

СИСТЕМА УПРАВЛЕНИЯ ПРИВОДАМИ СУСТАВОВ ЭКСОСКЕЛЕТА

А.В. Веретехин

(г. Томск, Томский политехнический университет)

e-mail: Tyrant997@gmail.com

EXOSKELETON JOINT DRIVE CONTROL SYSTEM

A.V. Veretekhin

(Tomsk, Tomsk Polytechnic University)

Abstract. Modern medical practice clearly shows the acute need for exoskeletal systems that enhance the physical capabilities of people with impaired musculoskeletal system. The increased attention to this kind of man-machine systems is explained by their high potential in expanding the functional capabilities of man. In this paper, we consider the task of constructing a system that controls the joints of an exoskeleton of the lower extremities. To implement the movement of the joints, it was decided to use servos. It is proposed to use bioelectric signals taken from human muscles using electromyography as control signals. Primary processing of the control signal is performed in the MATLAB software package. Signal transmission to the drives is implemented using the Arduino microcontroller.

Keywords: exoskeleton of the lower extremities, exoskeleton drive control system, Simulink, filtration, electromyography.

Введение. В настоящее время в восстановительной медицине одним из наиболее перспективных направлений является разработка комплексов двунаправленного взаимодействия человека с роботизированными устройствами, использующими принцип биометрического управления, основанный на использовании электрофизиологических сигналов человеческого тела [1]. В рамках данной области актуальной является задача разработки экзоскелетных устройств, направленных на терапию заболеваний опорно-двигательного аппарата и/или реабилитацию пациентов, имеющих данные заболевания по тем или иным причинам [2].

Особое место в списке заболеваний опорно-двигательного аппарата занимает спинальная мышечная атрофия. Спинальная мышечная атрофия (СМА) – заболевание, характеризующееся дегенерацией α -мотонейронов, ведущей к прогрессирующей мышечной слабости, атрофии мышц, развитию деформаций позвоночника и суставов. Распространенность заболевания составляет 1 человек на 10 тысяч человек. Как показывает статистика, каждый пятидесятый человек является носителем гена, вызывающего данное заболевание [3, 4, 5].

В 2016 году в США было зарегистрировано первое поддерживающее лекарство от СМА, что в ближайшее время приведет к улучшению здоровья и качества жизни пациентов с СМА. Поэтому на первый план встают вопросы профилактики осложнений, которые ухудшают состояние больного и ведут к вторичным нарушениям работы всех органов и систем организма. Одной из основных профилактик является движение суставов и работа мышц с определенной амплитудой и постепенным увеличением объема нагрузок [4].

Данные факторы обуславливают необходимость создания комплексов механотерапии, действие которых было бы направлено непосредственно на терапию и предотвращение развития СМА у пациентов. Наибольший реабилитационный эффект дают устройства, в которых управление движением основано на использовании естественных физиологических процессов человеческого тела, а именно электрических потенциалов мышц [6]. Человек при этом делает осознанные действия, а также образуется обратная связь между мозгом и нижними конечностями. Методика, сочетая в себе использование мышечных сокращений и механической конструкции, воспроизводит естественный механизм движения нижних конечностей человека, что позволяет косвенно усилить эффект от терапии. Такой подход получил название HAL-терапии в честь экзоскелетного устройства Hybrid Assistive Limb (HAL), на основе которого он базируется [7].

В настоящее время весь ряд экзоскелетных реабилитационных устройств, согласно интернет источнику «Ваш гид в мире роботов и дронов в России и в мире. Новости и справочная информация» [8] ограничивается 17 образцами. При этом данные устройства либо имеют очень высокую стоимость (в среднем около 3 млн. рублей), что делает их недоступными для целевой аудитории, либо управляются при помощи внешних сигналов (манипуляторы, смартфон) или же вовсе не несут в себе возможности управления (движение происходит по заранее заданной траектории).

В докладе тезисно описывается создание системы управления приводами суставов экзоскелета-тренажера, который обеспечивал бы движение нижних конечностей пациента в лежачем состоянии и мог бы служить базой для HAL - терапии.

Общий принцип работы системы. Как было сказано выше наибольшим реабилитационным эффектом обладают устройства, в которых человек имеет возможность управлять движением при помощи собственных мышечных сокращений (HAL-терапия).

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 и на основании полученного полезного сигнала производит управление исполнительным устройством. Функциональная схема устройства представлена на рисунке 1.



Рисунок 1 – Функциональная схема работы системы управления приводами

Средства математического моделирования Специфика и цель работы (разработка системы управления на основе мышечных сигналов) предполагали возможную необходимость моделирования процессов, законов управления, моделирования алгоритмов цифровой обработки. Разработка алгоритмов цифровой фильтрации является довольно сложной процедурой, связанной с анализом первичного сигнала и калибровкой уже разработанных алгоритмов. Использование стандартных сред программирования микроконтроллеров основанных на текстовых языках программирования делает данную процедуру очень трудоемкой. В связи с этим было решено использовать пакет математического моделирования MATLAB. MATLAB обладает мощными встроенными утилитами анализа сигналов (Signal Analyzer), средствами имитационного моделирования (Simulink), средствами цифровой обработки сигналов (Signal Processing Toolbox).

Снятие и первичная обработка мышечного сигнала Работа производилась непосредственно с ЭМГ-сигналом, его снятием и первичной обработкой. Считывание сигнала происходило с периодом дискретизации $T_d = 0.001$ с. Полученный ЭМГ-сигнал представлен на рисунке 2.

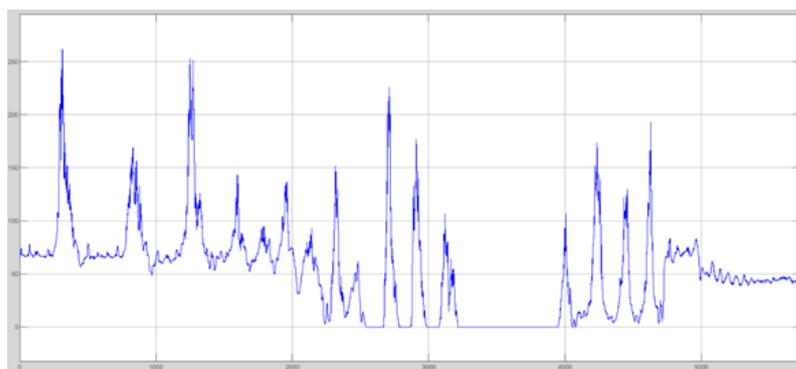


Рисунок 2 – Полученный ЭМГ-сигнал

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, выделение из него полезной составляющей.

Вариативность параметров фильтра ограничивается возможностями аппаратного обеспечения. Это значит, что в Simulink-модели невозможно создать фильтр аналогичный фильтру из утилиты Signal Analyzer. При малой частоте среза значительно вырастает порядок фильтра, что приводит к большой задержке при обработке сигнала. При решении поставленной задачи большие временные задержки недопустимы, поэтому необходимо подбирать такие параметры фильтра, при которых будет соблюдаться оптимальный баланс между степенью фильтрации и скоростью обработки сигнала.

Было решено проводить моделирование ФНЧ Баттерворта с бесконечной импульсной характеристикой. Основные параметры всех разработанных фильтров представлены в таблице 1.

Таблица 1 – Основные характеристики разработанных фильтров

| № | Конец полосы пропускания, Гц | Начало полосы подавления, Гц | Пульсация в полосе пропускания дБ, | Затухание в полосе подавления, дБ. | Порядок фильтра | Задержка, с |
|---|------------------------------|------------------------------|------------------------------------|------------------------------------|-----------------|-------------|
| 1 | 1 | 2 | 1 | 80 | 15 | 3 |
| 2 | 1 | 5 | 1 | 80 | 7 | 1 |
| 3 | 10 | 40 | 1 | 80 | 7 | 0,12 |
| 4 | 10 | 40 | 1 | 70 | 7 | 0,1 |

Идентификация состояния мышечной группы. В рамках проведенных экспериментов было обнаружено, что при напряжении мышцы будут возрастать амплитудные значения производной от мышечного сигнала, по которым и можно будет определять состояние, в котором находятся мышцы.

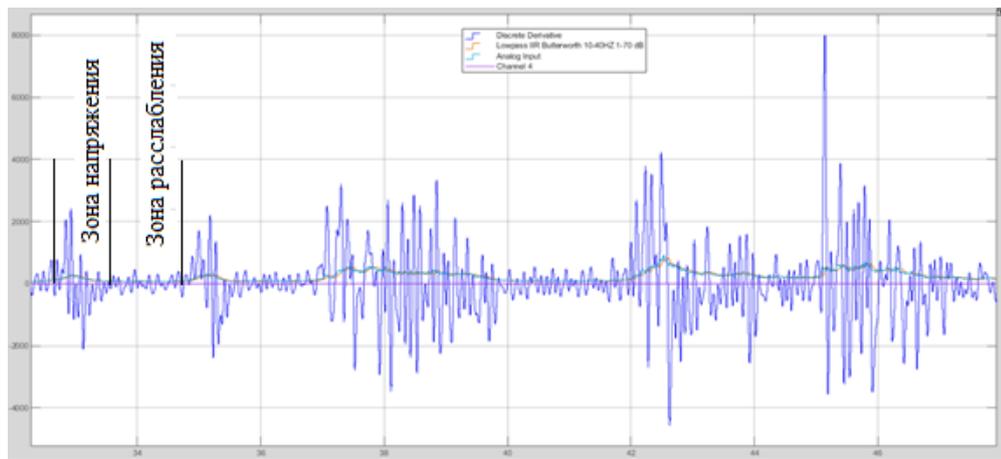


Рисунок 3 – График производной от сигнала

Анализ производной показал, что на участках высокого уровня мышечного сигнала, происходит больший 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. Результаты моделирования представлены на рисунках 4, 5.

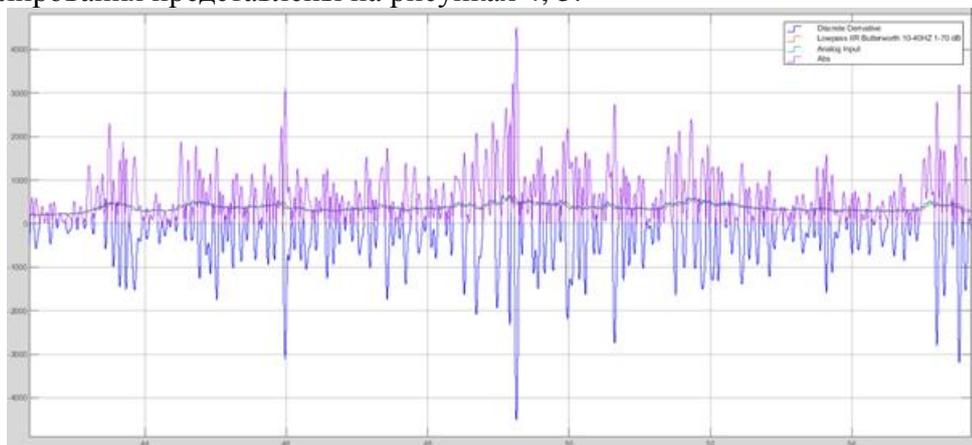


Рисунок 4 – Модуль производной

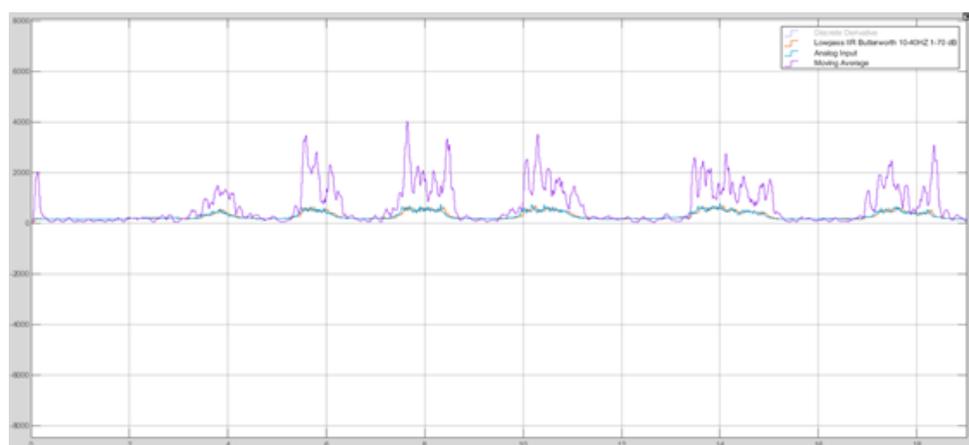


Рисунок 5 – Огибающая производной от сигнала

На графике полученной огибающей отчетливо показано несколько диапазонов, сильно напоминающих ряд ступенчатых импульсов. Поэтому было принято решение аппроксимировать огибающую именно при помощи ступенчатого сигнала. 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. Результаты моделирования представлены на рисунке 6.

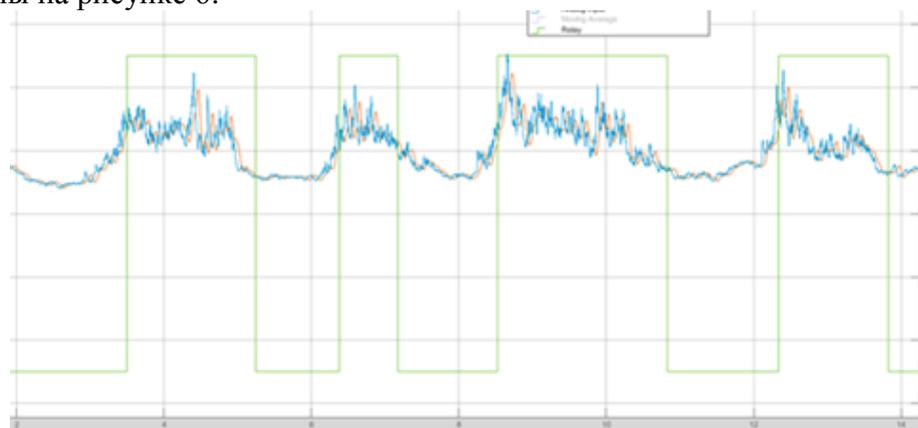


Рисунок 6 – Ступенчатые сигналы в увеличенном масштабе

Как видно из рисунка 6 полученный детектор довольно точно интерпретирует, получаемые с мышц ЭМГ-сигналы. Сигнал, получаемый в пакете MATLAB также можно выводить на микроконтроллер для управления исполнительными устройствами.

Также при проектировании 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.

Программная реализация управления приводом при помощи полученного полезного сигнала. 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. Таким образом, разделение данных задач между микроконтроллерами делает данную задачу более удобной. Для управления исполнительным устройством на данном этапе было решено использовать микроконтроллер Arduino Uno. В дальнейшем эти выполнение данных задач можно без труда совместить в одном устройстве. Структурная схема управления представлена на рисунке 7.



Рисунок 7 – Структурная схема управления исполнительным устройством

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.

Блок-схема, демонстрирующая работу алгоритма представлена на рисунке 8.

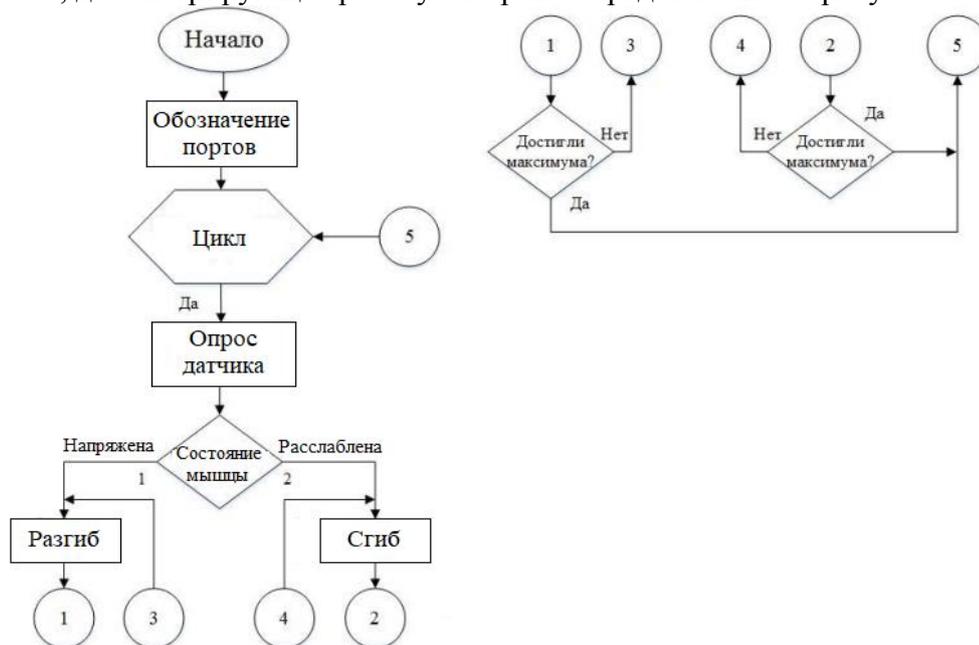


Рисунок 8 – Блок-схема работы алгоритма

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. Получены навыки работы с такими встроенными средствами пакета MATLAB, как Signal Analyzer, Simulink. Приобретены навыки настройки связи между внешними устройствами и пакетом MATLAB

Была разработана функциональная схема, описывающая структуры устройства. Были составлены программы для обработки и фильтрации сигнала, управления сервоприводом при помощи отфильтрованных сигналов.

На данном этапе работы управление сервоприводом проводилось только с помощью мышечного сигнала, снятого с мышцы-разгибателя. Такой подход обеспечивает возможность управления движением экзоскелетной конечности только в одном направлении. В дальнейшем планируется добавить в систему в качестве управляющего воздействия сигнал с мышцы-сгибателя. Методика управления будет аналогична уже созданному алгоритму. Таким образом, пользователь будет способен проводить полноценное управление движением устройства.

В дальнейшем планируется дальнейшая доработка системы, применение более эффективных методов управления, а также внедрение системы в реальное механическое устройство.

ЛИТЕРАТУРА

1. Шушарина Н.Н. Управление экзоскелетными конструкциями посредством устройства для регистрации электрофизиологических сигналов
2. М.А. Хоружко. Мобильная система управления экзоскелетом с помощью электромиографических сигналов мышц человека
3. Sugarman E. A., Nagan N., Zhu H., Akmaev V. R., Zhou Z., Rohlfes E. M., Flynn K., Hendrickson B. C., Scholl T., Sirko-Osadsa D. A., Allitto B. A. Pan-ethnic carrier screening and

prenatal diagnosis for spinal muscular atrophy: clinical laboratory analysis of >72,400 specimens. (англ.)

4. <http://www.f-sma.ru/uploads/files/library/2017%20-%20report.pdf>

5. https://ru.wikipedia.org/wiki/%D0%A1%D0%BF%D0%B8%D0%BD%D0%B0%D0%BB%D1%8C%D0%BD%D0%B0%D1%8F_%D0%BC%D1%8B%D1%88%D0%B5%D1%87%D0%BD%D0%B0%D1%8F_%D0%B0%D1%82%D1%80%D0%BE%D1%84%D0%B8%D1%8F

6. Совместное использование командного и пропорционального управления внешними робототехническими устройствами на основе электромиографических сигналов Лобов С.А.

7. http://walk-again.ru/reabilitaciya_hal/

8. <http://robotrends.ru/robopedia/katalog-ekzoskeletov>

О НАРУШЕНИИ ВТОРОГО ПРАВИЛА ЧАРГАФФА В ГЕНОМЕ КОМАРА ANOPHELES GAMBIAE

¹Я.В. Гребнев, ²М.Г. Садовский

¹ФГБУН «Институт вычислительного моделирования Сибирского отделения Российской академии наук», Красноярск, Россия (660036, Красноярск, Академгородок, дом. 50, стр. 44), e-mail: yaroslav.grebnev@gmail.com

²ФГБУН «Институт вычислительного моделирования Сибирского отделения Российской академии наук», Красноярск, Россия (660036, Красноярск, Академгородок, дом. 50, стр. 44), e-mail: msad@icm.krasn.ru

A VIOLATION OF CHARGAFF'S SECOND RULE ANOPHELES GAMBIAE GENOME

¹Y.V. GREBNEV, M.G. SADOVSKIY

¹Institute of Computational Modeling of Siberian Branch of Russian Academy of sciences, Krasnoyarsk, Russia (660036, Krasnoyarsk, Akademgorodok), e-mail: yaroslav.grebnev@gmail.com

²Institute of Computational Modeling of Siberian Branch of Russian Academy of sciences, Krasnoyarsk, Russia (660036, Krasnoyarsk, Akademgorodok), e-mail: msad@icm.krasn.ru

Abstract. Some preliminary results are studying the violation of supersymmetry in the genome of *Anopheles gambiae*. In the framework of this work, super-symmetry is understood as the second Chargaff rule, which establishes the equality of frequencies of oligonucleotides that are read the same in opposite directions, taking into account the replacement of nucleotides according to the complementarity rule. A measure of symmetry breaking within the same DNA strand was calculated for the *Anopheles gambiae* genome. A comparative intragenomic analysis of data was carried out. Installed, symmetry breaking inside reflecting intergenomic variability.

Key words: palindromes, frequency, classification, correlation, taxonomy, evolution

Введение

В 1950 году Эрвин Чаргафф [1] эмпирическим путем установил количественные соотношения между числом различных азотистых оснований в молекуле ДНК. В соответствии с этим правилом установлено равенство количества тимина (Т) и количества аденина (А), а также соответствующее равенство для гуанина (G) и цитозина (С). Это правило было сформулировано для двухцепочечной спирали ДНК и впоследствии получило название первое правило Чаргаффа. Позднее было установлено, что данное правило справедливо с достаточно высокой точностью и для одного стренда ДНК; данное равенство было названо вторым правилом Чаргаффа. Позднее было установлено, что существуют некоторые виды организмов, для которых наблюдается заметное нарушение второго правила Чаргаффа и это нару-