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

УДК 616-77

Алгоритм определения степени схвата по двухканальной электромиограмме для управления биопротезом предплечья

Догадов А.А.[1], Маркова М.В.[2]

[1,2] студенты, кафедра «Медико-технические информационные технологии» МГТУ им. Н.Э. Баумана, г. Москва, Россия

Научный руководитель: А.В. Кобелев, ассистент кафедры «Медико-технические информационные технологии» МГТУ им. Н.Э Баумана, г. Москва, Россия

МГТУ им. Н.Э. Баумана
ak.mail.ru@gmail.com
ToxaDog@gmail.com
markova_maria_v@rambler.ru

ВВЕДЕНИЕ

Согласно официальной статистике, среди всех видов протезов верхних конечностей наиболее востребованным является протез предплечья. По данным Санкт-Петербургского научно-практического центра медико-социальной экспертизы, протезирования и реабилитации инвалидов им. Г.А. Альбрехта, доля протезов предплечья среди всех устанавливаемых протезов рук составляет 49,8 %.

Современные методы протезирования позволяют людям, перенесшим ампутацию, продолжить прежний образ жизни и сохранить социальный статус, несмотря на потерю конечности.

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

В основе управления большинства современных биоэлектрических протезов лежит анализ сигнала электромиограммы. В данной работе будет рассмотрена задача разработки алгоритма управления протезом, а именно движением схват/раскрытие, посредством сигнала двухканальной электромиограммы (ЭМГ).

АЛГОРИТМ УПРАВЛЕНИЯ ДВИЖЕНИЕМ СХВАТ/РАСКРЫТИЕ

Управляющим сигналом является сигнал электромиограммы, так как он крайне информативен и позволяет судить о таких параметрах движения, как продолжительность, скорость и сила. Проведённые исследования и анализ научно-технической литературы [3] показали, что среднее значение амплитуды миограммы, снимаемой с мышцы предплечья, колеблется в пределах 20–200 мкВ. При максимальных напряжениях мышцы величина её потенциала может составлять 1–2 мВ.

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

Недостаток многих выпускаемых протезов – неестественность управления движением схват/раскрытие. Управляющим сигналом движения протеза «схват» в этих устройствах является сигнал с мышц при осуществлении инвалидом движения сгиб кисти в запястье, поскольку его амплитуда ярко выражена на фоне шумов миограммы. В данной статье разработан алгоритм, реализующий естественное управление движением протеза на основе нативного сигнала с мышц «схват».

Степень схвата/раскрытия описывается углом φ между текущим положением проксимальных фаланг пальцев руки и их положением в расслабленном состоянии. В проводимых нами исследованиях угол схвата/раскрытия принимается положительным, если кисть сжимается относительно положения в расслабленном состоянии, и отрицательным, если кисть разжимается (рис. 1).

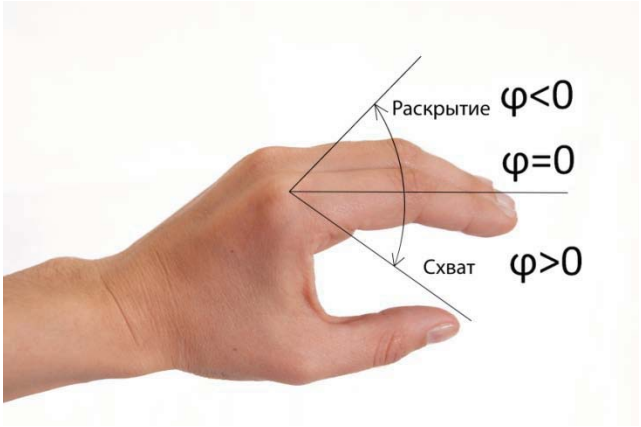


Рис. 1. Угол φ между текущим положением проксимальных фаланг пальцев руки и их положением в расслабленном состоянии

Угол схвата/раскрытия определяется укорочением мышцы. Скорость укорочения мышцы входит в уравнение Хилла (1):

$$V(F_{внеш}) = \frac{b(F_{\max} - F_{внеш})}{F_{внеш} + a}, \quad (1)$$

где V – скорость, развиваемая мышцей;

a – константа, имеющая размерность силы;

b – константа, имеющая размерность скорости;

$F_{внеш}$ – внешняя нагрузка;

F_{max} – максимальная сила, развиваемая мышцей при изометрическом режиме сокращения.

Сила, развиваемая мышцей (при схвате – поверхностным сгибателем пальцев, musculus flexor digitorum superficialis), зависит от числа одновременно вовлеченных в работу двигательных единиц (ДЕ), частоты импульсации мотонейронов, синхронизации активности различных двигательных единиц во времени [1]. Следовательно, максимальная сила, развиваемая мышцей при изометрическом режиме сокращения – функция числа одновременно активированных ДЕ, частоты возбуждения, синхронизации ДЕ.

$$F_{\max} = g(N, f, \varphi_{ij}), \quad (2)$$

где N – число одновременно активированных ДЕ;

f – частота возбуждения ДЕ;

θ – фазовый угол между возбуждением i-й и j-й ДЕ.

Число одновременно активированных ДЕ, фазовый угол между возбуждением i-й и j-й ДЕ и частота возбуждения ДЕ оказывают влияние на АЧХ миограммы. Следовательно,

выражение (2) можно записать как функцию, зависящую от характеристик миограммы, а именно от амплитуды огибающей:

$$F_{\max} = v(A),$$

где A – амплитуда огибающей миограммы.

При отсутствии внешней нагрузки уравнение Хилла (1) имеет следующий вид:

$$V_0 = V(0) = \frac{bF_{\max}}{a} = \frac{b \cdot v(A)}{a}.$$

Скорость вращательного движения проксимальных фаланг пальцев при отсутствии внешней нагрузки:

$$\dot{\varphi} = \frac{1}{r}\frac{b \cdot v(A)}{a},$$

где r – расстояние от оси вращения до точки крепления сухожилия, скорость в которой равна V_0.

Следовательно, угол схвата/раскрытия при отсутствии внешней нагрузки равен:

$$\varphi = \frac{b}{r \cdot a}\int_{t_1}^{t_2} v(A)dt = C\int_{t_1}^{t_2} v(A)dt \ ,$$

где t_1 и t_2 – моменты начала и окончания движения, соответственно. Моменты времени t_1 и t_2 можно определить из миограммы (рис. 2). Константа C и вид функции устанавливаются экспериментально. Рассматривая процесс раскрытия кисти, будем рассуждать аналогично.

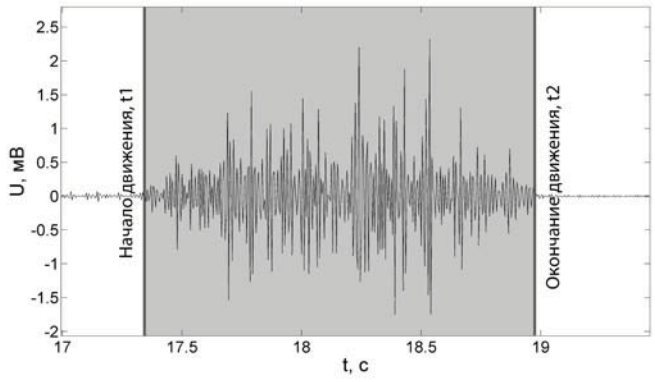


Рис. 2. Пример сигнала миограммы. Моменты начала и конца движения хорошо различимы относительно сигнала в покое

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*.

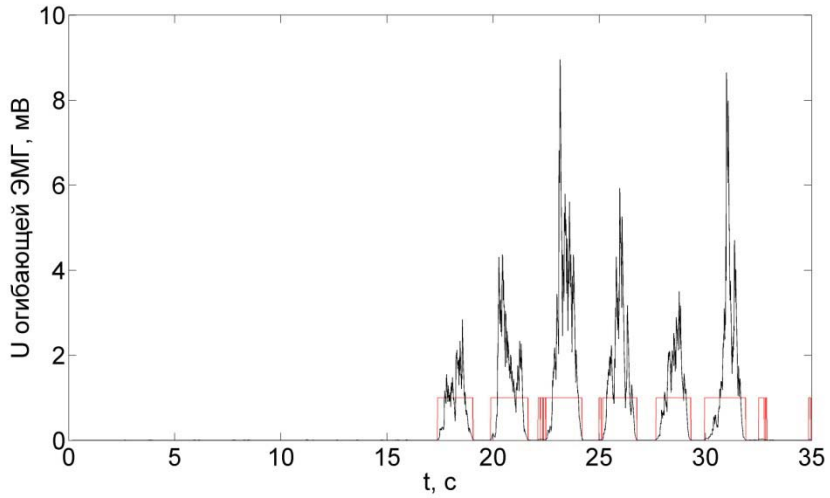


Рис. 3. Огибающая сигнала миограммы и определение начала и конца движения

На участке $[t_1,t_2]$ скорость движения считается пропорциональной максимальному значению огибающей электромиограммы на этом участке.

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, *M*=32 для частоты дискретизации 1024 Гц [2].

Таким образом, управление протезом осуществляется по следующей схеме. Исходный сигнал миограммы фильтруется, выделяется огибающая сигнала. По отфильтрованному исходному сигналу определяется момент начала движения. В

зависимости от того, на каком канале зафиксирован момент начала движения, определяется вид движения – схват или раскрытие. Движение начинается с минимальной начальной скоростью, далее в зависимости от величины амплитуды огибающей сигнала определяется дальнейшая скорость движения. По исходному отфильтрованному сигналу определяется момент окончания движения, движение завершается.

ВЫВОДЫ

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.

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.