

# СИСТЕМА УПРАВЛЕНИЯ ПРИВОДАМИ СУСТАВОВ ЭКЗОСКЕЛЕТА

А.В. Веретехин, А.С. Фадеев  
Томский политехнический университет  
E-mail: avv48@tpu.ru

## Введение

В настоящее время в восстановительной медицине одним из наиболее перспективных направлений является разработка комплексов двунаправленного взаимодействия человека с роботизированными устройствами [2][3]. Наиболее эффективным является принцип биометрического управления, основанный на использовании электрофизиологических сигналов человеческого тела [1]. Такой подход получил название HALтерапии в честь экзоскелетного устройства Hybrid Assistive Limb (HAL), на основе которого он базируется [4].

Целью работы является создание системы управления приводами суставов экзоскелетатренажера, который обеспечивал бы движение нижних конечностей пациента в лежачем состоянии на основе сигналов мышечной электромиографии (ЭМГ).

## Описание системы

Общий принцип работы системы управления приводами заключается в следующем: человек в зависимости от того, какое движение он хочет совершить, задействует определенную группу мышц, биоэлектрические потенциалы мышц снимаются при помощи измерительного модуля и передаются в микроконтроллер, который производит первичную обработку сигнала (фильтрация, преобразование к форме удобной для управления исполнительным устройством) и на основании полученного полезного сигнала производит управление исполнительным устройством.

В качестве элементной базы были выбраны: модуль регистрации мышечных сигналов Advancer Technologies Muscle Sensor v3, микроконтроллер Arduino Mega2560, серводвигатель MG995 представляющий собой модель исполнительного механизма. В качестве средства математического моделирования, а также анализа и обработки сигналов был выбран пакет математического моделирования MATLAB.

Работа производилась непосредственно с ЭМГ-сигналом. Важнейшими задачами в рамках данной работы является его снятие и первичная обработка.

Для снятия мышечного сигнала была создана Simulink-модель, реализующая считывание значения аналогового входа платы Arduino Mega, к которому подключен сенсор. Считывание сигнала происходило с периодом дискретизации  $T_d = 0.001$  с.

После того как было организовано снятие мышечного сигнала, обнаружилось, что получаемый с сенсоров сигнал сильно зашумлен и без обработки невозможно использовать его для управления исполнительными устройствами. Поэтому одной из ключевых задач при разработке системы была определена фильтрация мышечного сигнала. Основной целью фильтрации сигнала является удаление помех, выделение из сигнала полезной составляющей.

С помощью, встроенной в MATLAB утилиты Signal Analyzer был произведен анализ спектра сигнала на основе которого был создан фильтр нижних частот (ФНЧ) Баттерворта с бесконечной импульсной характеристикой. Характеристики фильтра: конец полосы пропускания  $F_{pass} = 10$  Гц, начало полосы подавления  $F_{stop} = 40$  Гц; значение пульсации в полосе пропускания  $A_{pass} = 1$  дБ, затухание в полосе подавления  $A_{stop} = 70$  дБ. Фильтр имеет 7 порядок, а временная задержка на выходе фильтра составила 0,1 с. На данном этапе было решено считать данный результат удовлетворительным.

В рамках проведенных экспериментов по наблюдению за мышечным сигналом было обнаружено, что фильтрация, хоть и значительно снизила, но не исключила зашумление сигнала. Значение получаемого с сенсоров мышечного сигнала не является постоянным, оно постоянно колеблется относительно определенной величины – полезного сигнала. Во время перехода мышц в напряженное состояние значение полезного сигнала увеличивается, при этом также увеличивается и амплитуда колебаний считываемого сигнала относительно полезного. Это означает, что при напряжении мышцы будут возрастать амплитудные значения производной от мышечного сигнала, по которым и можно будет определять состояние, в котором находятся мышцы.

Для получения производной от сигнала используется блок MATLAB Discrete Derivative. Анализ производной показал, что на участках высокого уровня мышечного сигнала, происходит большой разброс ее амплитуды относительно нулевого значения, чем на участке с низким уровнем сигнала. Для построения детектора было решено взять модуль производной и произвести ее сглаживание при помощи алгоритма скользящего среднего. В результате был получен сигнал, представляющий собой огибающую производной от ЭМГ-сигнала. При наблюдении за полученной огибающей было замечено несколько диапазонов, сильно напоминающих ряд ступенчатых

импульсов. Поэтому было принято решение аппроксимировать огибающую именно при помощи ступенчатого сигнала. Для этого была доработана предыдущая модель, путем добавления блока Relay, который реализует реле с гистерезисом. При достижении огибающей определенных значений, реле производит включение, либо отключение. Выходной сигнал реле, таким образом, представляет собой ступенчатые импульсы, непосредственно связанные со значениями ЭМГ-сигнала, производной и огибающей.

В результате был получен детектор интерпретирующий получаемые с мышц ЭМГ-сигналы в импульсы пригодные для управления исполнительными устройствами. Сигнал, получаемый в пакете MATLAB также можно выводить в Arduino, что также было сделано (управление дискретным выходом при помощи мышц).

При работе была обнаружена следующая проблема: так как не всегда получается непрерывно поддерживать мышцу в напряженном состоянии, иногда случается кратковременный спад мышечного сигнала, что вызывает ложное срабатывание детектора и переход импульса с пикового на нулевое значение, что недопустимо при управлении исполнительными механизмами экзоскелета. В дальнейшем влияние данной проблемы на точность работы системы удалось нивелировать при помощи дополнительной настройки и калибровки ЭМГ-сенсора.

На данном этапе работы было решено полностью разграничить между собой процессы первичной обработки сигнала и управления исполнительным устройством и разделить их между двумя микроконтроллерами. Это связано с тем, что алгоритм управления уже разработан и исправно работает, в то время как алгоритм фильтрации планируется дорабатывать. Для управления исполнительным устройством на данном этапе было решено использовать микроконтроллер Arduino Uno. В дальнейшем выполнение данных задач можно без труда совместить в одном устройстве.

Результатом данного этапа работы стала разработка программы, осуществляющей триггерное управление сервоприводом, при помощи длительности мышечного импульса. На данном этапе была реализована упрощенная версия устройства: при поступлении на Arduino Uno импульса, свидетельствующего о напряжении мышцы-разгибателя начинается поворот сервопривода, ведущий к разгибу рабочей конечности экзоскелета. Изменение положения вала сервопривода продолжается до тех пор, пока не произойдет расслабление мышц и как следствие исчезновение управляющего импульса. При этом вал сервопривода начинает постепенное движение в противоположном направлении – происходит

сгибание рабочей конечности экзоскелета. В дальнейшем будет производиться снятие мышечного сигнала, также и с мышцы-разгибателя. Таким образом, пользователь сможет самостоятельно и полноценно управлять движением экзоскелетной конечности.

## **Заключение**

В рамках работы была спроектирована система управления приводами суставов экзоскелета с применением мышечных сигналов. Было осуществлено снятие мышечных сигналов, их первичная обработка в MATLAB. Также была разработана программа для управления поворотом сервопривода. Были составлены программы для обработки и фильтрации сигнала.

На данном этапе работы управление сервоприводом проводилось только с помощью мышечного сигнала, снятого с мышцы-разгибателя, что позволяет управлять поворотом сустава лишь в одном направлении. В дальнейшем планируется добавить в систему в качестве управляющего воздействия сигнал с мышцы-сгибателя. Таким образом, пользователь будет способен проводить полноценное управление движением устройства.

В будущем планируется дальнейшая доработка системы, применение более эффективных методов управления, таких как нейросетевое управление и алгоритмы машинного обучения.

## **Список использованных источников**

1. Шушарина Н.Н. Управление экзоскелетными конструкциями посредством устройства для регистрации электрофизиологических сигналов // Научные исследования и разработки: приоритетные направления и проблемы развития: сборник научных трудов по материалам X Международного междисциплинарного форума молодых ученых. – 2017. – С.342-347.
2. Лобов С.А., Миронов В.И., Кастальский И.А., Казанцев В.Б. Совместное использование командного и пропорционального управления внешними робототехническими устройствами на основе электромиографических сигналов // Современные технологии в медицине: Рецензируемый научно-практический журнал. – 2015. – С.30-38.
3. Благотворительный фонд «Семьи СМА» // Семьи СМА URL: <http://www.fsma.ru/uploads/files/library/2017%20%20report.pdf> - дата обращения: 11.01.2020
4. HAL-терапия: Реабилитация при помощи экзоскелета HAL // Walk Again: Реабилитация при помощи экзоскелета URL: [http://walkagain.ru/reabilitaciya\\_hal/](http://walkagain.ru/reabilitaciya_hal/) - дата обращения: 15.01.2020