3	2,5801±0,064	0,0087±0,01	0,0241±0,01	50,1*±2,1
7	2,5524±0,060	0,0074*±0,002	0,0124±0,01	33,4±2,0

*Вероятность ошибки $p \leq 0,05$.

Для группы мышц *triceps musculus* также наблюдается увеличение площади области локализации фазовой диаграммы с увеличением нагрузки до 7 кг.

Приведенные в таблице и рассчитанные методом задержанной координаты показатели аналогичным образом снижаются в процессе возрастания нагрузки. Однако, если значения корреляционной размерности уменьшаются практически на ту же величину (2,3 %) при возрастании нагрузки до 7 кг, то энтропия Колмогорова снижается в 3,3 раза, т. е. величины d и E адекватно определяют состояние мышц при физической нагрузке.

Снижаются также показатели, рассчитанные спектральным корреляционным методом анализа (см. таблицу). Вместе с тем значение f для данной мышцы уменьшается в 3 раза, а $\sum_{i=1}^n \frac{S_i}{S_0}$ - почти в 6 раз.

Различия в изменении параметров электромиограмм двух групп мышц *biceps branchii* и *triceps musculus* свидетельствуют о том, что для *triceps musculus* по мере увеличения дозированной физической нагрузки происходит более существенное снижение параметров. Это объясняется участием большего количества двигательных единиц в формировании интерференционной поверхностной электромиограммы второй группы мышц по сравнению с первой.

Таким образом, обнаружено уменьшение корреляционной размерности и энтропии Колмогорова интерференционных поверхностных электромиограмм при увеличении дозированной физической нагрузки на две группы мышц: *biceps branchii* и *triceps musculus*. Нами установлено, что увеличение нагрузки до 16 кг в первом случае и до 7 кг во втором приводит к изменению корреляционной размерности на 3,3 и 2,3 %, а энтропии Колмогорова - в 1,7 и 3,3 раза соответственно.

1. Абламейко С. В., Крючков А. Н. // Информатика. 2004. №4. С. 76.
2. Андриянов А. В., Шпак И. И. Цифровая обработка информации в измерительных приборах системах. МН., 1987.
3. Потапов А. А. Фракталы в радиофизике и радиолокации. М., 2002.
4. Дмитриев А. С., Панас А. И. Динамический хаос - новые носители информации для систем связи. М., 2002.
5. Крот А. М. // Информатика. 2005. №4. С. 5.
6. Сидоренко А. В. Методы информационного анализа биоэлектрических сигналов. Мн., 2003. 7. Андреева Е. А., Хуторская О. Е. Спектральный метод анализа электрической активности мышц. М., 1987.
8. Команцев В. Н., Заболотных В. А. Методические основы клинической электромиографии. СПб., 2001.
9. Сидоренко А. В., Ходулев В. И., Селицкий А. П. // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2005. № 11. С. 53.
10. Сидоренко А. В., Солонович Н. А., Селицкий А. П. // Там же. № 10. С. 65.
11. Grassberger P., Procaccia I. // Phys. Rev. Let. 1983. Vol. 50. № 5. P. 346.

Поступила в редакцию 14.05.07.

Алла Васильевна Сидоренко - доктор технических наук, профессор кафедры физики.
Алексей Петрович Селицкий - аспирант кафедры физики. Научный руководитель - А. В. Сидоренко.