

Проектирование аналогового и цифрового фильтра

Электромиография

Латиф Розаки	Исследовательский	Кадек Хери Санджая	Артха Ивонита Симболон
Исследовательский центр электроэнергетики и мехатроники	центр электроэнергетики и мехатроники Асена Нугрохо Индонезийский	Исследовательский центр электроэнергетики и мехатроники	Группа технического внедрения разработки приборостроения
Индонезийский институт наук Бандунг, Индонезия	институт наук Бандунг, Индонезия arthaivonita.s@gmail.com	Индонезийский институт наук Бандунг, Индонезия khsb79@gmail.com	Индонезийский институт наук Бандунг, Индонезия arthaivonita.s@gmail.com
latiefrozaqie@gmail.com			

Аннотация: При работе с биосигналами, особенно электромиографией (ЭМГ), необходим соответствующий метод фильтрации, поскольку они обычно содержат различные шумы. В этой статье обсуждается разработка недорогой аналоговой схемы фильтра поверхностной электромиографии (пЭМГ), а также цифрового фильтра с бесконечной импульсной характеристикой (БИХ). Схема аналогового фильтра с топологией активного фильтра с ключом Саллена разработана на основе аналитического проектирования и моделирования фильтра. Цифровой БИХ-фильтр разрабатывается одновременно с аналоговым фильтром путем получения БИХ-фильтра из полученной передаточной функции аналогового фильтра.

Кроме того, искусственный сигнал пЭМГ, сгенерированный в результате численного моделирования, а также записанный сигнал ЭМГ из системы Biopac MP 160, стандартизированного лабораторного оборудования для сбора физиологических данных, подаются на разработанный фильтр для проверки надежности фильтра. Результат показывает, что разработанный цифровой БИХ-фильтр имеет лучшие характеристики по сравнению с аналоговым фильтром, представленным значением количественной среднеквадратичной ошибки (RMSE), полученным в результате двух тестов численного моделирования.

Ключевые слова: низкая стоимость, поверхностная электромиография, аналоговый фильтр, БИХ-цифровой фильтр

I. ВВЕДЕНИЕ

Поверхностная электромиограмма (пЭМГ) — популярный биосенсор, используемый многими учеными в биомедицинских исследованиях. Это очень простой и менее инвазивный инструмент для регистрации мышечной активности человека. Результирующий сигнал предоставляет богатую информацию, которая может быть полезна для многих приложений в области реабилитации, эргономики, спорта, физиотерапии, нейрофизиологии, кинезиологии и робототехники [1]. sEMG имеет несколько преимуществ по сравнению с ЭМГ с тонкими проволоками или игольчатыми электродами, такие как простота и быстрота использования, меньшая чувствительность к гигиеническим проблемам, доступность различных типов одноразовых электродов по низкой цене и возможность использования исследователями без профессиональной медицинской сертификации. Однако у пЭМГ также есть недостатки: она способна измерять только поверхностные мышцы и более подвержена шуму, который может повлиять на точность данных ЭМГ. Чтобы получить необходимую информацию, сигналы пЭМГ необходимо фильтровать, поскольку они обычно содержат различные шумы, которые затемняют информацию. Существует несколько доминирующих источников шума, которые обычно рассматриваются, а именно: электроды, артефакты движения и электрические помехи. Электродный шум при пЭМГ обычно возникает из-за реактивного сопротивления из-за контакта электрода с кожей. Этот импеданс очень высок и приводит к уменьшению амплитуды сигнала и искажению формы сигнала [2].

Другим источником шума является артефакт движения, которым может быть движение электрода по прикрепленной поверхности кожи или артефакт движения кабеля. Первое вызвано механическим нарушением зарядового слоя электродов и деформацией кожи под электродами, а второе генерируется кабелем как продуктом неэкранированного кабеля.

перемещаясь через магнитное или электрическое поле, генерируя ненужный ток. Говорят, что артефакт движения электрода имеет плотность мощности ниже 20 Гц, тогда как артефакт движения кабеля находится в диапазоне от 1 до 50 Гц [2]. Последний источник шума — это помехи в линиях электропередачи, которые различаются во многих странах, но чаще всего находятся в диапазоне 50–60 Гц. Фильтр обычно минимизирует вышеупомянутую проблему. Поэтому существует множество исследований, направленных на разработку фильтра для применения пЭМГ. Многие ссылки были адресованы разработке аналогового фильтра сЭМГ [3–8] в их исследованиях, направленных на разработку недорогого многоканального фильтра сЭМГ с ценой ниже доступного на рынке коммерческого фильтра сЭМГ.

Аналогично, другие исследования также указали на низкую стоимость конструкции, описанную в двух предыдущих исследованиях [7][9]. Другой подход заключался в минимизации энергопотребления и уменьшении размера фильтра, чтобы он соответствовал носимому устройству[6]. Кроме того, конструкция фильтра [4][5] была разработана для обнаружения активности мышц нижних конечностей.

Сообщалось, что фильтр, разработанный на основе вышеупомянутого исследования, имеет интересующие частоты в диапазоне от 16 Гц до 483 Гц [8], 34–397 Гц [6], 10–500 Гц [4], 20–500 Гц [3], 3–500 Гц [9]. Более того, полная информация о том, что наиболее значительная мощность сигнала sEMG находится ниже 500 Гц [2], но может быть расширена до 2000 Гц для расширенного интеллектуального анализа информации. Эта конструкция фильтра определяет частоту, которая будет наблюдаться в диапазоне от 20 до 500 Гц, что реализуется путем разработки полосового фильтра.

II. ДИЗАЙН ФИЛЬТРА

Фильтр Баттерворта выбран для применения в этой статье для борьбы с пЭМГ. Причина выбора типа фильтра Баттерворта заключается в том, что этот фильтр имеет самый плавный переход в полосе пропускания через рабочую зону полосы задерживания, что означает, что этот фильтр имеет наименьшую пульсацию по сравнению с другими типами фильтров, а именно Чебышева, Обратно-Чебышева и Эллиптическим. Фильтр можно спроектировать, следуя процедуре, показанной на рис. 1. Показан обобщенный процесс проектирования любого типа фильтра, начиная с определения технических характеристик фильтра с последующей разработкой нормализованной функции нижних частот и, наконец, ненормализации уравнения до желаемого значения. тип фильтра.

A. Аналоговый фильтр.

Поскольку процедура проектирования фильтра четко объяснена выше, первым шагом является определение технических характеристик фильтра. Рис. 2

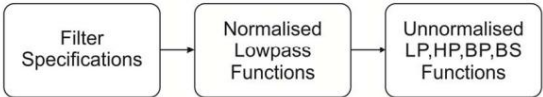


Рис. 1. Обобщенная конструкция фильтра.

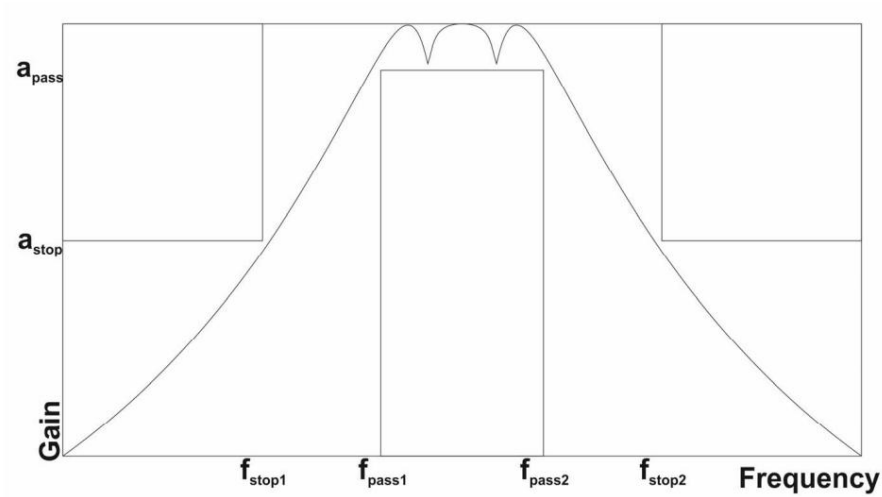


Рис. 2. Технические характеристики полосового фильтра.

изображает общие параметры, используемые для разработки полосового фильтра. Определенный параметр также является спецификацией, необходимой разработчику фильтра, поскольку он содержит такую информацию, как коэффициент пропускания и стоп-усиления, а также интересующую частоту. Проектировщики указывают полосу пропускания и полосу задерживания. усиление, а также частоты среза, определенные как f_1 и f_2 .

Так как спецификация уже определена. Нормализованная функция нижних частот фильтра Баттерворта может быть дополнительно рассчитана с помощью следующего уравнения [10].

0,1 а 1 / 10 0,1 а 1
войти 10 2 журнал (0,1)
БН (1)

ЧАС ББ Н (θ) (Б 2М)
М (сБ 2М) 1М сБ + 2М
М (0,1,..., Н / 2)
даже заказать (2)

ЧАС ББ Н Б (θ) РБ (2М)
М (сБББ) (2 12 М сБ + М)
М = 0,1,..., (Н 1 / 2)
нечетный порядок

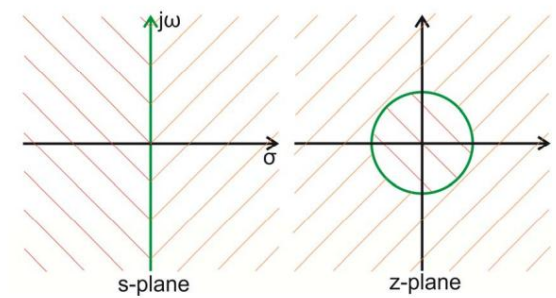


Рис. 3. Карты z-преобразования

где $H_N(p)$ — нормированный фильтр нижних частот порядка N , а остальные неизвестные переменные можно определить по уравнению ниже [10].

р ~ ε 1 / Н ε ~ √ 10 0,1 а
Б 1ММ 2σ Б 2МММ σ 2 ω 2
σ М "P грех (θ) М ω М "P грех (θ) М (3)

После определения нормализованного фильтра нижних частот. Его можно ненормировать для любого типа фильтра, подставив полученное уравнение в соответствии с таблицей I. Цифровой фильтр БИХ-фильтр можно легко сконструировать после разработки передаточной функции аналогового фильтра. Одним из методов является z-преобразование. Идея состоит в том, чтобы дискретизировать аналоговую передаточную функцию, которая получается из конструкции аналогового фильтра, в дискретную передаточную функцию. Следующее уравнение, называемое билинейным преобразованием, можно заменить непрерывной передаточной функцией и преобразовать непрерывную передаточную функцию в дискретную:

c = 2 / T * я / я + 1 (4)

Это преобразование, которое отображает непрерывную s-область в дискретную z-область, можно увидеть на рис. 3. Из преобразования видно, что левая половина s-плоскости отображается внутри круга, а правая половина s- плоскость нанесена на карту снаружи. Также вертикальная ось отображается в точке единичного круга.

ТАБЛИЦА I. КОЭФФИЦИЕНТ НЕНОРМАЛИЗАЦИИ [10]		
Тип	Замена	Коэффициент
НЧ	$C = \frac{c}{\omega_0}$	-
Высокая частота	$C = \frac{\omega_0}{c}$	-
Полосовой проход	$C = \frac{c^2 + \omega_0^2}{4\omega_0 c}$	$\omega_0 \sim \sqrt{\omega}$ пройти 1 ЧБ $\sim \omega$ пройти 2 прохода ² ω проходит 1
полоса пропускания	$C = \frac{4\omega_0 c}{c^2 + \omega^2}$	$\omega_0 \sim \sqrt{\omega}$ пройти 1 ЧБ $\sim \omega$ пройти 2 прохода ² ω проходит 1

ТАБЛИЦА II. УРАВНЕНИЕ ПАССИВНЫХ КОМПОНЕНТОВ [10]

Типы		Р	РБ /РА	Да
Высокая частота		$\frac{1}{\sqrt{C_1}}$	$\frac{1}{\sqrt{C_1}}$	-
НЧ		$\frac{1}{\sqrt{C_2}}$	$\frac{1}{\sqrt{C_2}}$	-
полоса пропускания	$\frac{1}{\sqrt{C_2}}$	$\frac{1}{\sqrt{C_2}}$	$\frac{1}{\sqrt{C_2}}$	-
	$\frac{1}{\sqrt{C_2}}$	$\frac{1}{\sqrt{C_2}}$	$1 + \frac{C_1}{C_2}$	$\frac{2p}{6 \cdot 10^{-1}}$
	$\frac{1}{\sqrt{C_2}}$	$\frac{1}{\sqrt{C_2}}$	$1 + \frac{C_1}{C_2}$	$\frac{C_1}{2}$

III. РЕАЛИЗАЦИЯ ФИЛЬТРА

А. Аналоговый

фильтр. Разработанная блок-схема аналогового фильтра пЭМГ показана на рис. 4 красным пунктирным прямоугольником, где также показан общий аналоговый фильтр пЭМГ, который обычно состоит из стадии предварительного усиления и изоляции постсигнала. Здесь полосовой фильтр реализуется путем конвейерной передачи фильтров нижних и верхних частот. Срез фильтра верхних и нижних частот определяется на частотах 20 и 500 Гц соответственно.

Целью данного исследования является разработка максимально простого и дешевого устройства с наименьшим количеством компонентов. Таким образом, активный фильтр второго порядка с топологией сallen-ключа выбирается как для фильтра верхних частот, так и для фильтра нижних частот, чтобы сохранить простоту и количество компонентов, в то время как активный полосовой фильтр третьего порядка с сallen-ключом используется для удаления шума линии электропередачи, чтобы он мог легко может быть реализовано с использованием счетверенных операционных усилителей, а также одиночных/двойных операционных усилителей, что позволяет сделать плату максимально маленькой, поскольку требуются только два операционных усилителя. Следовательно, поскольку порядок фильтра уже определен; аналоговую передаточную функцию фильтра можно рассчитать с помощью уравнения (1) и/или (2). Уравнения (5), (6) и (7) представляют собой результирующую передаточную функцию

$$H_{hp}(s) = \frac{c^2}{s^2 + 247.3 \cdot 10^3 s + e} \tag{5}$$

$$H_{lp}(s) = \frac{1,947e}{s^2 + 6174 \cdot 1,947e} \tag{6}$$

$$H_{BSF}(s) = \frac{s^6 + 4,248e s^5 + 2,0620e s^4 + 5,69814e s^3 + 4,013e s^2 + 2,2925e s + 7,4627e}{s^6 + 2,730e s^5 + 2,75812e s^4 + 5,69814e s^3 + 4,013e s^2 + 2,2925e s + 7,4627e} \tag{7}$$

Обратите внимание, что центральная частота полосового фильтра выбрана равной 50 Гц, поскольку частота сети в этой стране находится на уровне 50 Гц. Топология активного фильтра Саллена-ключа и ее вид показаны на рис. 5.

Уравнения (8), (9) и (10) имеют общую форму, которая соответствует передаточной функции фильтра, показанной на рис. 5.

$$H_{hp}(s) = \frac{c^2}{s^2 + 247.3 \cdot 10^3 s + e} \tag{8}$$

$$H_{lp}(s) = \frac{2}{s^2 + 6174 \cdot 1,947e} \tag{9}$$

$$H_{BSF}(s) = \frac{(s^2 + 247.3 \cdot 10^3)^2}{s^6 + 2,730e s^5 + 2,75812e s^4 + 5,69814e s^3 + 4,013e s^2 + 2,2925e s + 7,4627e} \tag{10}$$

Значения пассивных компонентов можно получить непосредственно, подставив константы из уравнений (8)-(10) в Таблицу II.

В. Цифровой фильтр.

Цифровой БИХ-фильтр реализуется путем анализа разработанной аналоговой передаточной функции в уравнении (8)-(10). Трехступенчатый фильтр, показанный на рис. 6, можно объединить для формирования единой передаточной функции, которая представляет собой весь спроектированный фильтр пЭМГ.

В результате получается аналоговый фильтр пЭМГ (11).

$$H_{EMG}(s) = \frac{1,947e \cdot 8,4824 \cdot 10^3 \cdot 6,3999 \cdot 10^3 \cdot 4,1052 \cdot 10^2}{s^{10} + 6822 \cdot 9,2386 \cdot 7 \cdot 10^3 \cdot 8,1558 \cdot 10^3 \cdot 7,1001 \cdot 10^3 \cdot 3,623 \cdot 10^3 \cdot 5,116 \cdot 10^3 \cdot 4,2423 \cdot 10^3 \cdot 3,4211 \cdot 10^3 \cdot 4,499 \cdot 10^3 \cdot 3,48 \cdot 10^3} \tag{11}$$

Разработанная передаточная функция аналогового фильтра sEMG затем преобразуется в дискретную передаточную функцию путем замены уравнения (4) в уравнение (11) и дает следующий результат. Обратите внимание, что время выборки выбрано равным T = 0,001 с.

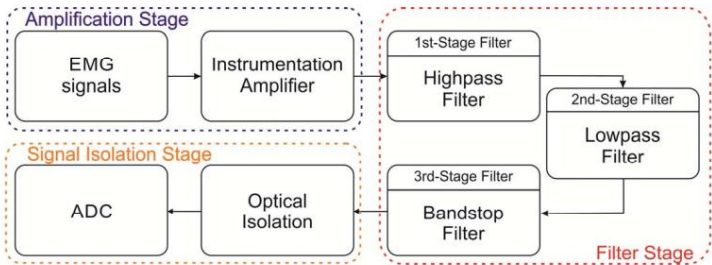


Рис. 4. Структурная схема спроектированной аналоговой схемы.

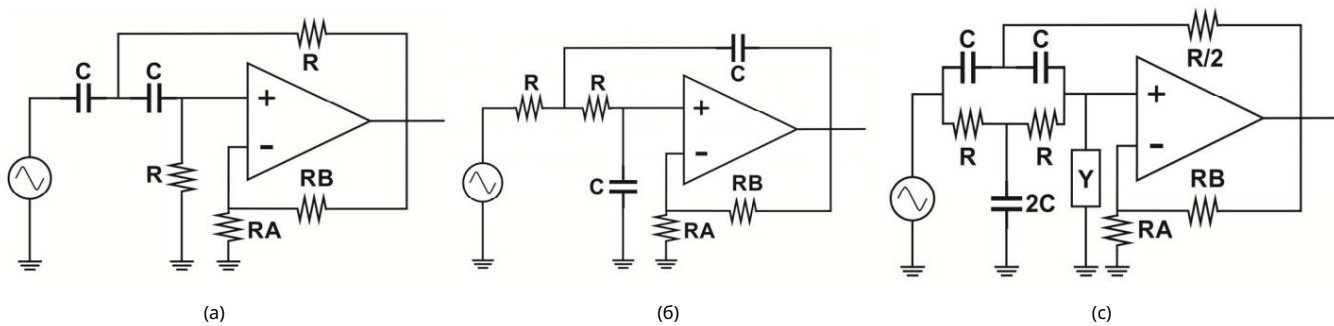


Рис. 5. Топология активных фильтров Саллена (а) Фильтр верхних частот второго порядка (б) Фильтр нижних частот второго порядка и (в) Полосовой фильтр первого порядка

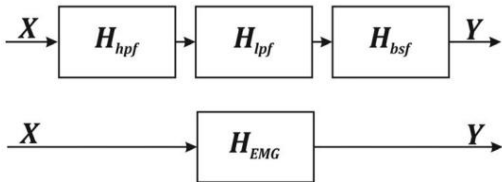


Рис. 6. Комбинация блок-схем

$$H_{EMG}(r) = \frac{10^{9,8765} \cdot 0,3942z^2 - 2,269z + 4,748z - 2,785z - 5,142z + 10,11z + 4 \cdot 3 \cdot 2 - 5,142z}{7,055z^4 + 3 \cdot 2 + 0,8158z^2 - 2,785z + 4,748z - 2,269z + 0,3942 \cdot 10}$$

(12)

искусственный сигнал пЭМГ на основе функции плотности вероятности путем определения двух наборов констант.(Результат сигнала)
изображен на рис. 8.

$$(F_X; \mu_{\text{мкк}}) \left(\lambda / 2\pi \right)^{\frac{1}{2}} \cdot \frac{2}{3} \cdot \frac{1}{\text{опыт}} \left(\lambda \left(\mu_{\text{мкк}} \right)^{2/2} \cdot \mu_{\text{мкк}}^2 \cdot x \right), 0; \mu_{\text{мкк}} > 0; \lambda > 0;$$

(13)

IV. РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Пассивные компоненты, выбранные для построения схемы аналогового фильтра пЭМГ, показаны в Таблице III. Конденсатор емкостью 0,1 мкФ выбирается для фильтров верхних и нижних частот, а конденсатор режекторного фильтра составляет 0,01 мкФ. После проведения численного моделирования частотная характеристика, полученная в результате разработанного теоретического аналогового фильтра, показана на рис. 7. Частотная характеристика аналогового фильтра в результате специального моделирования после процесса принятия решения и настройки выбора пассивного компонента, используемого в схеме, также показана на рисунке. та же цифра. Как разработанный аналоговый, так и цифровой фильтр затем проверяются путем сравнения сигнала, генерируемого в результате моделирования, а также сигнала, записанного с помощью прибора. Таким образом, смоделированные данные пЭМГ были получены на основе следующего уравнения [11]. Уравнение (13) может генерировать

где: μ — среднее значение, λ — параметр формы.

Чтобы имитировать шум, к идеальному сигналу sEMG добавляется искусственный шум линии электропередачи. Шум линии электропередачи имеет центральную частоту 50 Гц. На рис. 9 показан фильтр sEMG, окрашенный шумом линии электропередачи. Зашумленная пЭМГ затем преобразуется в исходный сигнал, который передается на разработанный аналоговый и цифровой фильтр. На первый взгляд, разработанный аналоговый и цифровой фильтр может эффективно удалять шум линии электропередачи, как это видно на рис. 10. Это еще больше подтверждается фактом сравнения анализа частотной области, который показан на рис. 11.

Кроме того, среднеквадратическая ошибка (RMSE) определяется как инструмент количественного анализа для проверки эффективности фильтра. Уравнение (14) содержит уравнение RMSE.

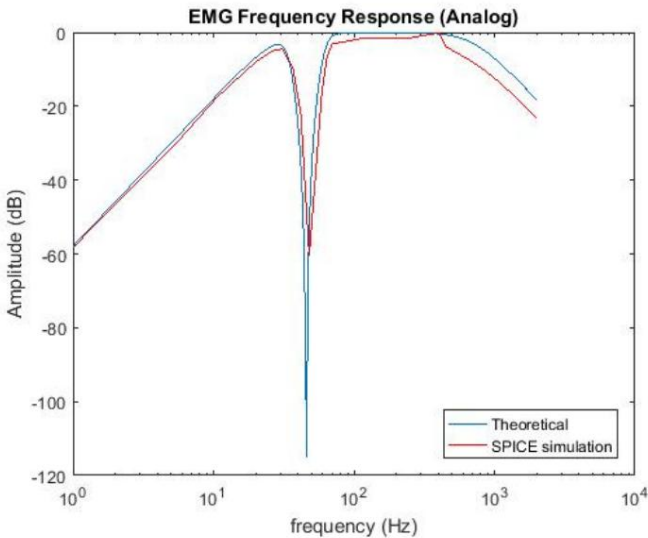


Рис. 7. Частотная характеристика аналогового фильтра

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (x[n] - \hat{x}[n])^2} \tag{14}$$

где N — количество выборок, сигнал $x[n]$, [ЭТО ССЫЛКА](#)
 $\hat{x}[n]$ — отфильтрованный сигнал sEMG.

Результат расчета RMSE получен из
применение уравнения (14) показано в Таблице IV, обратите внимание, что $\hat{x}[n]$ выбран в качестве моделируемого чистого сигнала пЭМГ. Дальнейшее исследование проводят путем предоставления необработанных данных, записанных с помощью пЭМГ с использованием системы сбора физиологических данных Biopac MP 160, которые затем применяются к фильтрам. На данно

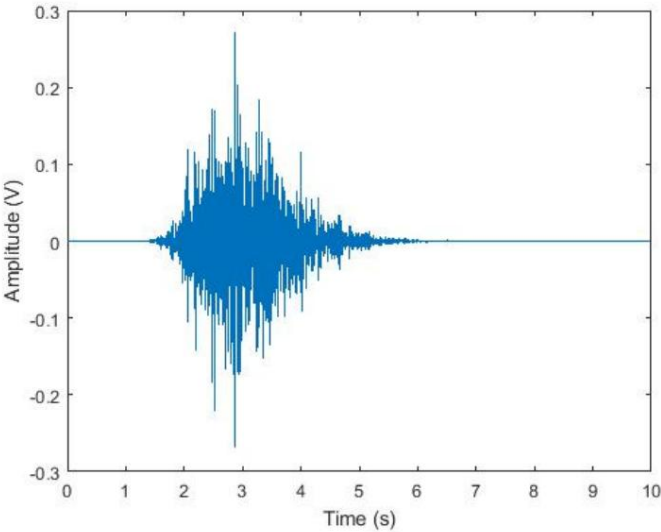


Рис. 8. Имитированный чистый сигнал пЭМГ.

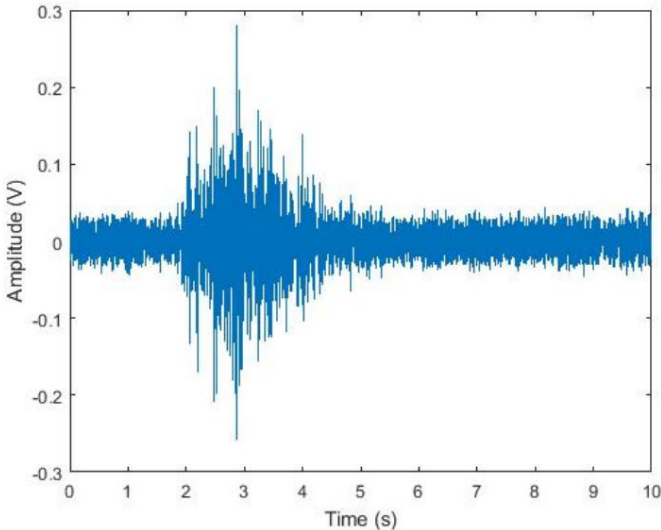


Рис. 9. Моделирование пЭМГ с добавлением шума линии электропередачи

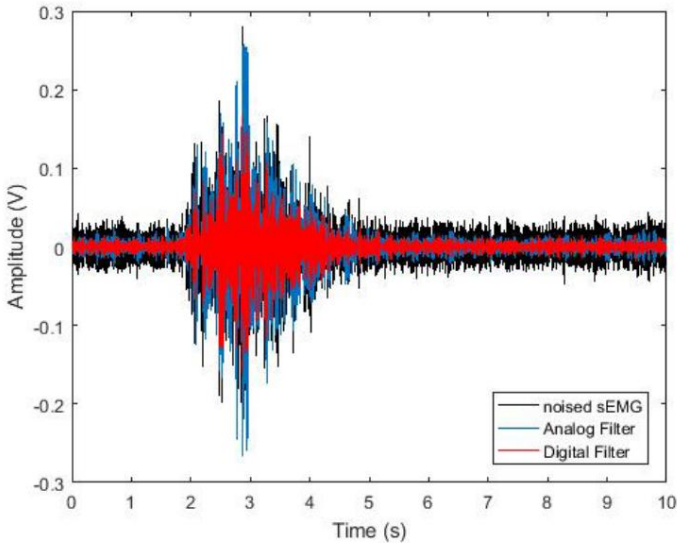


Рис. 10. Сравнение моделируемого сигнала пЭМГ во временной области.

сигналы принимаются при свободном движении руки, при котором электроды пЭМГ регистрируют активность двуглавых и трехглавых мышц плеча. Необработанный сигнал, генерируемый вышеупомянутой мышечной активностью, а также отфильтрованный сигнал разработанного аналогового, цифрового БИХ и системы Вiorас, показан на рис. 12. Кроме того, на рис. 13 показано увеличенное изображение

вид записанной пЭМГ из системы Вiorас, которая выделена красным пунктирным прямоугольником на рис. 12. Эффективность фильтра можно количественно оценить, применив ту же формулу уравнения (14), что приводит к Таблице V, и путем изменения опорного сигнала $x^*[]$ так, чтобы он был результатом сигнала фильтра системы Вiorас.

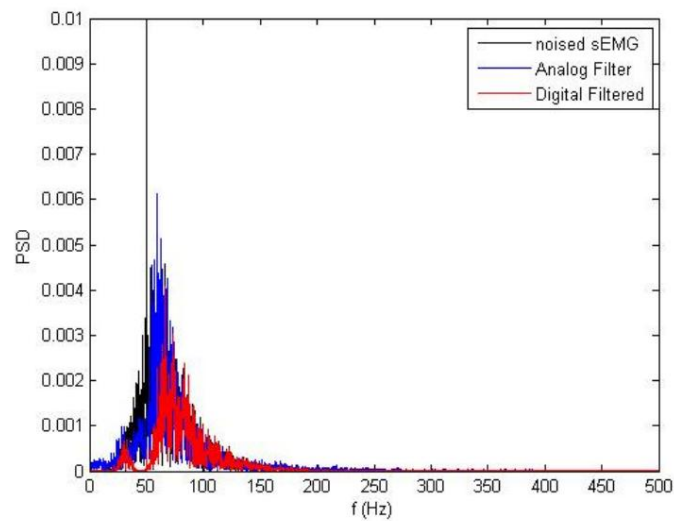


Рис. 11. Сравнение моделируемых сигналов пЭМГ в частотной области.

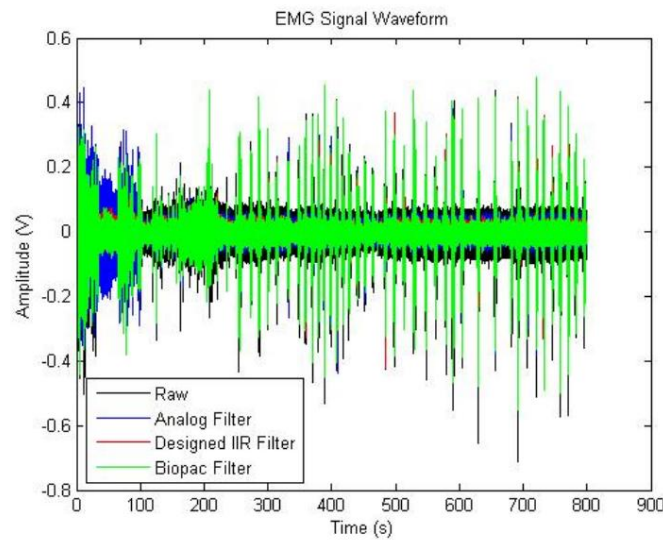


Рис. 12. Общий вид сигнала пЭМГ, записанного с Вiorас MP160.

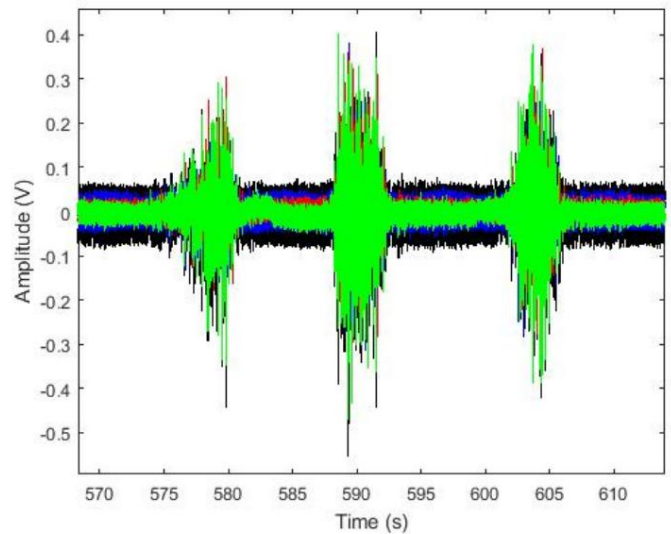


Рис. 13. Увеличенное изображение сигнала пЭМГ.

ТАБЛИЦА III. ОТДЕЛЬНЫЕ ПАССИВНЫЕ КОМПОНЕНТЫ				
Нет	РН	РА	РБ	Да
Высокая частота				
1	56 кОм	10 кОм	6,2 кОм	-
НЧ				
1	2,7 кОм	10 кОм	6,2 кОм	-
полоса пропускания				
1	330 кОм	10 кОм	6,2 кОм	-
2	330 кОм	10 кОм	12 кОм	R0 = 880 кОм
3	330 кОм	10 кОм	12 кОм	C0 =5нФ

ТАБЛИЦА IV. РЕЗУЛЬТАТ ФИЛЬТРА RMSE ЗНАЧЕНИЕ		
Нет	Фильтр	RMSE
1	Аналоговый	0,06113
2	Цифровой БИХ	0,03613

ТАБЛИЦА V. РЕЗУЛЬТАТ ФИЛЬТРА RMSE ЗНАЧЕНИЕ		
Нет	Фильтр	RMSE
1	Аналоговый	0,05665
2	Цифровой БИХ	0,05224

ЗАКЛЮЧЕНИЕ _

Разработаны аналоговый и цифровой фильтр сЭМГ. Оба разработанных фильтра прошли соответствующие испытания посредством численного моделирования. Искусственный сигнал пЭМГ, а также записанные с помощью системы Biopac сигналы активности мышц подавались на разработанный фильтр и проводился количественный анализ с использованием среднеквадратической ошибки (RMSE) для сравнения обоих разработанных фильтров. Оба результата теста показывают, что цифровой фильтр смог превзойти аналоговый фильтр. Тест с подачей искусственного сигнала пЭМГ показал, что RMSE аналогового фильтра выше, чем цифрового, RMSE аналогового фильтра составляло 0,06113, а цифрового - 0,03613. Кроме того, тест с использованием записанного сигнала системы Biopac демонстрирует ту же картину, в которой аналоговый и цифровой фильтры имеют среднеквадратическое отклонение 0,05665 и 0,05224 соответственно. Понятно, что цифровой фильтр может превзойти аналоговый фильтр, поскольку точность аналогового фильтра зависит от процесса принятия решения и настройки при выборе.

Значение пассивных компонентов, такое как наличие компонентов, допуск, несовершенство изготовления, ухудшение характеристик и т. д.

ПОДТВЕРЖДЕНИЕ

Авторы благодарны Министерству исследований, технологий и высшего образования Республики Индонезия за поддержку финансирования этого исследования через схему финансирования исследований INSINAS с номером контракта 15/INS-1/PPK/E4/2019.

ИСПОЛЬЗОВАНАЯ ЛИТЕРАТУРА

[1] Р. Мерлетти, А. Боттер, А. Трояно, Э. Мерло и М. А. Минетто, «Технология и приборы для обнаружения и обработки поверхностного электромиографического сигнала: современное состояние», Clin . Биомехан., вып. 24, нет. 2, стр. 122–134, февраль 2009 г.

[2] Э. . Клэнси, Э. . Морин и Р. Мерлетти, «Проблемы выборки, снижения шума и оценки амплитуды в поверхностной электромиографии», Дж. Электромиогр. Кинезиол., вып. 12, нет. 1, стр. 1–16, февраль 2002 г.

[3] Дж. Ван, Л. Тан и Дж. Бронлунд, «Усиление и фильтрация поверхностного ЭМГ-сигнала», Int. Дж. Компьютер. Приложение, вып. 82, нет. 1, стр. 15–22 ноября 2013 г.

[4] М. С. Аль-Курайши, А. Дж. Ишак, С. А. Ахмад и М. К. Хасан, «Многоканальная система сбора данных ЭМГ: проектирование и временной анализ во время движений голеностопного сустава человека», в 2014 г. Конференция IEEE по биомедицинской инженерии и наукам (IECBES), 2014 г. , нет. Декабрь, стр. 338–342.

[5] Х. М. Деса, М. С. Зубер, Р. Джаилани и Н. М. Тахир, «Разработка схемы ЭМГ для обнаружения движения ног», Симпозиум IEEE по компьютерным приложениям и промышленной электронике (ISCAIE), 2016 г. , стр. 46–51. .

[6] Д.А.Ф. Гузман, С. Сapiенца, Б. Серени и П.М. Рос, «Система сбора поверхностной ЭМГ на основе событий с очень низким энергопотреблением и готовыми компонентами», на конференции IEEE Biomedical Circuits and Systems (BioCAS), 2017 г. 2017, том. 2018 г., январь, стр. 1–4.

[7] Н. Мохаммед, З. Ахмед и Р. Алам, «Проектирование и разработка недорогого усилителя ЭМГ для вспомогательных технологий», в 2017 г. Международная конференция IEEE по электроэнергетике, управлению, сигналам и приборостроению (ICPCSI), 2017 г. , стр. 137–140.

[8] IAR да Силва, ECBF дос Сантос, Э.М. Карвальо и DO. Дантас, «Недорогая аппаратно-программная платформа для многоканальной поверхностной электромиографии», на симпозиуме IEEE по компьютерам и коммуникациям (ISCC), 2018 г. , 2018 г., том. 2018-июнь, стр. 01114–01119.

[9] Т. Супук, А. Скелин и М. Сик, «Проектирование, разработка и тестирование недорогой системы пЭМГ и ее использование для регистрации мышечной активности при походе человека», Sensors, vol . 14, нет. 5, стр. 8235–8258, май 2014 г.

[10] Л. Теде, «Практическое проектирование аналоговых и цифровых фильтров, Artech House», Inc., Норвуд, том. 3, нет. 5, стр. 187–188, 2004.

[11] И. Ашида, С. Каваками и Ю. Мияока, «Новый метод моделирования поверхностных электромиограмм с использованием функций плотности вероятности», Comput. Биол. Мед., вып. 38, нет. 7, стр. 837–844, июль 2008 г.