

Алгоритм предварительной обработки электромиографического сигнала для дальнейшего выявления эпизодов мышечного сокращения

И. П. Корнеева¹, Е. Н. Шалобыта², М. И. Забудько³

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет
«ЛЭТИ» им В.И. Ульянова (Ленина)

¹korneeva.inkorn@gmail.com, ²enshalobyta@stud.etu.ru, ³zabudkomatvey@gmail.com

Аннотация. В работе рассмотрены этапы предварительной обработки электромиографического сигнала. Приведены аппаратные и программные методы фильтрации исследуемого сигнала, дано сравнение различных подходов по эффективности подавления помех. Проведена апробация наиболее эффективных методов фильтрации с использованием реальных электромиографических сигналов.

Ключевые слова: эмг сигналы, предварительная обработка, аппаратная фильтрация, цифровая фильтрация, подавление синфазной помехи, режекторный фильтр

I. ВВЕДЕНИЕ

В современной медицинской практике для получения информации о состоянии организма наиболее активно применяются методы, основанные на регистрации, обработке и анализе сигналов биоэлектрической активности объектов [1]. Их широкому распространению способствовали объективность, высокая информативность и хорошая воспроизводимость в совокупности с безопасно ограниченным воздействием на обследуемого. Одним из таких методов исследования, применяемых для оценки функционального состояния периферической нервной системы, является электромиография (далее – ЭМГ).

О функциональном состоянии и работоспособности клеток, тканей и органов в значительной степени можно судить по их электрической активности. При помощи метода ЭМГ между участками на поверхности тела фиксируются возникающие изменения разности биоэлектрических потенциалов мышечной ткани, определяемые в состоянии покоя или при ее сокращении. При этом может изучаться как произвольная активность нейромышечного аппарата, так и вызванная путем стимуляции. Исходя из этого, дается оценка общей суммарной электрической активности мышц. Данные исследования играют определяющую роль в диагностике патологий нервной системы, характеристике структуры неврологических заболеваний и контроле эффективности их лечения, а также повсеместно используются при реабилитации и для создания наиболее современных био- и нейропротезов. Все это обуславливает критическую необходимость наиболее полного извлечения физиологической информации из получаемого сигнала.

Изучение биоэлектрических процессов в организме зачастую осложняется особенностями регистрируемых

сигналов: их нестабильностью и нестационарностью, малыми амплитудными значениями и большим искажающим влиянием на них внутренних и внешних помех и шумов. В частности, при проведении ЭМГ-исследований, к информативной составляющей сигнала могут примешиваться помехи от силовых и осветительных сетей, высоко- и низкочастотные помехи, вызванные наводкой на соединительные провода и сетевой наводкой, артефакты движения и перекрестные шумы от соседних с исследуемой групп мышц. Кроме того, на полезный ЭМГ-сигнал может накладываться сигнал электрокардиограммы [2–3].

Совокупность данных факторов объясняет, почему на практике при использовании электрофизиологических методов диагностики особое внимание уделяется предобработке получаемых сигналов. Целью исследования является разработка оптимального алгоритма предварительной обработки ЭМГ-сигнала. Для достижения поставленной цели были решены следующие задачи:

- выделить и обосновать этапы предварительной обработки электромиографического сигнала;
- сформировать обобщенный алгоритм предобработки
- провести реализацию каждого этапа алгоритма на реальном ЭМГ сигнале
- на основании полученных данных разработать окончательную версию алгоритма предобработки ЭМГ.

II. РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА ПРЕДВАРИТЕЛЬНОЙ ОБРАБОТКИ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКОГО СИГНАЛА

Последовательность этапов предварительной обработки ЭМГ сигнала с учетом его особенностей выглядит следующим образом:

1. Усиление необработанного сигнала – малые амплитуды биоэлектрического сигнала делают его непосредственное измерение трудновыполнимой задачей.
2. Фильтрация сигнала – для выделения его полезной составляющей.
3. Преобразование сигнала – для получения пригодной к использованию формы сигнала (аналого-цифровое преобразование, выделение «линейной огибающей», модуляция).

В ходе разработки алгоритма было проведено исследование процесса преобработки на каждом этапе на примере реального ЭМГ сигнала.

1) Усиление необработанного сигнала

Как правило, усилителям биопотенциалов свойственна определенная специфика, обусловленная особенностями регистрируемых электрических колебаний. В идеальном случае, для наиболее качественной работы они должны обладать бесконечно большим входным сопротивлением, полностью подавлять помехи за пределами частот полезного сигнала и не вносить собственные шумы, частотные и нелинейные искажения. На практике реализация такого усилителя невозможна, однако большинство схемотехнических решений нацелено на максимальное приближение к данным значениям. В качестве биоэлектрических сигналов часто применяются усилители постоянного тока с непосредственными связями. Входные каскады усилителей выполняются по симметричным дифференциальным схемам, обеспечивающим высокий уровень подавления синфазных помех [4]. Характеристики каскадов зависят от набора элементов, составляющих их, а также от их топологии.

По мере развития технологий все более простым и дешевым способом усиления биоэлектрических потенциалов становились интегральные схемы с использованием операционных усилителей (ОУ). На сегодняшний день самой базовой и эффективной считается схема инструментального усилителя на трех ОУ, позволяющая осуществить высококачественное усиление биоэлектрических сигналов. Ее применение при проведении исследования позволило добиться усиления амплитуды сигнала почти в 100 раз и получить коэффициент ослабления синфазного сигнала равный десяткам тысяч, то есть, создать почти полное подавление синфазной помехи. При этом топология схемы позволяет регулировать усиление, меняя сопротивление только одного из входящих в ее состав резисторов.

2) Фильтрация сигнала

Наиболее часто встречающимся видом помехи при регистрации ЭМГ-сигнала является сетевая наводка от устройств эксплуатации промышленного тока. Она имеет вид синусоиды с постоянной частотой 50 Гц и амплитудой, в несколько раз превышающей амплитуду полезного сигнала. Для того, чтобы избавиться от нее, используют режекторный или гребенчатый фильтр, настроенные, соответственно, на частоту сетевой помехи и все частоты, кратные ей. При этом их характеристики формируются из условия, что в сеть источника питания, питающую измерительные устройства, не должны проникать высокочастотные электрические колебания. Оптимальным схемотехническим решением является включение режекторного фильтра, обеспечивающего подавление в узкой полосе частот 47–53 Гц, в состав усилителя биопотенциалов. Такое решение легко реализуется конструктивно и позволяет эффективно отфильтровать сигнал.

Совместно с режекторным на этапе предварительной обработки используются фильтры, основной задачей которых является ограничение полосы пропускания частот. Они необходимы для уменьшения искажения полезного сигнала рядом других помех. Например, помехами от других физиотерапевтических и

хирургических аппаратов, собственных шумов, артефактов, линейных и нелинейных искажений.

Чаще всего данный этап фильтрации реализуют в совокупности фильтр нижних частот и фильтр верхних частот, регулируя характеристики, которых можно задать необходимую полосу пропускания. Они могут быть как аналоговыми, так и цифровыми, при чем аналоговые фильтры дополнительно делятся на активные и пассивные. Активные фильтры, реализуемые при помощи транзисторов или интегральных схем с ОУ, обладают рядом преимуществ перед пассивными фильтрами. Среди них, в том числе, возможность передачи сигнала с усилением, более гибкие возможности настройки, высокое входной и низкое выходное сопротивление. В свою очередь, активные аналоговые фильтры уступают по своим качествам цифровым фильтрам, так как при цифровой фильтрации программно настраиваемые характеристики фильтров оказываются более точными. Помимо этого, появляется возможность быстрой перестройки полосы пропускания и оперативного исследования информационного сигнала в широкой полосе частот.

Вывод о преимуществах цифровой фильтрации перед аналоговой при реализации фильтров ФНЧ и ФВЧ можно сделать на основании полученных данных. Сигнал ЭМГ был пропущен через два аналоговых фильтра Баттерворта 2-го порядка (ФВЧ и ФНЧ последовательно), а затем, для сравнения, через два фильтра Баттерворта, с заданным программно набором характеристик. При этом полоса пропускания сигнала была ограничена снизу частотой 40 Гц, а сверху частотой 200 Гц, так как именно в этих пределах заключена основная полезная информация ЭМГ-сигнала. При аппаратной фильтрации амплитуда полезного сигнала уменьшилась почти в два раза, особенно после прохождения ФНЧ, тогда как после цифровых фильтров снижение значения было меньше, чем в 1,5 раза. Отношение полезного сигнала к шуму увеличилось втрое. Таким образом, на основании сравнения результатов фильтрации, можно говорить о большей эффективности цифровых фильтров по сравнению с аппаратными.

3) Преобразование сигнала

По своей природе ЭМГ-сигнал нестационарен и по своим характеристикам может напоминать белый шум. Работать с таким сигналом не всегда удобно, поэтому в большинстве случаев его подвергают дополнительным преобразованиям.

Наиболее информативно при этом получение формы или «огнивающей» сигнала. ЭМГ-сигнал имеет почти нулевое среднее значение, так как его колебания очень быстры и более или менее одинаково распределены по обе стороны от нуля. Для получения желаемого результата полученный после фильтрации сигнал в первую очередь выпрямляют, взяв его абсолютное значение, а затем пропускают через сглаживающий фильтр нижних частот. При выпрямлении сигнала переменное напряжение преобразуется в пульсирующее постоянное. В аналоговых схемах для этого чаще всего используют диодные мосты и трансформаторы, при цифровой обработке сигнал преобразовывают в соответствии с заданными математическими функциями, самой простой из которых является взятие абсолютного значения после удаления среднего, и именно она была применена в работе. В свою очередь, основной задачей

сглаживания является фильтрация сигнала от скачкообразных (ступенчатых) изменений. Ступенчатый сигнал содержит высокочастотные составляющие, обусловленные небольшими по амплитуде, но резкими перепадами уровня напряжения, которые не свойственны полезному сигналу. Поэтому для сглаживания выпрямленного сигнала удобнее всего использовать дискретный фильтр нижних частот (Баттерворта или Чебышева) с полосой пропускания от 5 до 100 Гц, так как именно в этом диапазоне изменяются частоты полезного ЭМГ-сигнала [5]. При этом такой вид фильтрации не изменяют фазу сигнала, а значит, может быть реализован как в прямом, так и в обратном направлении.

На рис. 1 представлен исходный сигнал (снизу) и сигнал после всех этапов предварительной обработки (сверху).

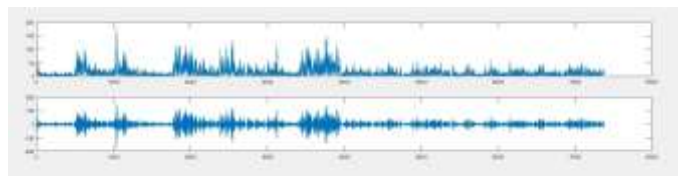


Рис. 1. Исходный ЭМГ-сигнал (нижний) и сигнал после всех этапов предварительной обработки (верхний)

III. ИТОГОВЫЙ АЛГОРИТМ

Исследование и анализ этапов предварительной обработки ЭМГ-сигнала позволяет создать ее обобщенный алгоритм. Блок-схема алгоритма представлена на рис. 2.

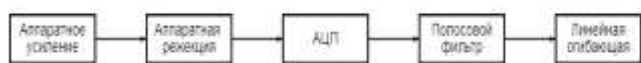


Рис. 2. Блок-схема алгоритма предварительной обработки ЭМГ-сигнала

В результате сравнения аппаратных и программных методов предварительной обработки ЭМГ сигнала на различных этапах, была выбрана наилучшая комбинация аппаратно-программных средств для предварительной обработки. Итоговая версия алгоритма включает следующие этапы:

- аппаратное усиление;
- аппаратная режекция;
- аналого-цифровое преобразование;
- цифровой полосовой фильтр;
- цифровой ФНЧ (построение линейной огибающей).

Аппаратное усиление производится при помощи схемы дифференциального усилителя на ОУ, при этом коэффициент усиления задается таким образом, чтобы его значение было не меньше 100 для получения пригодных к работе значений. К схеме дифференциального усилителя последовательно подключается схема активного режекторного фильтра с узкой полосой режекции от 47–53 Гц для фильтрации сигнала от сетевой помехи.

На следующем этапе выполняется дискретизация сигнала и его преобразование в цифровой вид для последующей фильтрации при помощи программируемых ФВЧ и ФНЧ. Низкочастотная отсечка устанавливается в диапазоне частот от 0 до 40 Гц, а высокочастотная – от 200 Гц.

На завершающих этапах предварительной обработки происходит взятие абсолютного значения сигнала, после чего он дополнительно пропускается через дискретный сглаживающий фильтр с частотой пропускания от 5 до 100 Гц для получения гладкой огибающей сигнала.

IV. ВЫВОДЫ

В ходе исследования на каждом отдельном этапе алгоритма предварительной обработки ЭМГ сигнала были выявлены наиболее эффективные способы их проведения. Усиление изначального сигнала и предварительную фильтрацию (устранение сетевой наводки) лучше реализовать при помощи аппаратной части. Удаление высоко- и низкочастотных шумов эффективнее позволяют провести цифровые фильтры, в связи с их наиболее точной настройкой. Заключительным этапом обработки является выпрямление сигнала и получение его линейной огибающей при помощи дискретного фильтра нижних частот. Результатом проведенного исследования является универсальный алгоритм предварительной обработки ЭМГ сигнала, позволяющий получить сигнал, пригодный для дальнейшего анализа.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- [1] Сушкова Л.Т. Узлы и элементы медицинской техники: усилительные каскады: учеб. пособие / Владим. гос. ун-т им. А.Г. и Н. Г. Столетовых. Владимир: Изд-во ВлГУ, 2013. 110 с.
- [2] Сафин Д.Р. Информационно-измерительная система управления биоэлектрическим протезом: Дисс. ... канд. техн. наук. / Астрахан. гос. ун-т, Астрахань, 2011.
- [3] Сафин Д.Р., Пильщиков И.С., Ураксеев М.А. Современные системы управления протезами. Конструкции электродов и усилителей биосигналов // Электроника: Наука, Технология, Бизнес №4. 2009. С.60-68.
- [4] Зайченко К.В., Жаринов О.О., Кулин А.Н., Кулыгина Л.А., Орлов А.П. Съём и обработка биоэлектрических сигналов: Учеб. пособие / Под ред. К.В. Зайченко. СПбГУАП. СПб., 2001. 140 с.
- [5] W. Rose Electromyogram analysis // Mathematic and Signal Processing for Biomechanics, 2014.