СТАТЬИ

УДК 004.9:007.51

РЕГИСТРАЦИЯ И ОБРАБОТКА СИГНАЛА БИОЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ МЫШЦ ДЛЯ УПРАВЛЕНИЯ ПРИВОДОМ БИОНИЧЕСКОГО ПРОТЕЗА

Баталов А.В., Веселов О.В.

Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых, Владимир, e-mail: a.batalov@mail.ru, 010848_j@mail.ru

В работе рассмотрены проблемы, возникающие при неинвазивной регистрации сигналов электрической активности мышц в условиях электромагнитных помех. Проведено исследование специфики исходного сигнала и влияния искажений, вносимых синфазными и разностными электромагнитными помехами, на регистрируемый сигнал. В работе предложен ряд решений, повышающих качество полученного сигнала, включающих в себя метод искусственного увеличения коэффициента ослабления синфазного сигнала, способы нивелирования сопротивления электрод – поверхность, а также аппаратные и программные способы фильтрации динамического сигнала от помех, на порядки превышающих амплитуду полезного сигнала. Применение данных решений позволяет значительно повысить достоверность получаемых данных, надежность системы, а также снизить нагрузку на вычислительный модуль измерительного устройства. Описана специфика компоновки электронных частей портативного устройства, включающего аналоговый измерительный блок, высокочастотные дискретные шины данных, а также сверхвысокочастотный радиопередатчик. Рассмотрена система формирования раздельного питания, двухполярного, для высокоточной аналоговой части схемы, и однополярного, для питания радиопередатчика в импульсном режиме. На основании проведенных исследований спроектировано и изготовлено портативное устройство для регистрации электрической активности мышц, предназначенное для управления приводом бионического протеза.

Ключевые слова: биоэлектрический потенциал, ЭМГ, синфазные помехи, бионика, неинвазивная регистрация сигнала

DETECTION AND PROCESSING OF MUSCLE BIOELECTRICAL SIGNAL FOR BIONIC PROSTHESIS DRIVE CONTROL

Batalov A.V., Veselov O.V.

Vladimir State University, Vladimir, e-mail: a.batalov@mail.ru, 010848_j@mail.ru

The paper deals with the problems that arise during non-invasive registration of signals of electrical activity of muscles in conditions of electromagnetic interference. A study of the specifics of the original signal and the influence of distortions introduced by in-phase and differential electromagnetic interference on the recorded signal was carried out. The paper proposes a number of solutions that improve the quality of the received signal, including a method for artificially increasing the attenuation coefficient of the common-mode signal, methods for leveling the electrode-surface resistance, as well as hardware and software methods for filtering a dynamic signal from interference that are orders of magnitude higher than the amplitude of the useful signal. The use of these solutions can significantly increase the reliability of the data obtained, the reliability of the system, and also reduce the load on the computing module of the measuring device. The specifics of the arrangement of the electronic parts of a portable device, including an analog measuring unit, high-frequency discrete data buses, and an ultra-high-frequency radio transmitter, are described. A system for the formation of a separate power supply, bipolar, for the high-precision analog part of the circuit and unipolar, for powering a radio transmitter in a pulse mode, is considered. On the basis of the research carried out, a portable device for recording electrical activity of muscles was designed and manufactured to control the drive of a bionic prosthesis.

Keywords: bioelectric potential, EMG, common-mode interference, bionics, non-invasive signal recording

Решение проблем протезирования утраченных частей тела является важной отраслью научно-инженерной деятельности. Наиболее остро на данный момент стоит задача обеспечения интерфейса между нервной системой человека и системой управления протезом.

Проблема регистрации электрической активности мышц в большей степени заключается в большой разнице амплитуд исследуемого биопотенциала и помех, возникающих при измерении, часто на порядки превышающих исследуемый сигнал.

Цель исследования: анализ и решение проблем помехозащищенности портативного миографического сенсора мышечной активности для управления мехатронными модулями, при использовании его в различных условиях внешней среды. По завершению, для проверки результатов исследования, будет изготовлен прототип портативного миографического сенсора.

Материалы и методы исследования

Исследование биопотенциала мышц может производиться двумя способами:

– С помощью введённых в мышцу игольчатых электродов. Улавливают колебания потенциала в отдельных мышечных волокнах или в группе мышечных волокон, иннервируемых одним мотонейроном.

– С помощью электродов для неинвазивного съема биопотенциала. Данный метод измерения отражает процесс возбуждения мышцы как целого [1].

Все используемые отведения можно разделить на биполярные, или двухполюсные, в случае если оба электрода являются измерительными и разность потенциалов регистрируется между двумя точками на поверхности тела, и униполярные. При униполярных измерениях один электрод является измерительным, а другой используется как нулевой, индифферентный. Униполярное измерение позволяет регистрировать биоэлектрическую активность под точкой расположения электрода. Выделяют также многоэлектродные измерения, когда в требуемых точках исследуемого объекта накладываются две группы электродов, а электроды каждой группы соединяются через суммирующие цепи, образуя две ветви отведения. Реализация указанных классов измерения для разных методов исследования биопотенциалов различна [2].

В данной работе был выбран метод биполярной неинвазивной регистрации биопотенциалов, поскольку этот метод позволяет отслеживать суммирующую активность определенной мышцы целиком. Это улучшит интенсивность исходного сигнала и позволит зарегистрировать даже незначительную активность отслеживаемой области [3]. Использование данного метода не подразумевает хирургической установки электродов, однако такой метод включает в результат измерение влияние целого спектра помех.

Искомый сигнал является суммой множества одиночных импульсов отдельных мышечных волокон, захваченных площадью электрода (рис. 1).

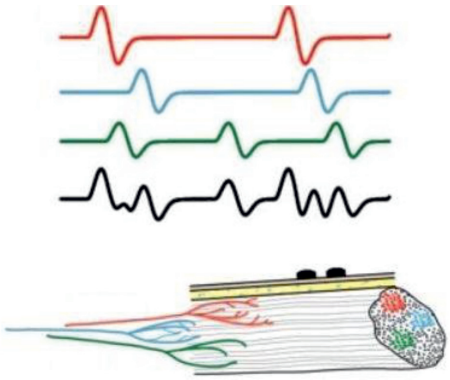


Рис. 1. Процесс образования результирующего биопотенциала

Исходя из медицинских исследований на стационарном миографе [4], частота исходного сигнала лежит в довольно широком диапазоне частот 5–5000 Гц, при этом его амплитуда варьируется в пределах 0,1–10 мВ. Для регистрации такого рода сигналов можно использовать прецизионный дифференциальный усилитель (рис. 2). Дифференциальный усилитель изначально имеет некоторый коэффициент ослабления синфазного сигнала (КОСС). Для удобства использования зачастую принято КОСС выражать в децибелах. У операционных усилителей общего назначения он обычно порядка 90дб, у прецизионных может доходить до 130дб и выше.

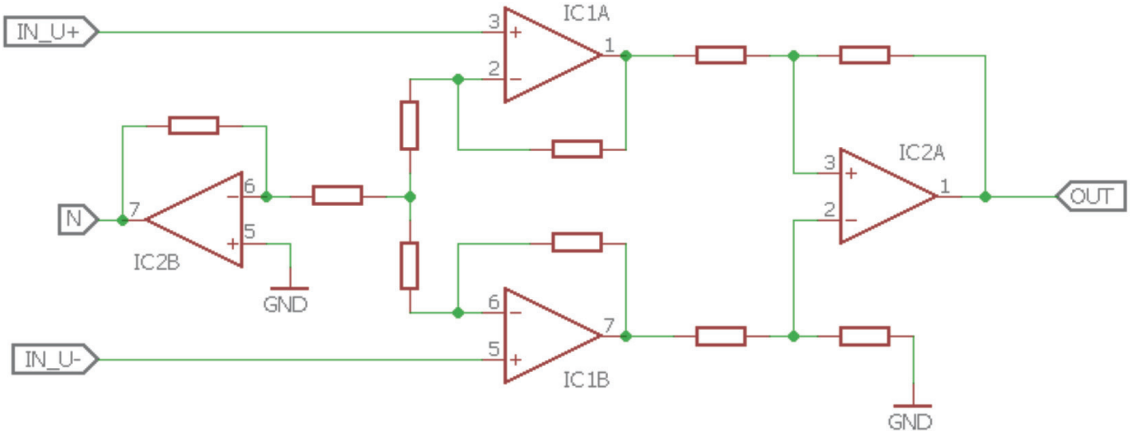


Рис. 2. Схема регистрации биопотенциала инструментальным усилителем

Наибольшее влияние на полезный сигнал, при использовании миографа в бытовых помещениях, имеют следующие факторы:

1. Наведенное напряжение бытовой сети 50Гц.
2. Синфазная составляющая сигнала.
3. Высокочастотные помехи, от импульсных преобразователей и источников питания.
4. Высокое сопротивление участка электрод – поверхность.

При использовании портативного миографа наведенное на электроды напряжение сетью 50 Гц в среднем достигало 10 вольт. Учитывая, что полезный сигнал измеряется в микровольтах, необходимо в первую очередь избавиться от наиболее существенной помехи. Для дальнейшей работы было решено использовать тот факт, что изменение частоты бытовой сети согласно ГОСТ 29322-2014, не должно быть больше чем на 0,4% в обе стороны. Используя режекторный фильтр, рассчитанный на 50Гц, удалось подавить наведенное напряжение с выбранной частотой до значения почти на порядок меньше минимального значения полезного сигнала.

На этом этапе есть возможность уменьшить влияние наиболее весомой, синфазной помехи, а также несколько нивелировать сопротивление электрод – поверхность. Если снимать синфазный сигнал помехи, инвертировать его и подавать обратно на поверхность кожи, то можно существенно увеличить показатель компенсации асимметрии измерения. В миографии этот прием по искусственному увеличению КОСС принято называть «Активной землей» [2]. На схеме (рис. 2) она реализована на ОУ «IC2B». Комбинируя этот метод с остальными, можно существенно повысить общий КОСС системы.

Далее, поскольку полезный сигнал лежит в очень широком диапазоне, в качестве компрессора сигнала, для увеличения динамического диапазона, был применен логарифмирующий фильтр.

В конечном счете требуется получить зависимость вида Интенсивность сигнала – Напряжение. На выходе все еще идет работа с двухполярным напряжением +-5В; для преобразования его в однополярное, а также для увеличения интенсивности выходного сигнала был применен активный двухполупериодный выпрямитель.

Затем полученный сигнал пропускается через активный фильтр низких частот и поступает на вход АЦП микроконтроллера. Преимущество данной схемы состоит в том, что высокое входное сопротивление ОУ защищает фильтр от высокой нагрузки на выходе, а небольшое выходное сопротивление не позволяет смещаться частоте сигнала от изменения сопротивления входного сигнала. Хотя эта схема обеспечивает высокое постоянство характеристикам фильтра, ее главным недостатком является то, что она не дает коэффициент усиления превышающего единицу. Однако, хотя коэффициент усиления и равен 1, усиление по мощности составляет много больше единицы, а выходное сопротивление выходит значительно ниже входного.

На этом аналоговая обработка сигнала завершена. Схема аналоговой части устройства изображена на рис. 3.

Для оцифровки полученного сигнала был использован 12-битный АЦП с уравновешиванием заряда. Беря во внимание теорему Котельникова о дискретизации сигнала с ограниченной полосой, частота выборок должна быть вдвое больше верхней частоты исходного сигнала. Согласно исследованиям [5], верхняя частота мышечного биопотенциала 5 кГц. Исходя из этого, АЦП с большим запасом делает выборки с частотой 615,384 кГц.

Полученный сигнал обрабатывается программным фильтром Калмана. Поскольку расчеты будут проводиться на контролере со сравнительно невысокой частотой в 8МГц, будет использован несколько облегченный алгоритм фильтрации. Фильтр Калмана предназначен для рекурсивного дооценивания вектора состояния априорно известной динамической системы, то есть для расчёта текущего состояния системы необходимо знать текущее измерение, а также предыдущее состояние самого фильтра. Таким образом, фильтр Калмана, подобно другим рекурсивным фильтрам, реализован во временном, а не в частотном представлении, но, в отличие от других подобных фильтров, фильтр Калмана оперирует не только оценками состояния, а ещё и оценками неопределённости (плотности распределения) вектора состояния, опираясь на формулу Байеса условной вероятности [6]. На практике в чистом виде данный фильтр используется редко. Обычно принимается его упрощенная версия, без матриц и объемных систем уравнений. В нашем случае будет использована одна формула, которая выводится из исходных матриц, при условии, что мы пренебрежем расчетом управляющего воздействия. Формула в конечном итоге имеет следующий вид:

$$M_n = k*A_n + (1 - k)* M_{n-1},$$

где M_n – результирующее значение текущего вычисления,

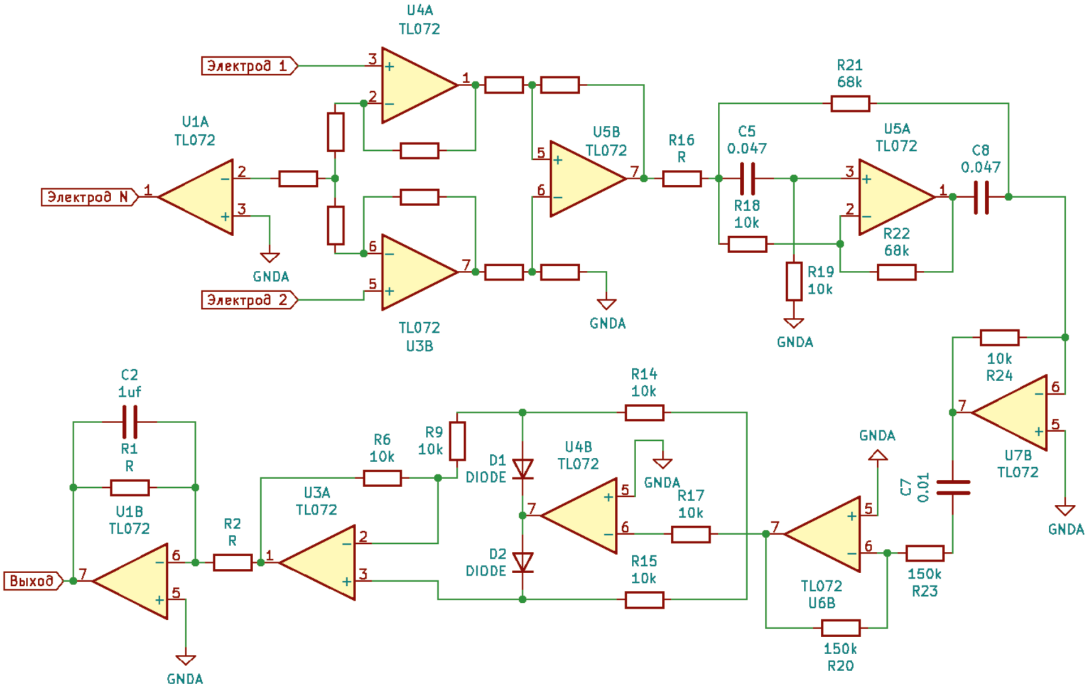


Рис. 3. Схема фильтрации полученного сигнала

k – коэффициент стабилизации,
A_y – исходное значение текущего измерения,
M_{n-1} – результирующее значение предыдущего вычисления.

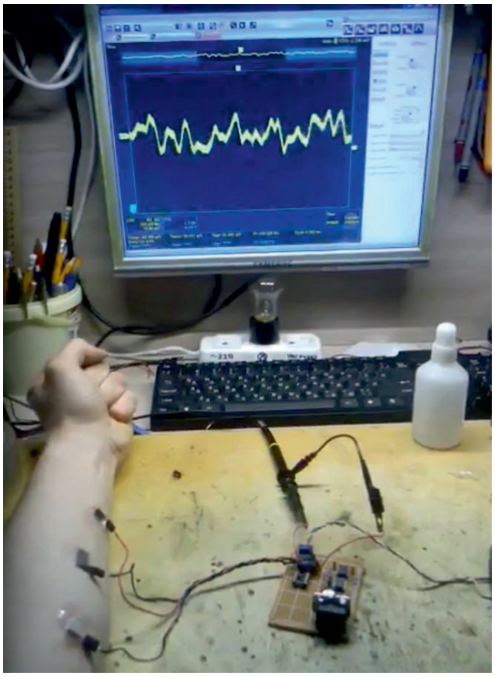
Потребуется подобрать этот коэффициент стабилизации под требуемое быстродействие, он должен быть в диапазоне от 0 до 1. Чем меньше коэффициент, тем сильнее сглаживаются данные, но при этом увеличивается время стабилизации [7].

Для передачи полученных данных будет использован радиомодуль nRF24L01. Приемо-передатчик действует в свободном диапазоне ISM (от 2400 до 2483,5 МГц) и имеет программируемую мощность передатчика в диапазоне от 6 до 18 дБм. Для минимизации влияния радиомодуля на схему измерения передатчик был экранирован от остальной части корпуса, а использование функции программирования мощности позволяет при необходимости снизить мощность передатчика до 6 дБм.

Отдельной задачей стояла организация питания устройства. Разнородные части схемы требовали два вида напряжений: двухполярное, для питания прецизионных операционных усилителей всей измерительной части схемы, и однополярное, для питания цифровой части. В частности, проблему создавало импульсное потребление радиомодуля в момент передачи данных. На двухполярное напряжение, для питания аналоговой части, накладывалось требование обеспечения максимально возможной стабильности выходного напряжения. Этот параметр напрямую влияет на качество полученного сигнала. Для его формирования был выбран преобразователь TPS65135RTER.

Питание радиомодуля было организовано с дополнительными демпфирующими конденсаторами для сглаживания импульсного потребления при передаче, а также блокирующими конденсаторами малой емкости для подавления выбросов обратно в шину питания.

Шумовые свойства аналогового усилителя зависят от внутреннего сопротивления источника сигнала, входного сопротивления и способа построения первых каскадов усиления. Наибольшее влияние на уровень шума оказывают параметры активных элементов. Внутренние шумы биполярных транзисторов складываются из тепловых шумов омических сопротивлений полупроводника, дробовых шумов токов p-n-переходов и шумов токораспределения. Тепловые шумы в общем случае возникают в области базы, коллектора и эмиттера, однако на практике учитывают только тепловые шумы сопротивления базы [8]. Исходя из этого, имеет смысл перенести большую часть работы с сигналом за этап его оцифровки.



а) *б)*

Рис. 4. а) фото портативного миографа в процессе калибровки; б) готовое устройство

Результаты исследования и их обсуждение

Основываясь на требованиях и решениях изложенных в предыдущих пунктах работы, было изготовлено портативное устройство для регистрации электрической активности мышц, фильтрации и передачи полученного сигнала на внешнее устройство (рис. 4). В ходе испытаний были проведены замеры в разных условиях, с различным фоном и интенсивностью электромагнитных помех.

В момент проведения испытаний замеры показали, что доля синфазных помех в пике составила 0,93 % от максимального значения полезного сигнала. То есть при используемом диапазоне 5 В, при максимальной интенсивности полезного сигнала, значение наводимой помехи доходило до 0,0465 В.

Выводы

В ходе испытаний подтвердилось, что наиболее значимым является влияние разностных помех, это ярко выражается при механическом воздействии на один из электродов, использование электродов с твердым гелием или токопроводящего раствора позволяет в значительной степени нивелировать этот фактор.

Радиопередатчик 2,4 ГГц, расположенный в непосредственной близости от аналоговой части, влияния на работу схемы не оказал.

Решение использовать выходной диапазон 0–5 В улучшило качество выходного сигнала, в сравнении с более удобным в оцифровке диапазоном 0–3,3 В. Однако ввело некоторые ограничения в способе оцифровки сигнала. Диапазон 0–5 В подразумевает использование АЦП с питающим напряжением, равным диапазону или выше его. Наиболее же производительные контроллеры со встроенным АЦП в большинстве рассчитаны на питающее напряжение 3,3 В. Однако, как в данном случае, из этой ситуации можно выйти, используя внешний блок АЦП.

Одним из теоретических способов повышения качества сигнала может быть замена аналогового фильтра низких частот его программной реализацией. Это, очевидно, несколько повысит вычислительную нагрузку на процессор, однако позволит избавиться от шумов, наводимых в аналоговом фильтре.

Список литературы

1. Большая советская энциклопедия. М.: Советская энциклопедия, 1969–1978.

2. Зайченко К.В. Съем и обработка биоэлектрических сигналов // СПбГУАП. 2001. 140 с.

3. Сергеев И.Ю., Гайдуков А.Е., Балезина О.П. Физиология: биопотенциалы и электрическая активность клеток: учебное пособие для академического бакалавриата. М.: Изд-во Юрайт, 2017. 132 с.

4. Рубцова М.С., Крутова Е.К., Крупнова И.В., Лебедева О.Р. Связь величины биоэлектрических потенциалов прорастающих семян злаков с гетерозисным эффектом и содержанием аминокислот // Вестник Нижегородского университета им. Н.И. Лобачевского. 2010. № 2. С. 575–579.

5. Анищенко В.В., Трубачева А.В., Шевела А.И., Морозов В.В., Злыгостев И.Н., Савлук А.В., Разумахина М.С., Кузнецов Ю.В., Коркотян А.Г., Кан Б.В. Перспективы электрографии в исследовании функции паренхиматозных органов для фундаментальной науки и клинической практики // Медицина и образование в Сибири, 2013. № 5. [Электронный ресурс]. URL: http://ngmu.ru/cozo/mos/article/abauthors.php?id=1230 (дата обращения: 13.12.2020).

6. Электромиография // Википедия. Свободная энциклопедия. [Электронный ресурс]. URL: https://ru.wikipedia.org/wiki/Фильтр_Калмана (дата обращения: 13.12.2020).

7. Фильтр Калмана // Проекты на микроконтроллерах AVR [10.04.2016]. [Электронный ресурс]. URL: http://avr-project.ru/publ/poleznaja_informacija/filtr_kalmana_bascom_avr/4-1-0-164 (дата обращения: 13.12.2020).

8. Гребенюк К.А. Основные виды шумов в электронных полупроводниковых приборах // Известия Саратовского университета. 2012. № 1. С. 63.