

АНАЛИЗ И ОБРАБОТКА СИГНАЛА ЭЛЕКТРОМИОГРАММЫ

Подкопаева Ольга Алексеевна

магистрант Московского Государственного Технического Университета им. Н.Э Баумана, РФ,
г. Москва

Исследования последних лет свидетельствуют об устойчивой динамике увеличения числа инвалидов. По оценкам, более миллиарда человек, или около 15% населения мира (согласно оценке глобальной численности населения 2010 года), живут с какой-либо формой инвалидности и нуждаются в реабилитации двигательной активности [1].

На сегодняшний день актуальная задача реабилитации людей с нарушениями двигательной активности. На данный момент в реабилитации распространена методика обучения движению. Методика основана на процессе компенсации нарушенных функций организма. В результате нарушения или полной утраты каких-либо функций происходит компенсаторная перестройка, которая включает восстановление и замещение утраченных функций, а также изменение последних, что в свою очередь приводит к полному или частичному восстановлению. В процессе компенсации важную роль играет ЦНС. Изменяется характер связей и взаимодействия между периферической и центральной нервной системой. В процессе реабилитации образующиеся связи меняют характер афферентации. Обучение представляет собой процесс, ассоциирующийся с практикой или прошлым опытом. Обучение происходит в несколько стадий: когнитивная, ассоциативная, и автономная.

Электромиография – это диагностический метод, основанный на регистрации биоэлектрических потенциалов мышц, возникающих в скелетных мышцах во время возбуждения мышечных волокон. Электромиография дает возможность оценить функциональное состояние двигательной системы и определить очаги поражения опорно-двигательного аппарата. Создание электромиографа, отображающего в режиме реального времени сигнал электромиограммы при выполнении пациентом упражнений на специальных тренажерах, позволит значительно ускорить процесс реабилитации [2]. Вывод ЭМГ-сигнала на экран в режиме реального времени позволяет врачу наблюдать динамику процесса реабилитации и корректировать терапию

Поверхностная электромиограмма, регистрируемая с помощью поверхностных электродов, представляет собой суперпозицию всех сигналов мышц. Основной спектр сигнала электромиограммы располагается в границах от 10 до 500 Гц [3], но при реабилитации используется сигнал электромиограммы в диапазоне от 120 до 500 Гц [4]. Следовательно, верхней значимой границей сигнала электромиограммы можно считать 500 Гц.

После регистрации сигнала с помощью поверхностных электродов осуществляется обработка сигнала. Обработка на аппаратном уровне включает в себя подавление синфазной помехи, удаление сетевых помех, исключение из сигнала частоты до 120 Гц и после 500 Гц, а также масштабирование сигнала под динамический диапазон АЦП. Фильтрация сигнала на аппаратном уровне осуществляется фильтром Баттерворта 2-го порядка и RC-фильтром. [5].

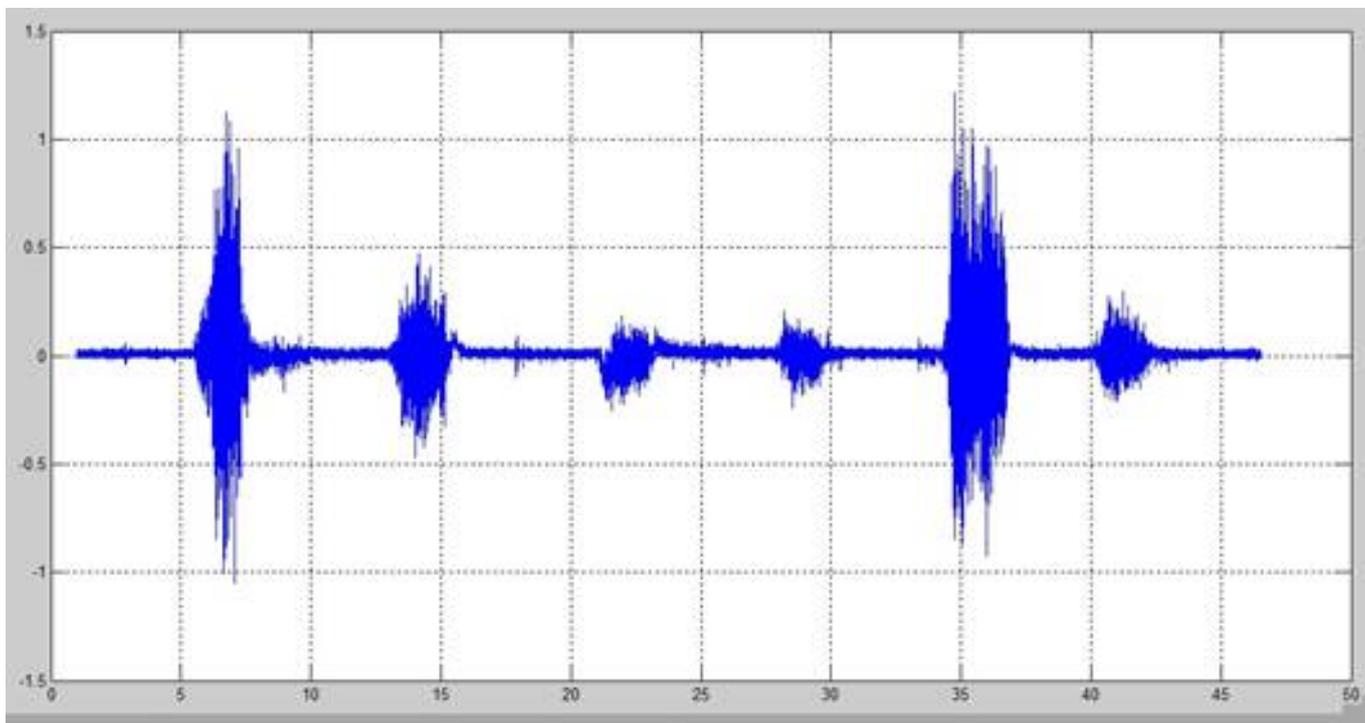


Рисунок 1. Зарегистрированный сигнал электромиограммы

Полученный сигнал электромиограммы был отфильтрован в среде Matlab с помощью разработанных полосно-пропускающих фильтров.

Рисунок 2 показывает сигнал электромиограммы после фильтрации ППФ КИХ фильтром.

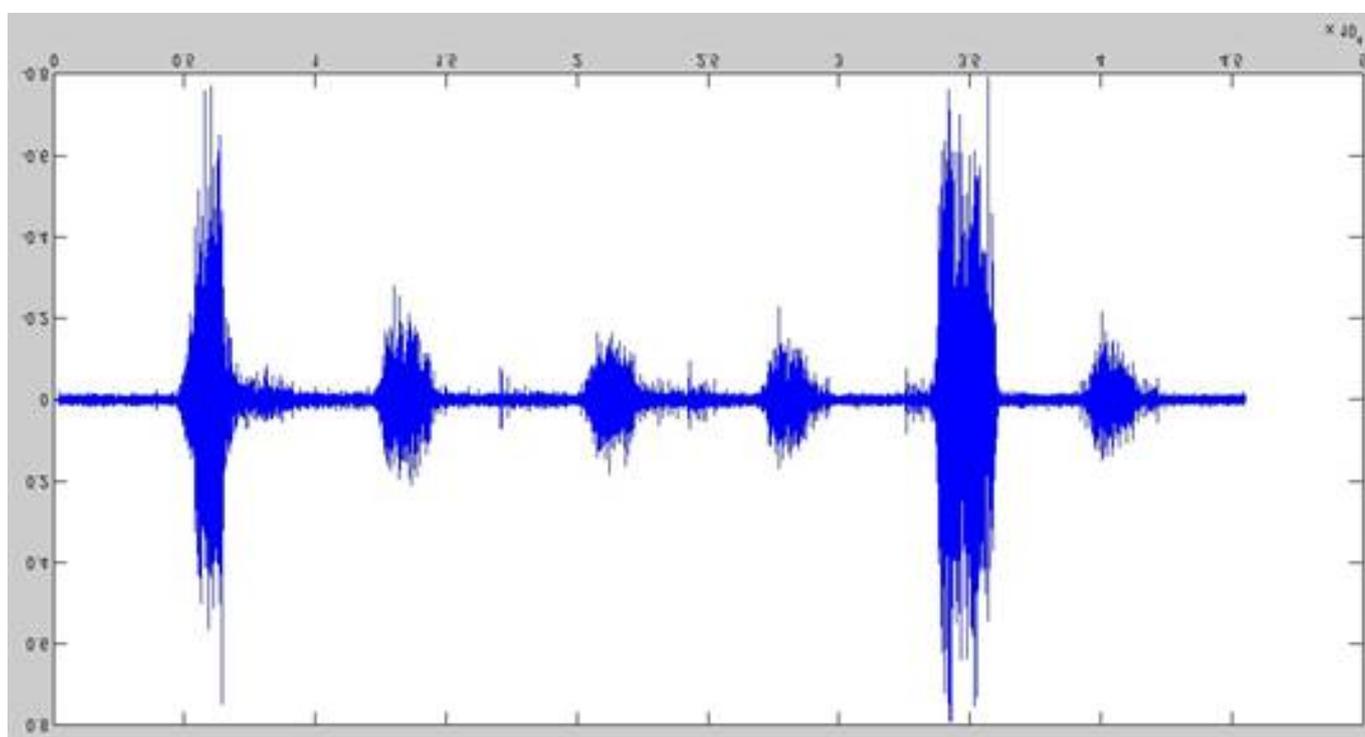


Рисунок 2. Сигнал электромиограммы после фильтрации ППФ КИХ фильтром

Одним из вариантов определения мышечной активности является обработка сигнала с помощью заданного стационарного порога. В нашем случае использовалось построение огибающей. Огибающая – функция, построенная по характерным точкам сигнала ЭМГ (например, максимумам и минимумам). Существует большое количество способов получения огибающей, в данной работе для получения огибающей использовался фильтр нижних частот Баттерворта 214 порядка.

Рисунок 3 показывает огибающую сигнала ЭМГ, полученную с помощью фильтра нижних частот.

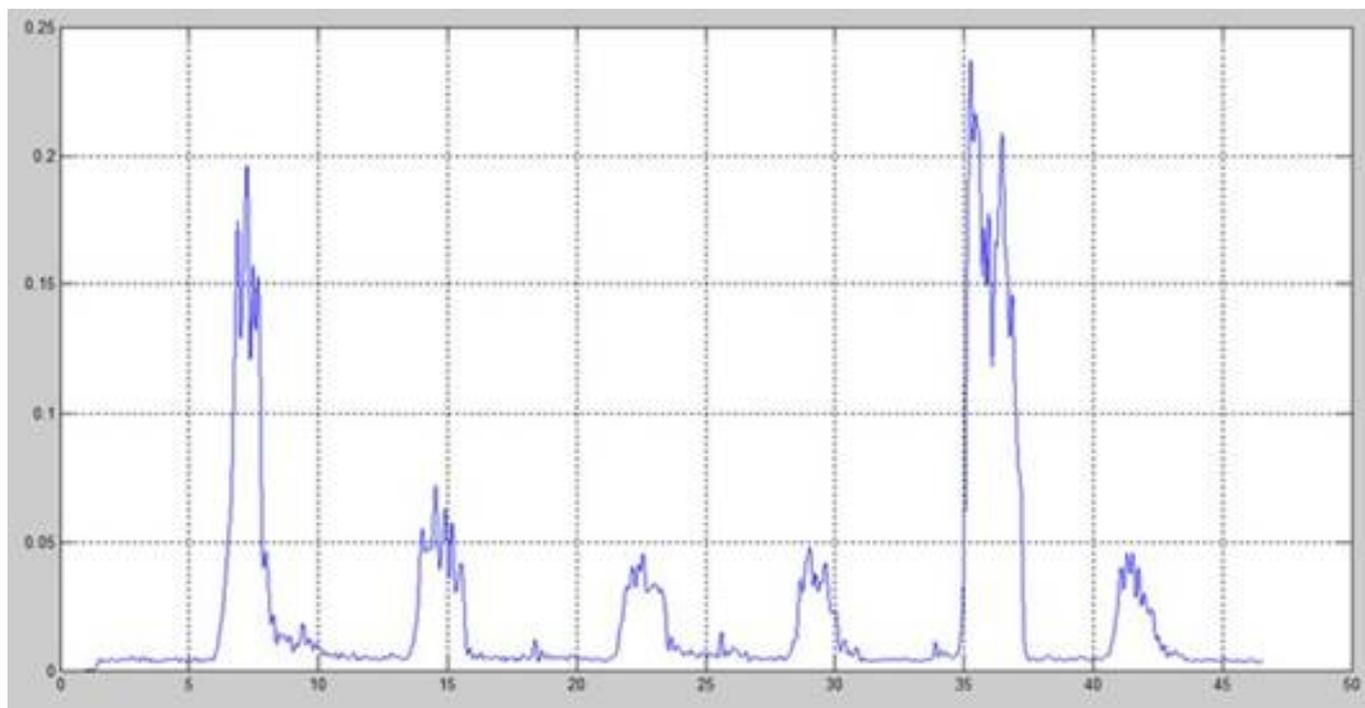


Рисунок 3. Огибающая сигнала электромиограммы

Алгоритм определения мышечной активности представлял собой обычный пороговый метод,

при котором превышение значения порога огибающей считалось мышечной активностью. Разработка алгоритма проводилась в среде Matlab. В качестве стационарного порога было

$$\zeta = 0.03$$

выбрано значение огибающей.

Рисунок 4 показывает результат определения мышечной активности.

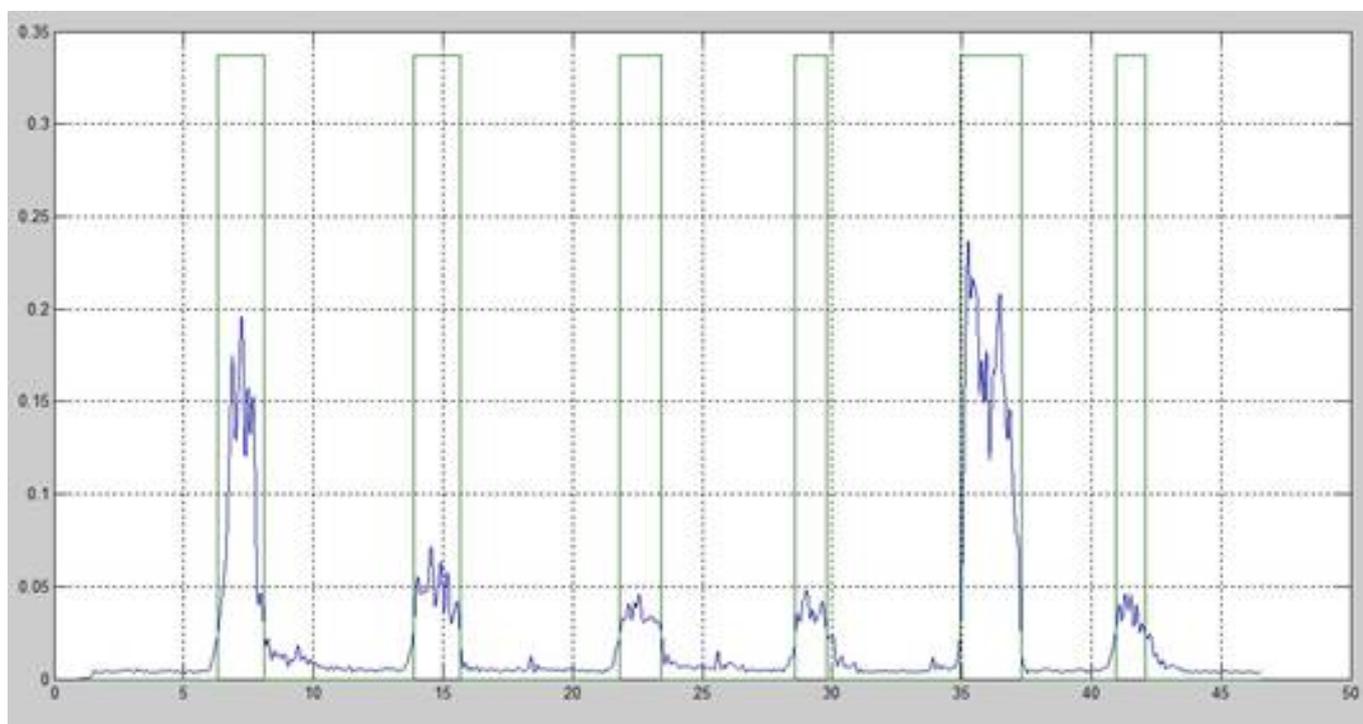


Рисунок 4. Определение активности на сигнале ЭМГ

В результате проверки алгоритма все мышечные активности были точно определены. Предлагаемый алгоритм обладает хорошей точностью определения мышечной активности. К недостаткам алгоритма относится чувствительность к падению амплитуды сигнала огибающей ниже стационарного порога при продолжении мышечной активности, а также к помехам, чей уровень сигнала превышает заданный порог.

Список литературы:

1. http://www.who.int/disabilities/world_report/2011/report/ru/
2. Pattern of improvement in upper limb pointing task kinematics after a 3-month training program with robotic assistance in stroke/ Ophélie Pila¹, Christophe Duret, François-Xavier Laborne, Jean-Michel Gracies, Nicolas Bayle and Emilie Hutin - Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation (2017)
3. Николаев С.Г. Практикум по клинической электромиографии, Издание второе, переработанное и дополненное. Иваново, 2003 - 15 - 64.
4. Criswell E. Surface Electromyography, 2nd edition. Sonoma State University, Jones and Bartlett Publishers - Sudbury, Massachusetts, 2011
5. Мошиц Г., Хорн П. Проектирование активных фильтров: Перевод с английского. - Москва: Издательство 'Мир', 1984, С. 119