

ОБЗОР ПАРАМЕТРОВ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКОГО СИГНАЛА В ЗАДАЧАХ УПРАВЛЕНИЯ ПРОТЕЗОМ ПРИ АМПУТАЦИИ ВЫШЕ ЛОКТЯ

© 2019 Ю. Г. Ванькова

*Московский Государственный Технический Университет имени Н. Э. Баумана
(Москва, Россия)*

В статье рассматриваются параметры ЭМГ сигнала в задачах управления протезом при ампутации выше локтя. По методу опорных векторов проведена классификация и выявлен самый информативный параметр.

Ключевые слова: электромиограмма, ЭМГ, протез, классификация, метод опорных векторов.

В России около 15 миллионов человек являются инвалидами. Это примерно 10 % от всего населения страны. Отсутствие верхних конечностей является одной из широко распространенных причин получения инвалидности. Поэтому вопрос качественного протезирования является актуальным, особенно для достижения скрытия косметического дефекта и максимального восстановления функций утраченной верхней конечности. Сложность задачи заключается не только в том, что необходимо создавать легкие и прочные устройства с высоким уровнем миниатюризации отдельных частей, но, главным образом, в принципах построения систем управления.

Основным техническим средством протезирования являются активные биоэлектрические протезы. Принцип работы биоэлектрических протезов основан на регистрации электрических потенциалов с мышц конечности при сокращении, обработке зарегистрированных сигналов, заключающейся в принятии решения о характере и параметрах движения, и передачи соответствующих управляющих команд исполнительному механизму.

Для принятия решения о характере и параметрах движения в последнее время всё чаще используются методы машинного обучения. Но для корректной работы алгоритмов необходим информативный набор параметров, на которых модель обучается.

Выделение существенных параметров является важным методом для извлечения полезной информации, которая скрыта в сигнале поверхностной электромиографии

(ЭМГ), и определения характера и вида движения.

Параметры анализа сигнала ЭМГ можно разделить на три основные группы: во временной области, в частотной области и в частотно-временной области. В этом исследовании была рассмотрена только первая группа параметров, которая определена во временной области.[1]

Параметры во временной области являются легкими в исполнении, потому что не нуждаются в преобразованиях и вычисляются на основе исходного электромиографического сигнала. [2]

Основным недостатком параметров в этой группе является нестационарность сигнала ЭМГ, который изменяет свои статистические свойства с течением времени, поэтому для удобства исследования исходные данные во временной области принимают как стационарный сигнал.

Разнообразие параметров в этой группе может быть обеспечено, если сигнал поверхностной ЭМГ записан посредством динамических движений. Из-за вычислений, основанных на значениях амплитуды сигнала ЭМГ, помехи, получаемые при записи, являются главным недостатком, особенно для функций, которые извлекаются из энергетических параметров.

Однако параметры этой группы также широко используются благодаря их классификационным характеристикам в средах с низким уровнем шума и их меньшей вычислительной сложности по сравнению с функциями в частотной области и частотно-временной области.

В данном исследовании было предложено восемь основных временных параметров [3].

Ванькова Юлия Геннадьевна – Московский Государственный Технический Университет имени Н. Э. Баумана, кафедра «Медико-технический менеджмент», магистр, julia_trofim_95@mail.ru.

Параметры ЭМГ:

1. Интегральный ЭМГ/ Абсолютное интегральное значение амплитуды (ИЭМГ). Integrated EMG (IEMG).

Параметр ИЭМГ определяется как сумма абсолютных значений амплитуды ЭМГ:

$$IEMG = \sum_{i=1}^N |x_i|, \quad (1)$$

где X_i представляет собой значение ЭМГ сигнала в i -ый момент времени, а N – длину ЭМГ сигнала.

2. Простой интегральный квадрат (простой интеграл квадрата амплитуды) Simple square integral (SSI).

Данный параметр учитывает энергию сигнала и представляет собой сумму квадратов значений амплитуды ЭМГ сигнала:

$$SSI = \sum_{i=1}^N x_i^2 \quad (2)$$

3. Абсолютное значение третьей степени. Absolute value of the 3rd temporal moment (TM).

Данный параметр используется в основном для контроля протезов конечности. Этот параметр идет в ход, если разделение классов в абсолютных значениях меньших порядков не дало должного результата:

$$TM3 = \left| \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^3 \right| \quad (3)$$

4. Абсолютное значение четвертой степени. Absolute value of the 4rd temporal moment (TM):

$$TM4 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^4 \quad (4)$$

5. Абсолютное значение пятой степени. Absolute value of the 5rd temporal moment (TM):

$$TM5 = \left| \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^5 \right| \quad (5)$$

6. V-порядок. V-Order (V)

V-порядок (V) является нелинейным детектором, который оценивает силу сокращения мышц m_i . Он определяется из функциональной математической модели генерации сигнала:

$$V = \left(\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^v \right)^{\frac{1}{v}} \quad (6)$$

Экспериментальным путем было установлено, что оптимальное значение параметра v равно 2.

7. Длина волны/амплитуда огибающей (Waveform length)

Длина волны (WL) является мерой сложности ЭМГ сигнала. Он определяется, как кумулятивная длина волны ЭМГ во временном сегменте:

$$WL = \sum_{i=1}^{N-1} |x_{i+1} - x_i| \quad (7)$$

8. Разница абсолютных среднеквадратичных значений (Difference absolute standard deviation value).

Разница абсолютных среднеквадратичных значений (DASDV) – стандартное значение отклонения:

$$DASDV = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} (x_{i+1} - x_i)^2} \quad (8)$$

Данные ЭМГ, которые использовались для этого исследования, были записаны на основе двух мышц-антагонистов, сгибателей и разгибателей. Для апробации алгоритма исследовались 4 вида движений. Здоровому добровольцу-мужчине было предложено выполнить 4 движения верхней конечности: сгибание - разгибание руки в локтевом суставе и сгибание-разгибание руки в запястном суставе. В эксперименте испытуемый выполнял каждое движение 4 раза, делая перерывы на 1-2 секунды.

Для проведения эксперимента и снятия миограммы использовали прибор "Статус-А".

Технические характеристики прибора:

- Полоса от 50 до 450 Гц
- Частота дискретизации 1000 Гц
- Электродная система "Атаманский Коржик"

Полученный сигнал на рисунке 1:

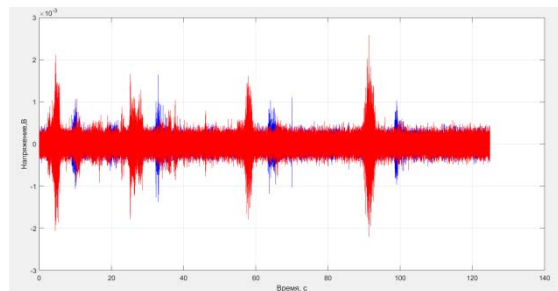


Рисунок 1. Сигнал с мышц-антагонистов.

Сигнал был преобразован по каждому из параметров отдельно для разгибания и отдельно для сгибания. Обработка сигнала проводилась методом «окошка» по 100 элементов, для сглаживания помех, вызванных посторонними шумами и наводками. Для каждого параметра была написана программа на языке Python. Тексты программ представлены в приложении А.

Для устранения последствий расположения (различные амплитуды на каналах) электродов и возможности сравнения и классификации каждый сигнал по каждому параметру был пронормирован относительно значения сигнала в покое.

На рисунке 2 представлен пример пронормированного преобразованного сигнала по формуле 1:

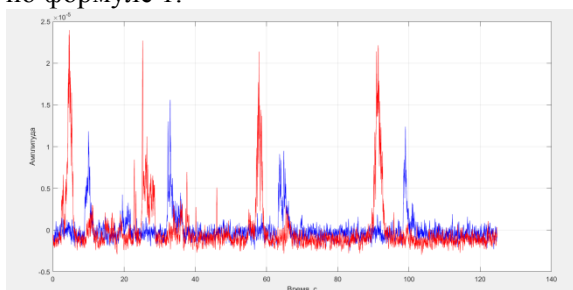


Рисунок 2. Нормированный интегральный ЭМГ (формула 1).

Классификация движений была проведена по Методу опорных Векторов.

Метод опорных векторов (англ. SVM, support vector machine) – набор схожих алгоритмов обучения с учителем, использующихся для задач классификации и регрессионного анализа. Классификация данных – общая задача машинного обучения. Пусть некоторые заданные наблюдения (объекты) принадлежат к одному из двух классов. Задача состоит в том, чтобы определить, к какому классу будут принадлежать новые наблюдения.

Наглядным изображением метода опорных векторов является диаграмма рассеяния.

Диаграмма рассеяния (также точечная диаграмма, англ. scatter plot) – математическая диаграмма, изображающая значения двух переменных в виде точек на декартовой плоскости.

На рисунках 3-10 представлены диаграммы рассеяния по каждому из 8 параметров. канал 1 – мышца-разгибатель, канал 2 – мышца-сгибатель:

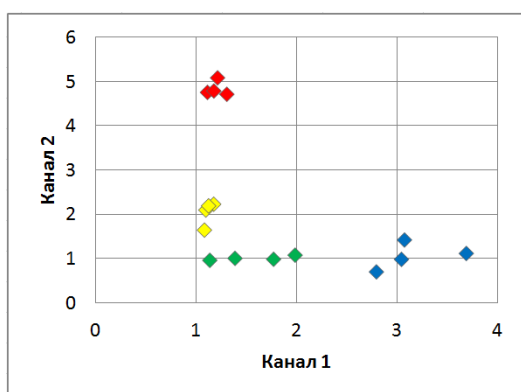


Рисунок 3. «Интегральный ЭМГ».

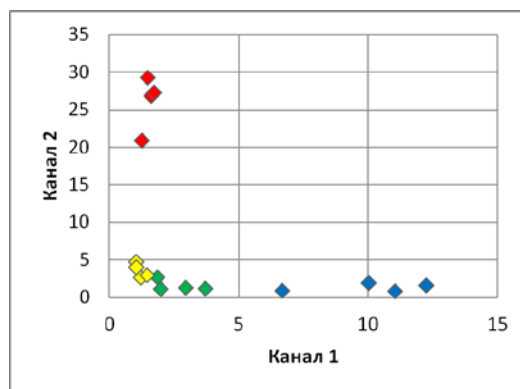


Рисунок 4. «Простой интегральный квадрат».

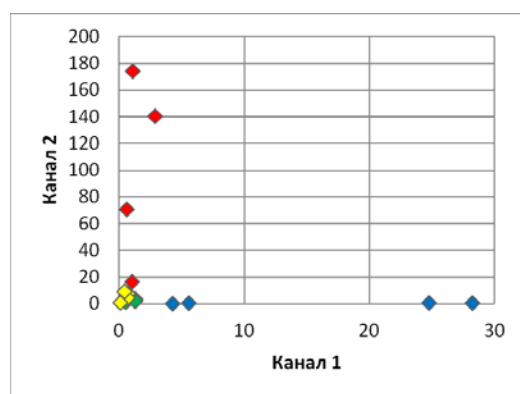


Рисунок 5. «Абсолютное значение третьей степени».

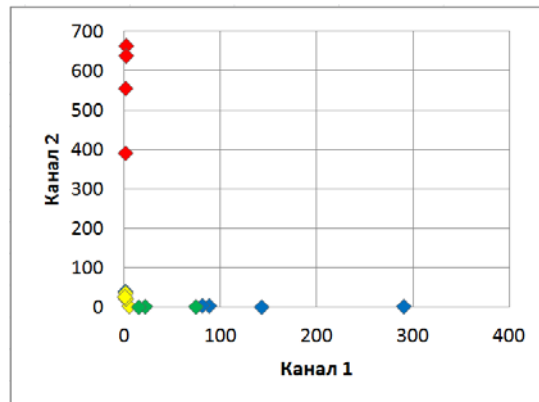


Рисунок 6. «Абсолютное значение четвертой степени».

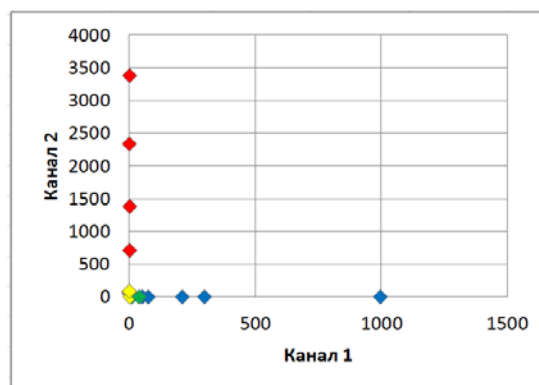


Рисунок 7. «Абсолютное значение пятой степени».

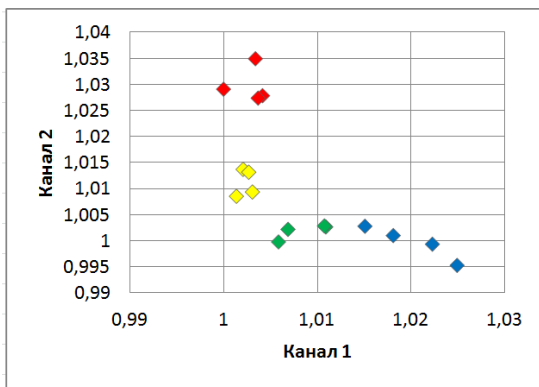


Рисунок 8. «V-порядок».

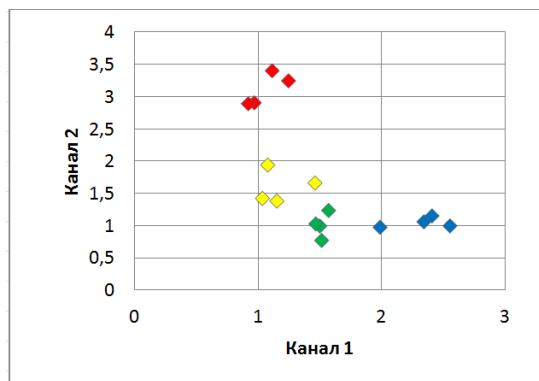


Рисунок 9. «Длина волны».

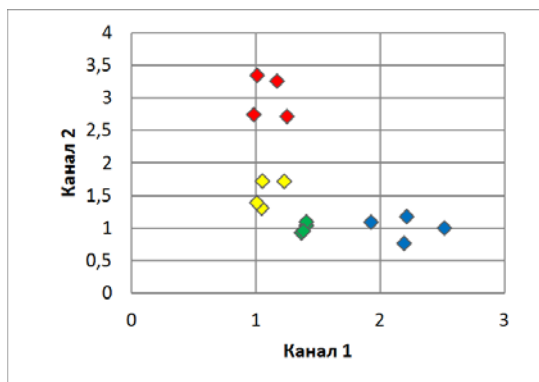


Рисунок 10. «Разница абсолютных средних-квадратичных значений».

Исходя из этих диаграмм, можно сделать вывод, что самым информативным полноценным параметром является «Интегральный ЭМГ», но по всем параметрам можно определить, какое именно движение совершает мышца.

ЛИТЕРАТУРА

1. Kim, K. S. Comparison of k-nearest neighbor, quadratic discriminant and linear discriminant analysis in classification of electromyogram signals based on the wrist-motion directions / K. S. Kim, H. H. Choi, C. S. Moon, & C. W. Mun // *Current Applied Physics*. – 2011. – 11 (3). – pp. 740-745.

2. Phinyomark, A. Investigating longterm effects of feature extraction methods for continuous EMG pattern classification / A. Phinyomark, P. Phukpattaranont, C. Limsaku // *Fluctuation and Noise Letters*. – 2012. – pp. 11-19.

3. Tkach, D. Study of stability of time-domain features for electromyographic pattern recognition / D. Tkach, H. Huang, T. A. Kuiken, // *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. – 2010. – pp. 7-21.

4. Phinyomark, A. Feature reduction and selection for EMG signal classification / A. Phinyomark, P. Phukpattaranont, C. Limsakul, // *Expert Systems with Applications*. – 2012. – pp. 7420-7431.

THE OVERVIEW OF THE FEATURES OF ELECTROMYOGRAPHIC SIGNAL IN THE TASKS OF PROSTHESIS CONTROLLING IN AMPUTATION ABOVE THE ELBOW

© 2019 J. G. Vankova

Moscow State Technical University named after N. E. Bauman (Moscow, Russia)

This article addresses the features of EMG signal in the tasks of prosthesis controlling in amputation above the elbow. According to the support vector machine, the classification was carried out and the most informative parameter was identified.

Key words: electromyogram, EMG, prosthesis, classification, support vector machine.