электронный журнал
МОЛОДЕЖНЫЙ НАУЧНО-ТЕХНИЧЕСКИЙ ВЕСТНИК
Издатель ФГБОУ ВПО "МГТУ им. Н.Э. Баумана". Эл No. ФС77-51038.

УДК 616-77

АЛГОРИТМЫ РАСПОЗНАВАНИЯ ДВИЖЕНИЙ В ЗАДАЧЕ УПРАВЛЕНИЯ БИОПРОТЕЗОМ ПРЕДПЛЕЧЬЯ

***Догадов А.А.**, студент*
Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана,
кафедра «Медико-технические информационные технологии»

***Маркова М.В.**, студент*
Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана,
кафедра «Биомедицинские технические системы»,

Научный руководитель: Кобелев А.В, ассистент
Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана,
кафедра «Медико-технические информационные технологии»
bauman@bmstu.ru

ВВЕДЕНИЕ

Согласно официальной статистике, в России сейчас около 10 млн. инвалидов, что составляет примерно 7% от всего населения. Одной из причин инвалидности являются ампутации конечностей. В России число ежегодных операций ампутации колеблется от 30 до 40 тысяч в год, 9% из них - ампутации верхних конечностей.

Существует несколько типов протезов верхних конечностей: косметические, механические и биоэлектрические, но лишь последние могут восстановить функции утраченной конечности.

Основным недостатком выпускаемых протезов предплечья, использующих сигнал электромиограммы в качестве управляющего, является неестественность происхождения управляющих сигналов, то есть для реализации одного движения (например, схвата) инвалид должен совершить иное движение (сгибание в лучезапястном суставе). Различные виды схвата реализуются комбинациями движений сгиб/разгибание.

Очевидно, что описанная выше проблема может доставлять инвалиду неудобства в процессе эксплуатации протеза и увеличить срок обучения управлению устройством. Таким образом, необходимо разработать протез, обладающий системой нативного управления.

В данной работе будет рассмотрена задача разработки системы нативного управления протезом предплечья, посредством сигнала многоканальной электромиограммы (ЭМГ).

АЛГОРИТМ РАСПОЗНАВАНИЯ ДВИЖЕНИЙ СХВАТ И РАСКРЫТИЕ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ДВУХКАНАЛЬНОЙ ЭЛЕКТРОМИОГРАММЫ

Управляющим сигналом является сигнал электромиограммы, так как он крайне информативен и позволяет судить о таких параметрах движения, как продолжительность, скорость и сила.

В качестве исследуемого движения выбрано движение схват/раскрытие кисти, так как данная функция протеза является наиболее востребованной, а зачастую и единственной реализуемой функцией протеза.

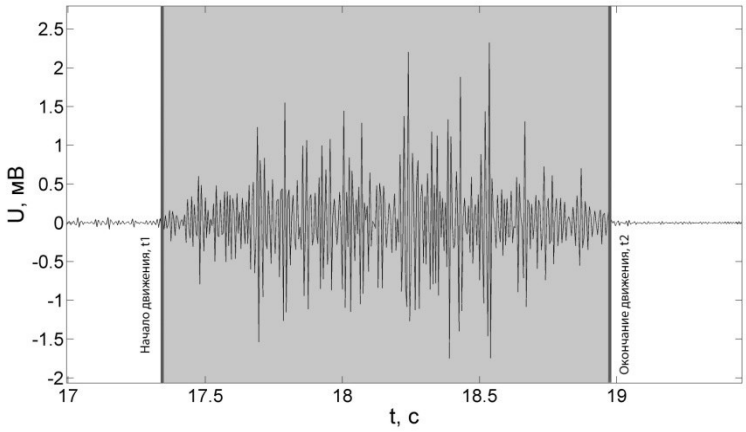

Рис. 1. Пример сигнала миограммы. Моменты начала и окончания движения хорошо различимы относительно сигнала в покое.

Для определения степени схвата/раскрытия кисти был разработан алгоритм в среде “Matlab”. Первоначально записывается сигнал в покое и вычисляется его СКО *S*. После того, как СКО в покое вычислено, осуществляется анализ степени схвата/раскрытия. В случае, если начало движения зафиксировано на сгибателе пальцев, движение считается схватом, если на разгибателе пальцев – раскрытием кисти. Если в момент времени *t* было зафиксировано начало движения одновременно на мышцах разгибателе и сгибателе, то движение считается схватом, в случае если амплитуда огибающей ЭМГ на поверхностном сгибателе пальцев выше, чем на разгибателе пальцев. Иначе, движение считается раскрытием. Под моментом начала движения t_1 понимается момент времени, в который

СКО, рассчитываемое по выборке из 19 последовательных мгновенных значений ЭМГ, превысит уровень *3S.* Моментом окончания движения считается момент времени t_2, в который СКО, рассчитанное по выборке из 19 последовательных мгновенных значений ЭМГ будет ниже уровня *3S.*

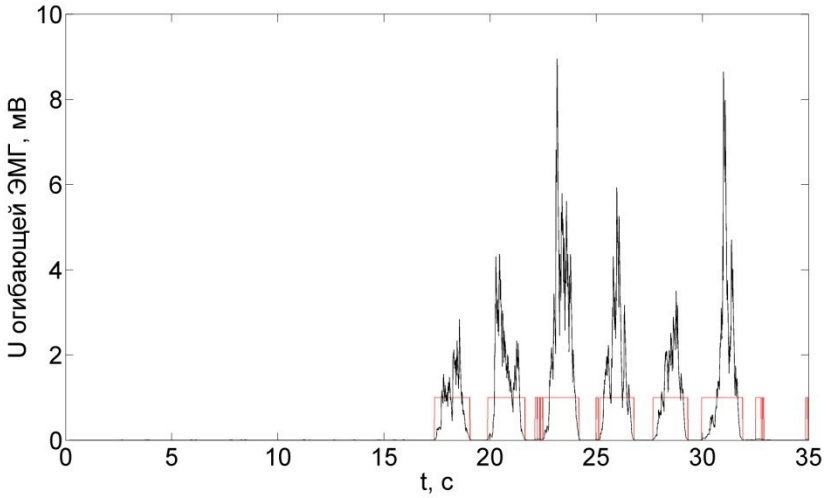

Рис. 2. Огибающая сигнала миограммы и определение моментов начала и окончания движения

Огибающая рассчитывается путем применения фильтра взвешенного скользящего среднего к возведенному в квадрат сигналу ЭМГ:

$$y(n) = \sum_{k=1}^{M} \left(x(n-k+1)\right)^2 (M-k+1),$$

где *y(n)* – огибающая; *x(n)* – сигнал ЭМГ; *M* – число, зависящее от частоты дискретизации[2].

Разработанный алгоритм управления движением схват/раскрытие кисти биоэлектрического протеза предплечья использует всего 2 электромиографических канала для своей работы. Алгоритм делает возможным осуществление движения схват/отпускание естественным для инвалида образом.

Для проверки возможности использования в качестве признака начала движения превышения СКО сигнала электромиограммы порогового уровня, равного трем СКО электромиограммы в покое, были исследованы три сигнала, записанные у одного испытуемого в покое, при слабом схвате и сильном схвате. Сигналы были зарегистрированы с частотой дискретизации 200 Гц.

Зарегистрированные сигналы изучались в частотных диапазонах [5;35] Гц, [15;45] Гц, [25;55] Гц, [35;65] Гц, [45;75] Гц, [55;85] Гц, [65;95] Гц. В каждом частотном

диапазоне нам было найдено СКО каждого сигнала. По рассчитанному СКО было построено распределение СКО по частотам (рис. 3).

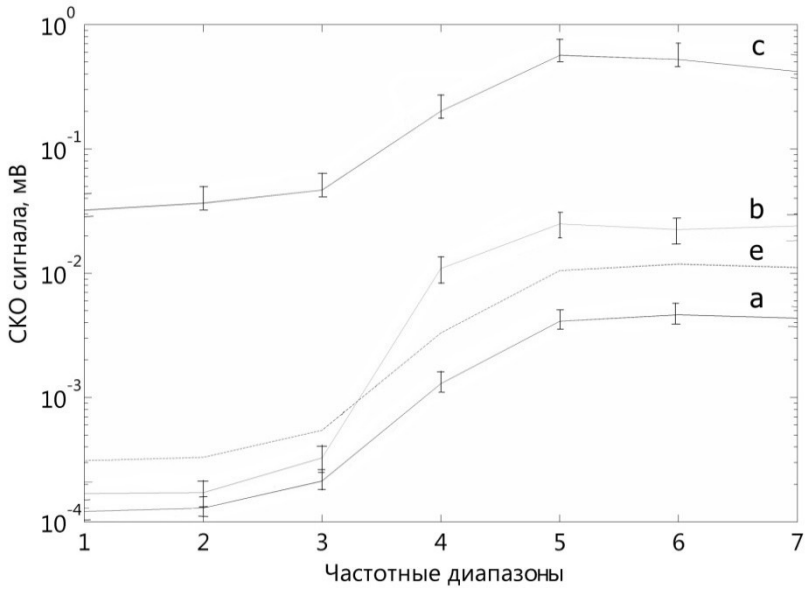

Рис. 3. Распределение СКО по частотам

где 1 соответствует сигналу, прошедшему через фильтр с полосой пропускания [5;35] Гц; 2 – [15;45] Гц; 3 – [25;55] Гц; 4 – [35;65] Гц; 5 – [45;75] Гц; 6 – [55;85] Гц; 7 – [65;95] Гц; a – СКО электромиограммы в покое; b – СКО электромиограммы при слабом схвате; c – СКО электромиограммы при сильном схвате: e – 3 СКО электромиограммы в покое.

Для СКО сигналов был построен доверительный интервал с уровнем доверия 0,9. Из рис. 2 видно, что в области частот, свыше 35 Гц. СКО электромиограммы при слабом схвате не попадает в доверительный интервал СКО электромиограммы в покое. Также для частот в диапазоне свыше 35 Гц. СКО электромиограмм, зарегистрированных при слабом и сильном схвате лежит выше уровня трех СКО электромиограммы, зарегистрированной в покое. Таким образом, подтверждена возможность использования в качестве признака начала движения превышение СКО сигнала электромиограммы порогового уровня, равного трем СКО электромиограммы в покое.

АЛГОРИТМ РАСПОЗНАВАНИЯ НЕСКОЛЬКИХ ДВИЖЕНИЙ

В работе рассматривается подход к распознаванию движений, совершаемых пользователем протеза, посредством нейронных сетей.

Задача заключается в распознавании движений: схват кисти, раскрытие кисти, пронация предплечья, супинация предплечья, флексии кисти, экстензия кисти по многоканальной электромиограмме.

Распознавание движений будет производиться по методу, предложенному Бу, Фукудой и Цудзи[7], основанному на использовании рекуррентной нейронной сети (нейронной сети R-LLGMN), структура которой приведена на рис. 4.

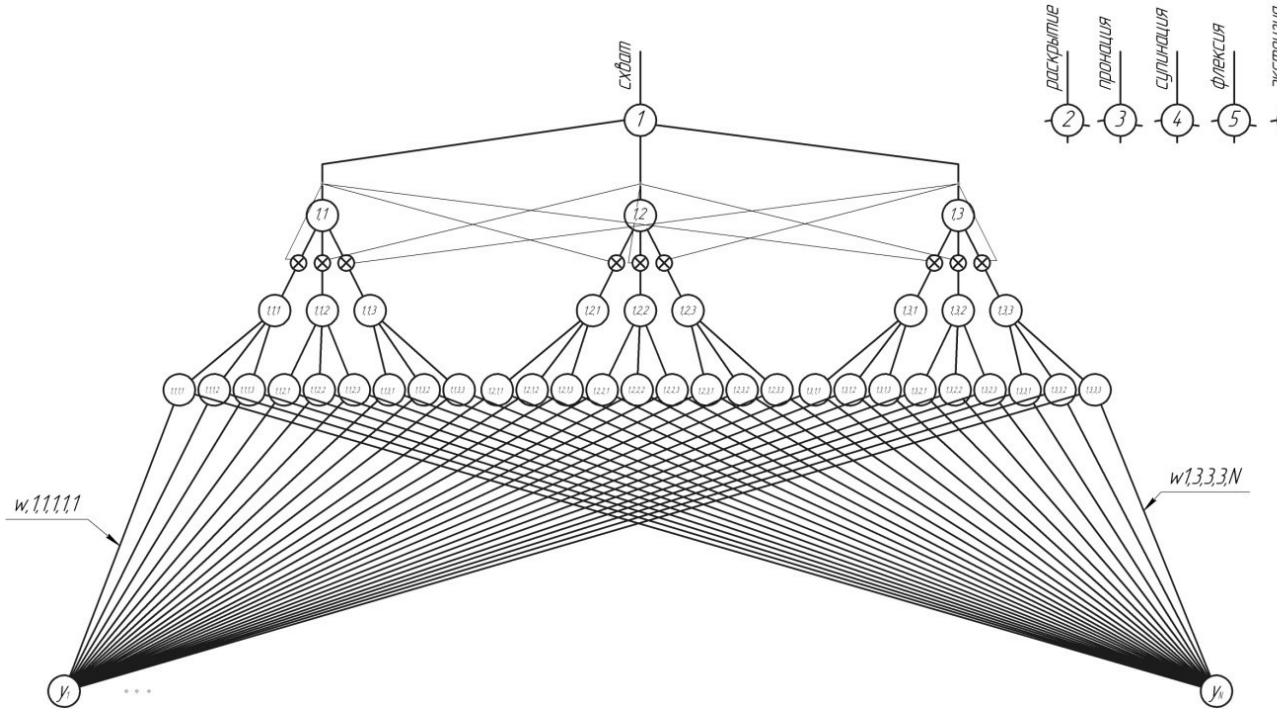

Рис. 4. Структура нейронной сети

На языке Java написана программа для создания, обучения и тестирования перцепторона, имеющего то же число выходов, входов и слоев, что и нейронная сеть R-LLGMN, предложенная в [7].

Данные для обучения представляют собой набор мгновенных значений восьмиканальной электромиограммы, зарегистрированных для схвата, раскрытия, пронации, супинации, флексии и экстензии.

Результатом работы нейронной сети является набор апостериорных вероятностей движений. Для установления факта наличия движения выполняется проверка двух условий:

$$\begin{aligned} &1.\ F(t) > F_{\min}, \\ &2.\ H(t) < H_{\max}, \end{aligned} \qquad (5)$$

где *F(t)* – «информация о силе», показатель суммарного напряжения мышц;

H(t) – энтропия.

UML-диаграмма работы программы на языке Java, реализующей считывание обучающей выборки из текстового файла, обучение и тестирование нейронной сети приведена на рис. 5.

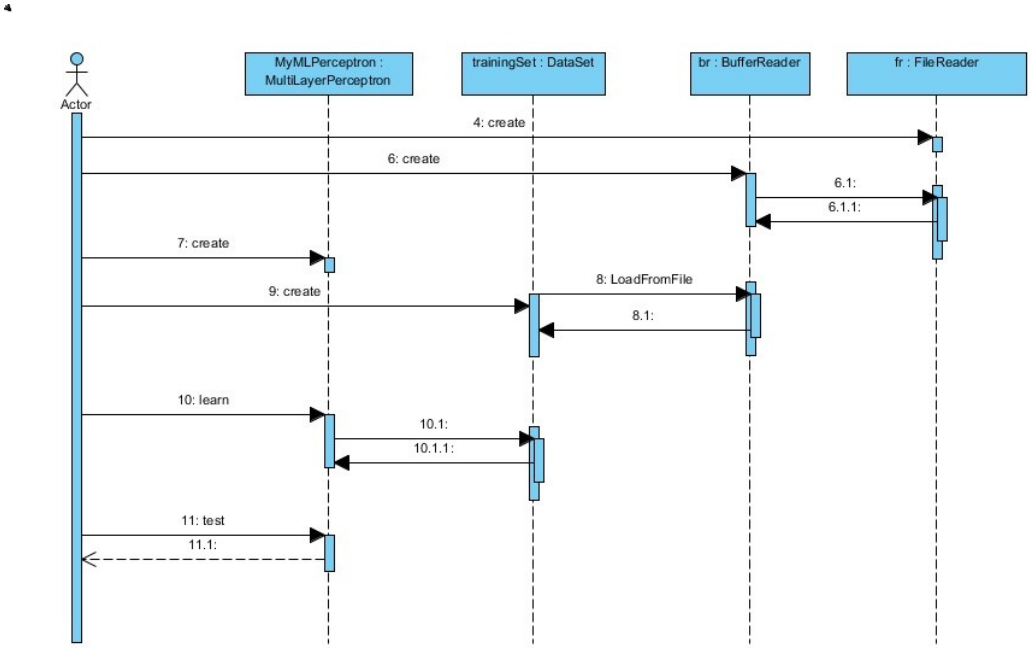

Рис. 5. Диаграмма последовательности

UML-диаграмма деятельности метода discriminate, осуществляющего принятие решение о типе совершаемого движения, приведена на рис. 6.

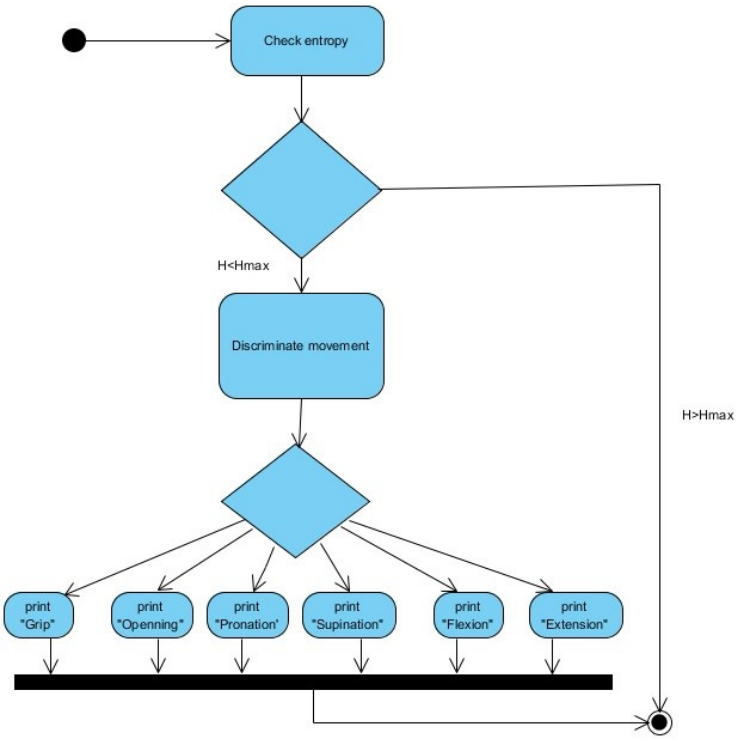

Рис. 6. Диаграмма деятельности метода discriminate

http://sntbul.bmstu.ru/doc/640500.html

В дальнейшем планируется провести обучение и тестирование перцептрона на реальных данных, зарегистрированных на здоровых людях и людях, перенесших ампутацию верхней конечности.

ВЫВОДЫ

В данной работе были разработаны и протестированы алгоритмы распознавания движений. Для случая двухканальной электромиограммы предложен алгоритм распознавания движений схват и раскрытие, а также определения степени схвата и раскрытия по СКО электромиограммы. Была доказана возможность использования СКО как параметра, определяющего моменты начала и окончания движения.

Для случая восьмиканальной электромиограммы была создана нейронная сеть, предназначенная для распознавания движений схват, раскрытие, пронация, супинация, флексия и экстензия, производимых пользователем протеза.

Список литературы

1. Основы физиологии человека. Учебник для высших учебных заведений, в 2-х томах. Под редакцией Б. И. Ткаченко. Спб., 1994 г. Т1 – 567 с., т.2 – 413 с.
2. Р. М. Рангайян. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход. – М.: Физматлит, 2010. – 440 с.
3. В.С. Гурфинкель, В.Б. Малкин, М.Л. Цетлин, А.Ю. Шнейдер. Биоэлектрическое управление. «Наука», 1972
4. S. Day, Important Factors in Surface EMG Measurement, Bortec Biomedical Ltd, Calgary AB, 2005
5. Д. Рутковская, М. Пилиньский, Л. Рутковский. Нейронные сети, нечеткие алгоритмы и нечеткие системы. Перевод с польского И.Д. Рудинского – М.: Горячая линия – Телеком, 2006,– 452 с;
6. В.И. Комашинский, Д.А. Смирнов. Нейронные сети и их применения в системах управления и связи. – М.: Горячая линия – Телеком, 2003,– 94 с;
7. N. Bu, O. Fukuda, T.Tsuji EMG-Based Motion Discrimination Using a Novel Recurrent Neural Network. Journal of Intelligent Information Systems, 21:2, 2003, 113–126