

**ПРОГРАММНОЕ СРЕДСТВО ДЛЯ ГЕОМЕТРИЧЕСКОГО АНАЛИЗА ФАЗОВЫХ
ПОРТРЕТОВ ЭМГ**

Топчий В.С., Шпакович Ю.С.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники
(61166, Харьков, пр. Науки, 14, каф. Биомедицинской инженерии, тел. (057) 702-13-06),
E-mail: yurii.shpakovych@nure.ua

Automated systems for measuring and processing of medical and biological information, using modern software, significantly expand the diagnostic capabilities of modern medicine. This also applies to electromyography - the method of studying the human musculoskeletal system by recording the electrical potentials of the muscles.

The electromyographic signal (EMG signal) is a three-dimensional process, that is, it has a vector that changes its direction in time and space. The construction of the phase portrait of the EMG signal allows us to reconstruct the trajectories of this vector and analyze its nonlinear characteristics. A geometric analysis of the obtained phase portraits will allow to fully characterize the dynamics of the patients' state and carry out the forecast for the future.

Введение. Скелет человека, а именно его кости, суставы, мышцы – составляют систему опорно-двигательного аппарата (ОДА). По распространенности заболевания ОДА находятся на третьем месте после болезней органов кровообращения и пищеварения. В структуре первичной инвалидности они занимают второе место. По временной нетрудоспособности находятся на первом месте. Так как многие из заболеваний ОДА протекают хронически и нередко приводят к полной потере трудоспособности, то их диагностика и лечение является одним из актуальных вопросов современной медицины.

Автоматизированные системы измерения и обработки медико-биологической информации, использующие современные программные средства, существенно расширяют диагностические возможности современной медицины. Это касается и электромиографии – метода исследования ОДА человека посредством регистрации электрических потенциалов мышц. Электромиографические исследования позволяют не только установить характер заболевания, проводить его топическую диагностику, но и объективно контролировать эффективность лечения, прогнозировать время и этапы восстановления.

Электромиографический сигнал (ЭМГ-сигнал) представляет собой объемный процесс, то есть обладает вектором, который меняет свое направление во времени и пространстве. Построение фазового портрета (ФП) ЭМГ-сигнала позволяет восстановить траектории данного вектора и анализировать его нелинейные характеристики. А геометрический анализ полученных ФП позволит в полной мере охарактеризовать динамику состояния пациентов и осуществить прогноз на будущее.

Сущность. Построение фазового портрета ЭМГ позволяет восстановить траектории данного вектора и анализировать его нелинейные характеристики. Для динамических систем общепринятым представлением развития процесса во времени является построение портрета в фазовом пространстве. Фазовый портрет ЭМГ характеризуется аттрактором, то есть множеством точек в фазовом пространстве динамической системы, к которым стремятся траектории системы.

Фазовая плоскость, разбитая на траектории, дает легко обозримый «портрет» системы. Она позволяет сразу охватить всю совокупность возможных движений, отвечающих различным начальным условиям. Существует так называемый «метод задержек», с помощью которого можно реконструировать фазовый портрет системы, информация о которой представлена в виде дискретного ряда значений одной переменной [1].

Пусть исследуемый процесс представлен в виде последовательности значений переменной $x(t)$.

Для восстановления аттрактора используется метод временных задержек, который основан на теореме Такенса. Согласно его теореме, для реконструкции динамической структуры исследуемой системы достаточно длительного наблюдения за изменением лишь одного параметра этой системы. Таким образом, в аттракторе, восстановленном в n -мерное пространство, каждая точка $x(t)$ будет отображаться на точку этого пространства с координатами:

$$(x(t), x(t + \tau), \dots, x(t + (m - 1)\tau)), (1)$$

где m – размерность вложения;
 τ – время задержки.

Размерность вложения m – наименьшая целая размерность пространства, содержащего весь аттрактор. Она соответствует количеству независимых переменных, однозначно определяющему установившееся движение динамической системы.

Задержка τ выбирается равной времени первого пересечения нуля автокорреляционной функции.

АКФ определяется интегралом:

$$K(\tau) = \int_0^{\infty} x(t)x(t + \tau)dt, (2)$$

АКФ показывает связь сигнала с копией самого себя, смещенного на величину τ , называемой временной задержкой или лагом (величина сдвига между рядами наблюдений).

Когда сигнал хаотичен, информация о его истории теряется, то есть $K(\tau)$ при $\tau \rightarrow \infty$, сигнал обнаруживает корреляцию только со своим недавним прошлым.

Другой способ требует вычисления спектра мощности временного ряда, т.е. быстрого преобразования Фурье автокорреляционной функции. Если в спектре мощности присутствуют кратные пики, то задержка τ выбирается равной четверти периода самой высокой из доминирующих частот.

Третий способ основан на вычислении функции задержанной взаимной информации. Функция взаимной информации S определяется следующим образом:

$$S = - \sum_{ij} p_{ij}(\tau) \ln \frac{p_{ij}(\tau)}{p_i p_j}, (3)$$

где p_i – вероятность найти значение временного ряда в i -ом интервале разбиения;
 $p_{ij}(\tau)$ – совместная вероятность того, что наблюдаемая величина попадет в i -ый интервал, а время этого наблюдения далее попадет в j -ый интервал.

Теоретически, это выражение не зависит от размера разбиения и, таким образом, может быть просто сосчитано. Предполагается, что если задержанная взаимная информация имеет минимум в некоторый момент времени τ , то это значение времени может рассматриваться в качестве оптимального значения временной задержки τ [2-4].

В работе исследовались ЭМГ мышц бицепса и передней большеберцовой мышцы.

Исследуемый ЭМГ-сигнал паравертбральной мышцы изображен на рисунке 1. Его ФП – на рисунке 2.

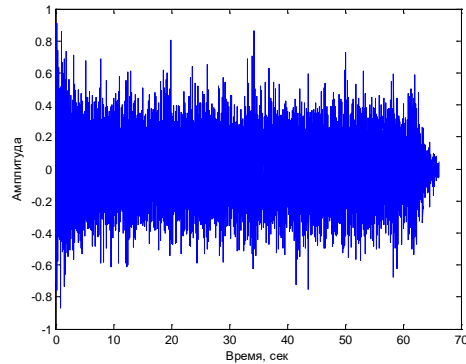


Рис. 1. Исходный ЭМГ-сигнал паравертебральной мышцы

Для построения ФП использовался метод временных задержек. Для того, чтобы определить временную задержку, необходимо было точку пересечения АКФ оси абсцисс.

Временная задержка исследуемого ЭМГ-сигнала: 0,1 с.

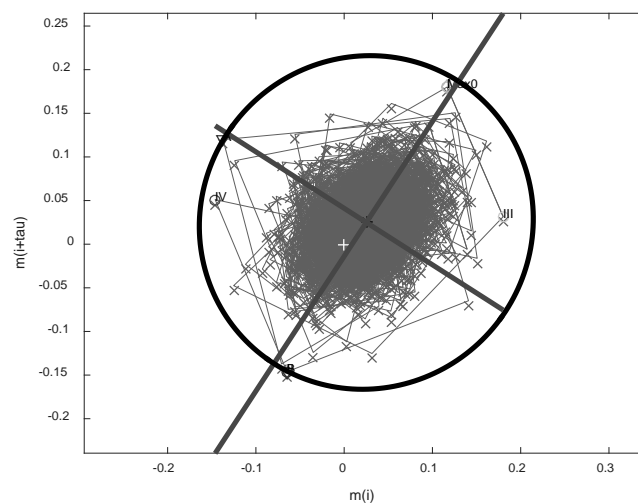


Рис. 2. Фазовый портрет ЭМГ-сигнала паравертебральной мышцы и аппроксимирующий эллипс

В работе был разработан алгоритм построения фазовых портретов ЭМГ и предложена его программная реализация в программной среде MatLab. Исследовались ЭМГ-сигналы паравертебральной мышцы. Для построения их ФП использовался метод временных задержек. Полученные ФП использовались для их геометрического анализа.

Полученные ФП описываются эллипсом (рис. 2), а затем рассчитываются его параметры:

- площадь эллипса;
- размер малой и большой полуосей;
- угол наклона большой полуоси относительно оси абсцисс;
- коэффициент эксцентриситета.

Для построения эллипса определяются две крайние точки:

- с максимальной координатой по оси X: X_{max} ;
- с минимальной координатой по оси X: X_{min} .

При построении эллипса по крайним точкам ФП (рис. 2) часть эллипса охватывает пустое фазовое пространство, что приводит к тому, что величины параметров эллипса несут искаженную информацию о ФП. В связи с этим предлагается строить второй эллипс, захватывающий заданный процент точек ФП (рис. 3).

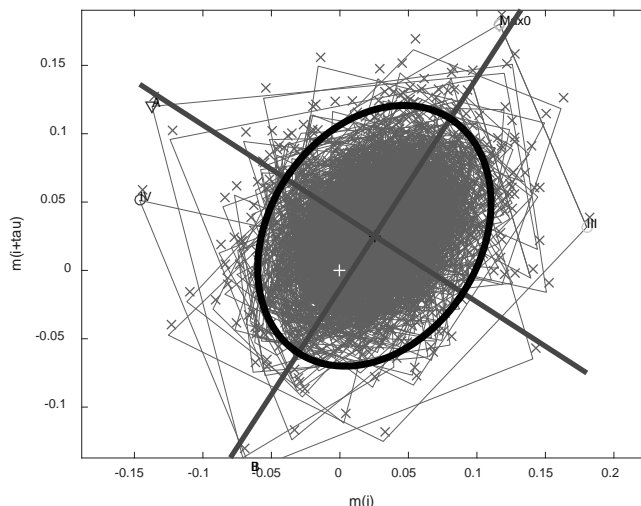


Рис. 3. Фазовый портрет ЭМГ-сигнала паравертебральной мышцы и аппроксимирующий эллипс, охватывающий 99,9% точек

Было исследовано 100 ЭМГ-сигналов, снятых с паравертебральной мышцы, для 4 групп пациентов: А1 – практически здоровые добровольцы без жалоб; А2 – условно здоровые с жалобами на боль в спине; А3 – вертебрологические пациенты; А4 – пациенты, страдающие сколиозом.

Выводы. В работе было разработано программное средство для геометрического анализа фазовых портретов ЭМГ сигналов с целью возможной дальнейшей диагностики состояния опорно-двигательного аппарата человека.

При геометрическом методе анализа ЭМГ полученный ФП аппроксимировался эллипсами, один из которых охватывал все точки фазового портрета, второй – заданный процент точек фазового портрета (исследовались эллипсы, охватывающие 99,9%), а затем производился расчет их параметров: площадь эллипса, размер большой и малой полуосей, коэффициент эксцентриситета, угол наклона большой полуоси относительно оси абсцисс, сдвиг центра эллипса относительно начала координат.

Перспективой работы является дальнейшая проверка математическими методами корреляции значений параметров с диагнозом, полом и возрастом, а также статистический анализ достоверности различия значений параметров в разных группах.

Литература:

1. Данилов Ю.А. Лекции по нелинейной динамике / Ю.А. Данилов. – Москва: КомКнига, 2006. – 208 с.
2. Молевич Н.Е. Нелинейная динамика / Н.Е. Молевич. – Самара: СГАУ, 2007. – 160 с.
3. Магницкий Н.А. Новые методы хаотической динамики / Н.А. Магницкий, С.В. Сидоров. – Москва: Едиториал УРСС, 2004.
4. Методы качественной теории в нелинейной динамике / Л.П. Шильников, А.Л. Шильников, Д.В. Тураев, Л. Чуа. – Москва: ИКИ, 2003. – 428 с.