

РАЗРАБОТКА СХЕМЫ АНАЛОГОВОЙ ФИЛЬТРАЦИИ СИГНАЛА ЭЛЕКТРОМИОГРАФИИ

Фильтрация биофизических сигналов, в частности сигналов электромиографии, всегда является весьма важной задачей, стоящей перед разработчиком систем сбора биофизических сигналов. Для получения реального сигнала электромиографии (ЭМГ) необходимо избавиться от шумовых составляющих в сигнале в связи с тем, что на сигнал в процессе сбора влияют множество факторов, и получение реального сигнала происходит в условиях большого количества шумов и помех. В работе была разработана и промоделирована схема фильтрации сигнала ЭМГ в программе Filter Pro Desktop. Полученная схема отвечает поставленным требованиям, позволяет избавиться от шумов, вызванных артефактами движений, и собственной нестабильности сигнала.

Ключевые слова: электромиография, шумы, сигнал, активный фильтр, фильтр Баттерворта, мониторинг, многопетлевая обратная связь.

Несмотря на огромный технологический и социальный прогресс в современном обществе, лишение определенной конечности человеком обязательно становится личной трагедией, трудным моментом в жизни, после которого человеку необходимо многое начинать заново, переучиваться выполнять обычные действия в повседневной жизни, а следовательно, разработка протеза руки и системы управления им является первоочередной задачей для нормальной жизни человека [1, 2].

Манипуляция протезом руки обязана быть сознательной. Исходя из этого, необходимо выбрать такой метод управления, который позволял бы подавать сигнал протезу в зависимости от желания человека. Проще всего человеку управлять своими конечностями посредством сокращения скелетной мускулатуры. Сокращение мышц — уменьшение длины мышечной клетки в результате реакции этой клетки на воздействие нейромедиатора, иногда гормона. Данная функция клеток является жизненно важной для человеческого организма, она включена в систему оборонительных, дыхательных, пищевых, половых, выделительных и других физиологических процессов. За счёт скелетных мышц также осуществляются все виды произвольных движений — ходьба, мимика, движения глазных яблок, глотание, дыхание и т.п. В связи с этим был выбран метод управления, считывание электрических потенциалов с мышц культы-электромиографии (ЭМГ) [3]. Такие высокотехнологические протезы уже вышли за пределы лабораторий и производятся серийно. Однако научить пациента правильно управлять протезом все еще является непростой задачей [4, 5].

Необходимые рекомендации к проектированию системы сбора биофизических сигналов:

— подключение к пациенту осуществляется посредством трех круглых электродов с полезным диаметром 1 см, материал электродов — хлорид серебра (AgCl);

— инструментальный усилитель в дифференциальном включении должен быть установлен в не-

посредственной близости к электродам, входное сопротивление электронной схемы должно быть больше 100 Мом;

— необходимо наличие обратной связи инструментального усилителя с «виртуальной землей», размещенной на локте пациента;

— наличие схемы фильтрации сигнала на частотах 20 Гц и 500 Гц;

— наличие гальванической развязки между пациентом и системой сбора [6].

Структурная схема системы сбора и обработки биофизических сигналов линейна, каждый блок содержит в себе еще несколько схем и ряд дополнительных блоков. На рис. 1 и 2 изображены структурные схемы системы сбора, а также блока усиления и фильтрации соответственно (рис. 1, 2).

Во время получения биофизических сигналов, несущих полезную для данного вида измерений информацию, в совокупности с основным сигналом также обрабатываются различные шумы и помехи.

К регистрируемым помехам относятся некоторые искажения полезных сигналов, природой происхождения которых являются разные дестабилизирующие факторы, влияющие на измерения, такие как помехи от промышленного оборудования или молнии. Различные типы помех дифференцируются по характеру влияния на сигнал, по их происхождению, по вероятностным характеристикам, по энергетическому спектру.

Источники этих помех делятся на внешние и внутренние [7]. Внешние шумы появляются благодаря электромагнитным волнам, образующимся как вследствие определенных действий человека, так и могут иметь природное происхождение. Также к внешним шумам относятся аппаратурные или инструментальные шумы, а к помехам, вызванным деятельностью человека, будут относиться помехи переключателей, электродвигателей и другие. Сетевая помеха является приоритетным внешним шумом.

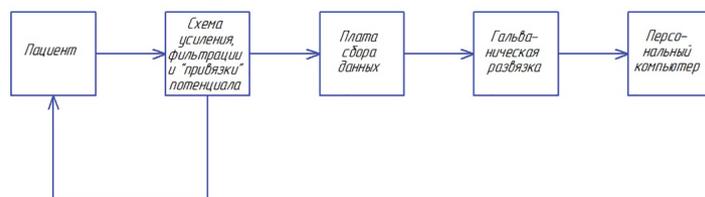


Рис. 1. Структурная схема

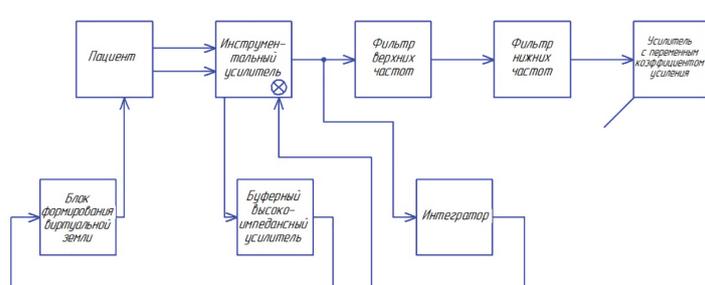


Рис. 2. Структурная схема блока усиления и фильтрации

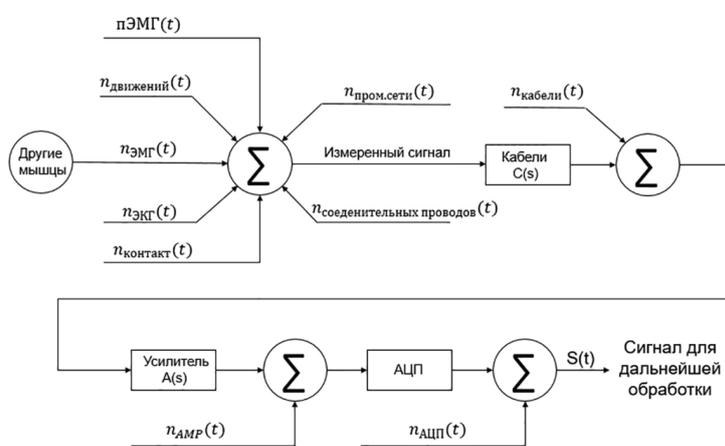


Рис. 3. Схема влияния шумов на сигнал пЭМГ

К основным внутренним шумам будут относиться различные физиологические шумы тела человека, а также шумы от электродов: шумы, связанные с функционированием других органов, например, сердца или желудка, шумы от электрокардиографии (ЭКГ), шумы от электроэнцефалографии (ЭЭГ), шумы биопотенциалов других мышц (ЭМГ соседних мышц) [8, 9].

Также существуют источники помех естественного характера: всплески солнечной энергии, колебания магнитного поля Земли, грозовые разряды и другие. Магнитные и электрические поля от разных источников помех в связи с имеющимися резистивными, емкостными, а также индуктивными связями порождают в разных точках паразитные токи и разности потенциалов, которые накладываются на полезные сигналы.

Также помехи делятся на импульсные, флуктуационные и периодические.

Некоторым подобием импульсной помехи является шумовая помеха, которая проявляется в виде одиночных импульсов (всплесков) или в виде последовательности импульсов, параметры которых случайны.

Основные причины импульсных помех — это мгновенные всплески напряжения и тока в транс-

портных средствах, промышленном оборудовании и различные природные катаклизмы.

Шумовые или флуктуационные помехи представляют собой беспорядочный, хаотический процесс во времени, в форме неповторяющихся случайных всплесков самой разной мощности. В основном флуктуационные помехи имеют нормальный закон распределения с нулевым средним и имеют существенное влияние только на сигналы низкого уровня.

Вследствие работы силовых электроустановок и линий электропередач, которые порождают высокочастотные и низкочастотные поля, появляются периодические помехи.

Также существуют сосредоточенные помехи, образующиеся в условиях, когда основная мощность помех определена на некоторой частоте (частота работы промышленной сети) [9–11].

Принимая во внимание характер воздействия на сигнал, помехи можно дифференцировать на мультипликативные и аддитивные. Аддитивные помехи складываются с сигналом и не имеют зависимости от его значений, а также не преобразовывают основные информационные компоненты данного сигнала. Мультипликативные помехи, также называемые деформирующими, модифицируют

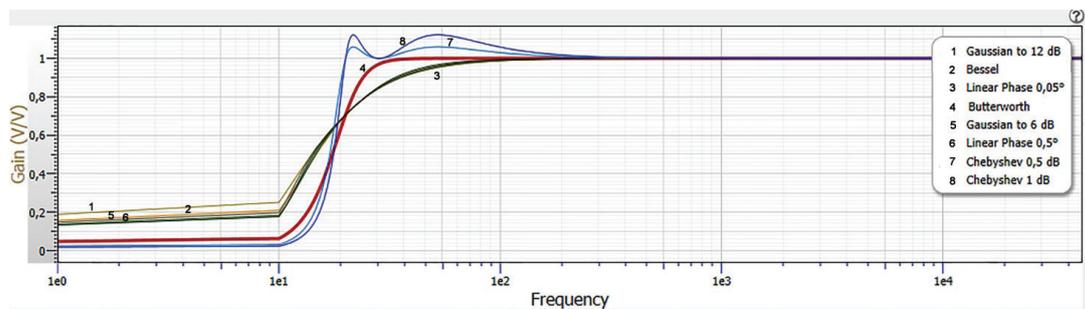


Рис. 4. Выбор типа фильтра в программе Filter Pro Desktop

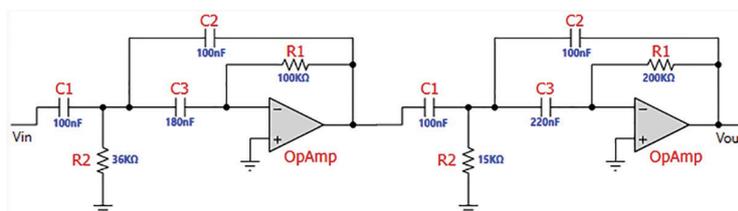


Рис. 5. Схема фильтра верхних частот четвертого порядка с на основе ОУ с МОС

форму сигнала (ее информационную составляющую) и имеют определенную зависимость от значений сигнала, а также от некоторых особенностей в сигнале. Если известен характер мультипликативных помех, то возможно корректировать сам сигнал в зависимости от него (рис. 3) [12].

Также значительное влияние на сигнал оказывают шумы от артефактов движения. Они представляют собой всплески напряжения, которые влияют на сигнал ЭМГ. Причиной появления этих всплесков может быть как подвижность электродов на поверхности кожи, так и изгиб подводящего к электроду кабеля. Данные всплески имеют максимальную энергию в диапазоне от 0 Гц до 20 Гц. Также существует собственная нестабильность сигнала. Так как скорость отдельных двигательных единиц довольно высока, то амплитуда сигнала является случайной величиной. Наибольшая нестабильность сигнала проявляется также на частотах от 0 Гц до 20 Гц.

Для того чтобы избавиться от артефактов движения и исправить нестабильность ЭМГ сигнала, необходимо использовать фильтр верхних частот на частоте среза, равной 20 Гц (так как наиболее неустойчивая полоса находится в диапазоне от 0 Гц до 20 Гц). Также для качественного аналого-цифрового преобразования необходимо применить фильтр нижних частот на частотах от 400 Гц до 500 Гц. В данной работе выбирается частота 500 Гц для обеспечения запаса прочности при проектировании. Значение затухания обоих фильтров должно быть 40 дБ/дек.

Для расчета фильтров была выбрана программа Filter Pro Desktop от компании Texas Instruments [13, 14]. Программа Filter Pro Desktop предназначена для разработки и моделирования активных фильтров, реализованных с помощью множественной обратной связи (MFB) и топологии типа Sallen-Key. Программа Filter Pro Desktop позволяет создавать низкочастотные, высокочастотные, полосно-пропускающие и полосно-заграждающие активные фильтры (рис. 4).

На рис. 4 представлены характеристики различных фильтров верхних частот (ФВЧ) с частотой среза 20 Гц. На графике под цифрой 4 выделен фильтр Баттерворта ($Q = 1,31$) четвертого порядка. Фильтр

Баттерворта имеет наиболее плоскую АЧХ в полосе пропускания, что желательно для большинства аналоговых трактов. В фильтре Баттерворта более высокого порядка АЧХ еще более плоская, и возрастает ослабление сигнала за полосой пропускания. Фильтр четвертого порядка в данной работе обеспечивает спад -80 дБ на декаду в той части АЧХ, которая лежит за частотой среза (частота, на которой происходит ослабление на 3 дБ). На рис. 5 представлена схема ФВЧ фильтра, рассчитанного в программе Filter Pro Desktop.

Измерения ЭМГ сигнала чувствительны к перекрестным помехам (сигналы от соседних мышц), следовательно, требуется качественная фильтрация, которую обеспечивает фильтр Баттерворта, имеющий более гладкую характеристику (в отличие от фильтра Бесселя и фильтра Чебышева). Также программой Filter Pro Desktop был рассчитан фильтр нижних частот (ФНЧ), результат представлен на рис. 6 [15].

Спроектированный ФНЧ фильтр на частоте 500 Гц является также фильтром Баттерворта ($Q = 1,31$) четвертого порядка (рис. 7).

Для фильтрации ЭМГ сигнала была выбрана схема, в основе которой имеется операционный усилитель (ОУ) с многопетлевой обратной связью (МОС), топология фильтра позволяет работать от однополярного источника питания, потому как неинвертирующий вход остается неиспользуемым и должен быть подключен к опорному напряжению. Преимуществами схемы на основе ОУ с МОС являются высокая добротность и малое количество компонентов, что, в свою очередь, обеспечивает меньшую стоимость всей схемы.

Основой фильтров был выбран операционный усилитель ISL28276 от компании Intersil Corporation/Renesas, данный усилитель может работать от однополярного источника питания в диапазоне от 2,4 В до 5 В [16]. Таким образом, его можно подключить к одному Li-ion элементу питания [17, 18]. Технические характеристики усилителя приведены ниже:

- низкое напряжение смещения — 100 мкВ;
- низкий ток потребления — 120 мкА;
- полоса пропускания — до 400 кГц;
- CMRR = 115 дБ;

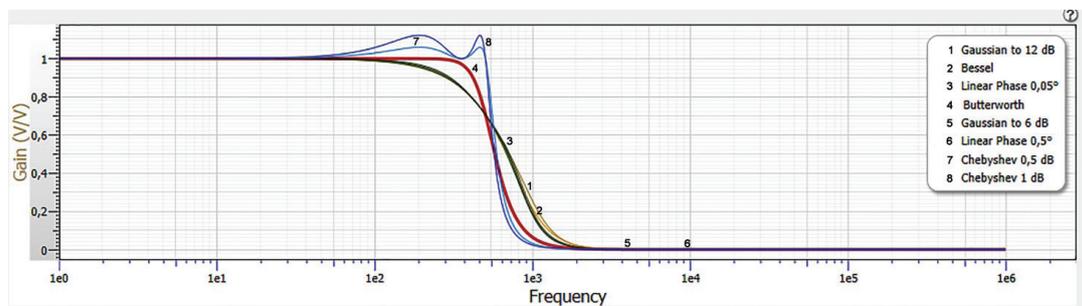


Рис. 6. Выбор типа ФНЧ фильтра в программе Filter Pro Desktop

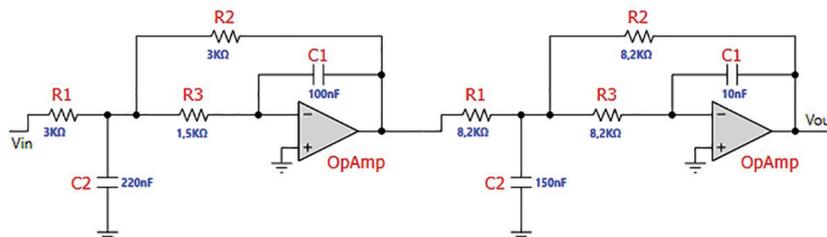


Рис. 7. Схема фильтра нижних частот четвертого порядка на основе ОУ с МОС

— малое напряжение питания, что обеспечивает низкое энергопотребление.

Таким образом, спроектированные фильтры четвертого порядка обеспечивают спад 80 дБ на декаду, отвечают поставленным требованиям, позволяют избавиться от шумов, вызванных артефактами движений, и собственной нестабильности сигнала, а также могут быть использованы для проектирования системы сбора и обработки сигналов электромиографии. В совокупности с системой цифровой фильтрации и дальнейшей обработки позволяют адекватно определять наличие мышечных сокращений.

Библиографический список

1. Синельников Р. Д., Синельников Я. Р., Синельников А. Я. Атлас анатомии человека. В 4 т. М.: Новая волна, 2009. Т. 1. 345 с.
2. Николаев С. Г. Практикум по клинической электромиографии. Изд. 2-е перераб. и доп. Иваново: Изд-во Ивановской гос. мед. акад., 2003. 264 с. ISBN 5-89085-069-5.
3. Яшин А. А. Живая материя, онтогенез жизни и эволюционная биология: моногр. / предисл. В. П. Казначеева. М.: ЛКИ, 2007. 240 с. ISBN 978-5-382-0006-0.
4. Гнездицкий В. В., Захаров С. М., Скоморохов А. А. Современные технологии длительного мониторинга ЭЭГ и полиграфических показателей в неврологической практике // Неврология. Психиатрия. 2013. № 2 (3). С. 15–20.
5. Яхно Н. Н., Штульмен Д. Р., Мельничук П. В. Болезни нервной системы. В 2 т. М.: Медицина, 2001. Т. 1. 743 с.
6. Bilodeau M., Arseneault A. B., Gravel D. [et al.]. The influence of an increase in the level of force on the EMG power spectrum of elbow extensors // European Journal of Applied Physiology. 1990. Vol. 61. P. 461–466.
7. Хоровиц П., Хилл У. Искусство схемотехники: пер. с англ. Изд. 2-е. М.: БИНОМ, 2014. 704 с.
8. Спектор С. А. Измерения физических величин. Методы измерений. Л.: Энергоатомиздат, 1987. 320 с.
9. Орнатский П. П. Теоретические основы информационно-измерительной техники. Киев: Вища школа, 1983. 455 с.
10. INA333 Micro-Power (50µA), Zero-Drift, Rail-to-Rail Out Instrumentation Amplifier. URL: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina333.pdf> (дата обращения: 20.09.2018).

11. Improving Common-Mode Rejection Using the Right-Leg Drive Amplifier. URL: www.ti.com/lit/an/sbaa188/sbaa188.pdf (дата обращения: 20.09.2018).

12. Бонилья В. Ф., Лукьянов Е. А., Литвин А. В. [и др.]. Удаление шумов и помех из электромиографического сигнала с помощью вейвлет-преобразования // Известия Юго-Западного государственного университета. Сер. Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2014. № 4. С. 96–107.

13. Dual and Quad Micropower Chopper Stabilized, RRIO Operational Amplifiers. URL: <https://www.intersil.com/content/dam/intersil/documents/isl2/isl28233-433.pdf> (дата обращения: 20.09.2018).

14. Баскаков С. И. Радиотехнические цепи и сигналы. 3-е изд., перераб. и доп. М.: Высшая школа, 2000. 462 с.

15. Characterization of ECG Noise Sources. URL: <https://ru.scribd.com/document/232881034/Characterization-of-ECG-Noise-Sources> (дата обращения: 20.09.2018).

16. WEBENCH Active Filter Designer. URL: http://www.ti.com/tool/filterpro&DCMP=hpa_amp_general&HQS=NotApplicable+OT+filterpro (дата обращения: 20.09.2018).

17. Single, Dual and Quad Micropower Single Supply Rail-to-Rail Input and Output (RRIO) Precision Op Amp. URL: <https://www.intersil.com/content/dam/Intersil/documents/isl2/isl28176-276-476.pdf> (дата обращения: 20.09.2018).

18. Отт Г. Методы подавления шумов и помех в электронных системах. М.: Мир, 1979. 318 с.

КАБАНОВ Артемий Андреевич, аспирант кафедры «Радиотехнические устройства и системы диагностики», ассистент кафедры «Автоматизированные системы обработки информации и управления». SPIN-код: 9928-7776
AuthorID (РИНЦ): 865781
Адрес для переписки: stiff5master@gmail.com

Для цитирования

Кабанов А. А. Разработка схемы аналоговой фильтрации сигнала электромиографии // Омский научный вестник. 2018. № 5 (161). С. 135–138. DOI: 10.25206/1813-8225-2018-161-135-138.

Статья поступила в редакцию 26.09.2018 г.

© А. А. Кабанов