



# Гибридный подход к выделению сигналов ЭМГ путем фильтрации Данные ЭЭГ для приложений IoT для неподвижных людей

Аман Курапа<sup>1</sup> · Даршита Ратхор<sup>1</sup> · Дамодар Редди Эдла<sup>2</sup> · Аннушри Баблани<sup>2</sup> ·  
Венкатанарешбабу Куппили<sup>2</sup>

© Springer Science+Business Media, LLC, часть Springer Nature 2020

## Абстрактный

Интерфейс «мозг-компьютер» (BCI) — это новая технология, которая позволяет человеку управлять компьютером или другими электронными устройствами с помощью сигналов мозга. В этой статье представлена система BCI на основе электроэнцефалографии (ЭЭГ) с фильтрованными электромиографическими (ЭМГ) сигналами для автоматизации бытовой техники. Сигналы ЭЭГ обычно загрязнены различными шумами или артефактами, которые необходимо удалить, чтобы правильно интерпретировать желаемый результат. Система фокусируется на извлечении сигналов ЭМГ, генерируемых движением руки, которые могут быть использованы инвалидами, парализованными, хромыми, парализованными или людьми с особыми потребностями для повышения своей независимости и расширения своих возможностей. Сигналы ЭЭГ записываются и фильтруются с помощью гибридных цифровых фильтров. В этой работе отфильтрованные сигналы отправляются на микроконтроллер для управления различными устройствами.

Ключевые слова Интерфейс мозговых вычислений (BCI) · Сигналы ЭЭГ · Фильтр Баттерворта · Мощность  
Спектральная плотность

---

\* Дамодар Редди Эдла  
[dr.reddy@nitgoa.ac.in](mailto:dr.reddy@nitgoa.ac.in)

Аман Курапа  
[amank16101@iiitnr.edu.in](mailto:amank16101@iiitnr.edu.in)

Даршита Ратхор  
[darshita16101@iiitnr.edu.in](mailto:darshita16101@iiitnr.edu.in)

Аннушри Баблани  
[annubablani@nitgoa.ac.in](mailto:annubablani@nitgoa.ac.in)

Венкатанарешбабу Куппили  
[venkatanaresb@nitgoa.ac.in](mailto:venkatanaresb@nitgoa.ac.in)

<sup>1</sup> Международный институт информационных технологий, Ная Райпур, Чхаттисгарх, Индия

<sup>2</sup> Национальный технологический институт, Гоа, Понда, Индия

## 1. Введение

BCI — это совместная работа мозга и гаджета, которая позволяет сигналам разума управлять некоторыми внешними действиями, например, управлением курсором или протезом конечности.

Через интерфейс обеспечивается прямой путь связи между мозгом и управляемым устройством [1]. Электроэнцефалография (ЭЭГ) — одна из выдающихся (и, возможно, наиболее опытных из всех) систем визуализации мозга, которая дает психологическую основу различных форм сознания, мышления, обучения, построения наблюдения и эмоционального возбуждения [2]. В системе ЭЭГ используется неинвазивная технология [3], которая состоит из неметаллических электродов, обычно изготовленных из углерода и углеродного волокна, которые размещаются в определенных местах на коже головы с помощью международно признанной системы. Электроды в основном измеряют разницу в напряжении, возникающую из-за ионного тока, который движется между нейронами и мозгом [4]. Электроэнцефалограмма — это тест для измерения электрического действия мозга. Система также состоит из усилителя, который усиливает сигналы ЭЭГ, поскольку они имеют очень низкую амплитуду в Вольтах.

BCI оказывает поддержку пациентам с ограниченными возможностями. Получение инструкций от других частей тела и модуляция реакции мозга, обеспечивающая поддержку канала между человеческим разумом и техническим устройством. Поскольку ЭЭГ измеряет электрическую активность мозга, ЭМГ измеряет электрическую активность мышц. В сочетании с ЭЭГ электромиография (ЭМГ) используется для разработки более эффективных приложений для людей с ограниченными возможностями. Аналогично, в прошлом проводились исследования, чтобы понять оба сигнала и отличить их друг от друга, чтобы их можно было использовать при разработке различных приложений, включая Интернет вещей. Предложена материнская вейвлет-матрица (MWM) [5] для извлечения сигналов ЭМГ предплечья. Цель состоит в том, чтобы классифицировать эти сигналы так, чтобы MWM включал в себя материнский вейвлет, который имеет наибольшую разницу между двумя классами. В [6] предложен когерентный подход для оценки согласованности сигналов ЭЭГ и ЭМГ, который поможет легко классифицировать движения рук. Для оценки когерентности ЭЭГ и ЭМГ выполняется выборка ЭЭГ, а затем берется скользящее среднее значений выборок. И, наконец, принимаются сигналы ЭЭГ, относящиеся к мышечным движениям.

Некоторые из немногих методов, которые включают извлечение сигналов ЭМГ из ЭЭГ, включают использование эмпирической модовой декомпозиции (EMD) и расчетных функций временной области (TD) [7], дискретное вейвлет-преобразование [8–11], сверточную нейронную сеть [12]. В другой работе сигналы поверхностной электромиограммы (пЭМГ) были извлечены для проектирования протезов рук. Первоначально для удаления шума применяется вариант PCA, а затем для извлечения признаков используется настраиваемое вейвлет-преобразование Q-фактора (TQWT) [13].

Целью данной статьи является разработка эффективных средств фильтрации сигнала ЭЭГ от всех других сигналов, за исключением сигналов ЭМГ, которые будут в дальнейшем использоваться для приложений Интернета вещей, таких как умная парковка для людей с разными возможностями [14]. На рис. 1 показана конструкция системы, которой следует следовать в этой работе. Основными артефактами, присутствующими в сигналах ЭЭГ, являются глазные артефакты, артефакты движений мышц и шум, возникающий из-за приборов, присутствующих во время записи данных, таких как вентилятор. Статья построена следующим образом. Различные термины, обсуждаемые в предлагаемой работе, описаны в Secti. II. Раздел III описывает процедуру сбора данных. Предлагаемая архитектура описана в разд. IV. В разделе V обсуждается предлагаемое применение. В Секте. VI представлены результаты моделирования. Наконец, разд. VII завершает работу.



Рис. 1 Конструкция системы

2 Терминология

2.1 Фильтры

Для получения сигнала без артефактов его необходимо предварительно обработать. Задачу предварительной обработки выполняют преобразователи сигнала, известные как фильтры. Эти фильтры работают, принимая сигнал в качестве входного сигнала, удаляя нежелательные или нежелательные частоты, которые заранее определены для него, и, наконец, передавая оставшийся сигнал на выход. Фильтры условно делятся на две категории. Первыми являются цифровые фильтры, которые приводятся в действие цифровым компьютером или специальным цифровым оборудованием. В то время как другие представляют собой аналоговые фильтры, которые реализованы в виде схемы с использованием электронных компонентов, таких как резисторы, конденсаторы, катушки индуктивности, а также состоят из источника энергии, такого как операционный усилитель. Поэтому аналоговые фильтры известны как фильтры с аппаратным управлением, а цифровые фильтры — как фильтры с программным управлением. Аналоговые фильтры или фильтры с аппаратным управлением снова делятся на две категории: пассивные фильтры и активные фильтры. Поскольку наш проект содержит

предварительная обработка сигнала с помощью компьютерного программного обеспечения Matlab R2017a, которое представляет собой собственный язык программирования и многопарадигмальную среду числовых вычислений, разработанную MathWorks. Итак, мы собираемся рассмотреть часть цифровых фильтров, а не аналоговых фильтров. Цифровой фильтр или программный фильтр, как правило, представляет собой выполнение функции над дискретным сигналом с целью уменьшения или увеличения определенных характеристик этого сигнала в компьютерном приложении. Цифровые фильтры далее классифицируются в зависимости от типа частотной характеристики:

### 2.1.1 Фильтр нижних частот

Фильтр нижних частот [15] пропускает через себя низкие частоты, останавливая ту часть сигнала, частота которой пересекает заданное пороговое значение. По сути, фильтр нижних частот пропускает только сигналы низкой частоты от 0 Гц до заданного значения среза.

### 2.1.2 Фильтр верхних частот

В отличие от фильтра нижних частот, фильтр верхних частот пропускает только сигналы, имеющие более высокую частоту, чем указанная для него частота среза [16]. Фильтр верхних частот также известен как фильтр нижних частот.

### 2.1.3 Полосовой фильтр

Полосовой фильтр [17] позволяет определенной полосе частот проходить через него, не затрагивая остальную часть сигнала и не добавляя в нее какого-либо другого дополнительного нежелательного сигнала. Полоса частот, проходящая через фильтр, может иметь любую ширину и обычно называется полосой пропускания фильтра. Полосовой фильтр также известен как каскадный выход фильтра нижних и верхних частот.

### 2.1.4 Режекторный фильтр

Фильтры ограничения полосы [18] останавливают полосу сигнала, имеющую частоты между указанными двумя значениями среза, и пропускают частоты по обе стороны области значений предварительно заданной границы. Когда эта полоса очень узкая и сильно ослаблена на определенной частоте, тогда фильтр упоминается как режекторный фильтр. Идеальная частотная характеристика режекторного фильтра равна

$$H(e^{j\omega}) = \begin{cases} 0, & \text{если } \omega = \omega_0 \\ 1, & \text{иначе} \end{cases}$$

здесь  $\omega_0$  — частота, которую необходимо исключить. В то время как реальная передаточная функция фильтра Notch

$$H(s) = \frac{s^2 + \omega_0^2}{s^2 + 2\omega_0\zeta s + \omega_0^2} \quad (1)$$

где  $\omega_0$  — средняя частота остановки, а  $\zeta$  — диапазон полосы задерживания.

Цифровые фильтры также классифицируются на основе импульсной характеристики: КИХ-фильтры (фильтры с конечной импульсной характеристикой) и БИХ-фильтры (цифровые фильтры с бесконечной импульсной характеристикой). Описание этих фильтров приведено ниже.

### 2.1.5 КИХ-фильтры

FIR означает цифровой фильтр с конечной импульсной характеристикой [19]. Импульсная характеристика FIR-фильтра имеет ограниченную длительность, результатом чего является достижение нуля в течение конечной продолжительности. Выходные данные КИХ-фильтра рассчитываются как сложение предыдущих, текущих и предстоящих входных значений.

$$y[n] = k_0 x[n] + k_1 x[n-1] + \dots + k_q x[n-q] \quad (2)$$

когда приведенное выше уравнение упрощается

$$y[n] = \sum_{m=0}^q k_m x[n-m] \quad (3)$$

$q$  конечно в приведенном выше уравнении. Из приведенного выше уравнения ясно, что КИХ-фильтры основаны на функции прямой связи, которая указывает на отсутствие участия предыдущих или предстоящих выходных сигналов при формировании текущего выходного сигнала. Передаточная функция КИХ-фильтра [20] равна

$$H(z) = \sum_{n=0}^N c[n] z^{-n} \quad (4)$$

Здесь  $z$  — комплексная переменная, а  $H$  — Z-преобразование импульсной характеристики. Периодическая частотная характеристика лежит в области, ограниченной кругом, имеющим единичный радиус и центрированным в начале координат. Эта область определяется формулой  $z = e^{j\omega}$ ,  $-\pi < \omega < \pi$ .

### 2.1.6 БИХ-фильтры

IIR означает цифровой фильтр с бесконечной импульсной характеристикой [21]. В отличие от КИХ-фильтров, они имеют бесконечную импульсную характеристику и состоят из подключения обратной связи для формирования выходного сигнала. Поэтому их также называют рекурсивными цифровыми фильтрами. Отклик этих фильтров в частотной области значительно выше, чем у КИХ-фильтров того же порядка. Следующее уравнение показывает участие рекурсивной части.

$$\begin{aligned} y[n] &= \frac{1}{p_0} (q_0 x[n] + q_1 x[n-1] + \dots + q_M x[n-M]) \\ &= \frac{p_0}{p_0} y[n] - \frac{p_1}{p_0} y[n-1] - \dots - \frac{p_N}{p_0} y[n-N] \end{aligned} \quad (5)$$

Когда приведенное выше уравнение сжимается и перегруппируется

$$\sum_{j=0}^N p_j y[n-j] = \sum_{i=0}^M q_i x[n-i] \quad (6)$$

После Z-преобразования обеих частей уравнения и помещения значений входных и выходных данных в передаточную функцию передаточная функция БИХ-фильтра становится такой:

$$Y(z) = \frac{\sum_{i=0}^M q_i z^{-i}}{1 + \sum_{j=1}^N p_j z^{-j}} \quad (7)$$

Где,

$-a$  — представляет порядок фильтра прямой подачи

- $q_i$  – коэффициенты фильтра прямой подачи
- $b$  – порядок фильтра обратной связи
- $p_j$  – коэффициенты фильтра обратной связи
- $x[n]$  вводится в фильтр
- $y[n]$  выводится из фильтра

## 2.2 Спектральная плотность мощности (PSD)

Сила энергии как функция частоты изображается функцией спектральной плотности мощности [22]. Он показывает, на каких частотах изменения сильны, а на каких слабы. Единицей PSD является энергия (дисперсия) на частоту (ширину). PSD — важный параметр, который помогает проверить подавление шумов в сигнале. Дисперсия мощности сигнала по частоте представлена оценкой спектра мощности периодограммы. Прямую оценку частотного содержания сигнала можно сделать по спектру. PSD можно рассчитать как:

$$S(e) = \left| \frac{1}{Fs} \sum_{n=1}^N x_n e^{-j 2 \pi f n} \right|^2 \quad (8)$$

где  $F_s$  — частота дискретизации. Периодограмма — это не что иное, как оценка спектральной плотности мощности (PSD) сигнала, которая определяется последовательностью  $[x_1, x_2, x_3, \dots, x_N]$ .

Для вычисления PSD используется  $n$ -точечное БПФ.

## 3 Сбор данных

### 3.1 Оборудование

Оборудование для получения данных сигнала ЭЭГ состоит из капсуля ЭЭГ, т.е. «Easycap», который представляет собой 32-канальный стандартный капсоль ЭЭГ, и усилителя V-Amp, который позволяет записывать сигналы с частотой дискретизации до 5000 Гц и широким аппаратным диапазоном частот. от постоянного тока до 1000 Гц и имеет 16 каналов, 1 опорный, 1 заземленный и 2 порта AUX. Его можно легко подключить к компьютеру через USB-соединение и подать питание от него, имеющего встроенный TFT-дисплей, программно управляемую связь переменного/постоянного тока, измерение импеданса. Для проводимости используется абразивный электролитный гель. В качестве программного обеспечения используются регистратор BrainVision и анализатор BrainVision.

### 3.2 Эксперимент

Чтобы избежать внешнего шума и помех, испытуемый должен удобно сидеть в тихой комнате. Любое движение, отличное от эксперимента, может привести к ненужной модерации сигналов. Кепка надевается на голову субъекта так, что она идеально сидит.

Для расположения электродов принята международная система 10/20 [23].

Электроды размещаются на коже черепа с использованием электролитного геля, который улучшает проводимость электрода (рис. 2).

Рис. 2. Настройка



Каналы C3, C4, F7, F8, Fz и Cz используются исходя из их функциональности. После прикрепления электрода к шапке ЭЭГ записываются данные, которые через усилитель передаются на компьютер.

Сигналы ЭЭГ получены в ходе эксперимента на восьми здоровых мужчинах в возрасте от 18 до 22 лет без каких-либо отклонений. В эксперименте показано, как 29-секундное видео выполняет определенную задачу в определенное время, например, движение глаз, движение рук, движение челюсти и т. д., как показано в таблице 1. Для хорошей записи ЭЭГ сопротивление электрода поддерживается ниже 10 кОм . Сигналы усиливаются, а частота дискретизации составляет 250 Гц.

#### 4 Предлагаемый подход

В этом проекте предлагается домашняя автоматизация на базе BCI для неподвижного человека. Прототип носимого устройства создан для изучения работы, состоящей из аппаратной и программной части, которая функционирует через сигналы мозга, обеспечивая конкретную реальную работающую систему. Этот прототип принимает сигналы ЭЭГ в качестве входа, а выходом может быть любое бытовое устройство, которым пользователь хочет управлять. Устройство вывода может быть подключено к пользователю через Bluetooth, Wif или через Интернет [24]. Работу этого прототипа можно сравнить с любой моделью.

Таблица 1. Сценарий эксперимента

Время (с)	Активность
0-5	Ничего
5-8	Моргание глаз
8-13	Ничего
13-16	Движение правой руки
16-21	Ничего
21-24	Движение челюсти
24-29	Ничего

который принимает значения от датчиков и передает выходные данные на исполнительный механизм. Электроды, присутствующие на колпачке ЭЭГ, ведут себя как датчики, получающие сигналы от мозга, затем эти сигналы проходят последовательный процесс, в ходе которого устраняются нежелательные сигналы и шумы, которые передаются далее в микроконтроллер. Здесь устройство, подключенное к микроконтроллеру, действует как исполнительный механизм, который включается и выключается по желанию пользователя. Предлагаемая архитектура представлена на рис. 3.

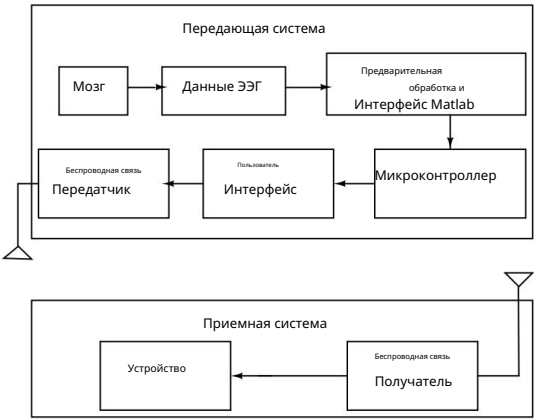
4.1 Результат аппаратного взаимодействия

С Matlab можно взаимодействовать с различными микроконтроллерами, из которых мы выбрали. Arduino Mega, основанная на ATmega 1280, когда сигнал завершает все уровни предварительной обработки, выходные амплитуды в разные временные интервалы формы сигнала сохраняются в массиве. Подготовлен алгоритм, который выполняет кадрированные команды, которые выполняются ограниченное количество раз, начиная от начального значения до конечного значения, по переданному ему массиву. Пороговое значение определяется в алгоритме, который автоматически устанавливается при передаче нескольких записей данных. Среднее значение всех этих переданных записей сохраняется в переменной, которая затем действует как разрыв значения. Записи данных, передаваемые в алгоритм, принадлежат одному и тому же субъекту и в зависимости от разных субъектов значение порога варьируется. Если в массиве появляется значение, превышающее пороговое значение, алгоритм достигает этапа, на котором он передает значение HIGH на цифровой выходной контакт микроконтроллера, и подключенное к нему устройство включается.

4.2 Предварительная обработка

Исследование и понимание сигналов ЭЭГ являются сложной задачей, поскольку эти сигналы подвергаются опасности со стороны различных нежелательных сигналов. Для предотвращения и устранения шумов было сформулировано множество методов. В этой статье была применена комбинация фильтров для удаления шумов из записанных сигналов мозга, чтобы улучшить качество сигнала для дальнейшего анализа. Сигналы ЭЭГ, поступающие из мозга человека, действуют как входные данные для разработанного гибридного фильтра, который отфильтровывает из него шум и обеспечивает желаемый результат. Фильтруемые шумы состоят из помех в линии электропередачи, артефактов от моргания глаз, отклонения базовой линии, шума контакта электродов и артефактов движения челюсти.

Рис. 3 Предлагаемая архитектура





4.2.1 Предварительная обработка 1: устранение помех в линии электропередачи

На сигналы ЭЭГ влияют различные артефакты, наиболее распространенным из которых являются помехи от линий электропередачи. Помехи в линии электропередачи [25] можно легко идентифицировать по прерыванию напряжения частотой 50 Гц в записываемых данных. Помехи в линии электропередачи возникают из-за неидеальных контактов кабеля испытуемого, а также из-за нечистоты электродов. Если колпачок электрода или субъект неправильно заземлены, помехи от линии электропередачи могут полностью испортить сигнал ЭЭГ. В то время как возникновение помех в линии электропередачи чаще всего происходит из-за отсоединенного электрода, который вызывает сильные прерывающие сигналы и, следовательно, требует немедленных действий. Для устранения этого сетевого источника питания частотой 50 Гц разработан режекторный БИХ-фильтр 2-го порядка с частотой дискретизации 256 Гц. Поскольку Notch — это специфический фильтр с высокой степенью отклонения только для небольшой полосы частот вокруг выбранной частоты. Это не повлияет на другие частоты, которые присутствуют в сигнале ЭЭГ. Системное уравнение. 9 этого режекторного фильтра:

$$H(z) = \frac{(z - e^{j\omega_0})(z - e^{-j\omega_0})}{(z - re^{j\omega_0})(z - re^{-j\omega_0})} \tag{9}$$

В приведенном выше уравнении  $e^{j\omega_0}$  и  $re^{j\omega_0}$  предназначены индивидуально для захвата нулей и полюсов. По сим-умножая приведенное выше уравнение с использованием формулы Эйлера, т.е. помещая значение  $e^{j\omega_0} = \cos\omega_0 + j\sin\omega_0$  затем

$$H(z) = 1 - \frac{2\cos\omega_0 z^{-1}}{1 - 2r\cos\omega_0 z^{-1} + r^2 z^{-2}} \tag{10}$$

Из рис. 3 видно, что в записанном сигнале присутствуют помехи частотой 50 Гц, которые необходимо устранить перед передачей данных для дальнейшего анализа. После прохождения сигнала через режекторный фильтр входные и выходные данные анализировались через спектральную плотность мощности с использованием метода Уэлча и окна Хэмминга. Судя по рис. 4, выходные данные не содержат артефактов линии электропередачи. Сигнал также анализируется с помощью

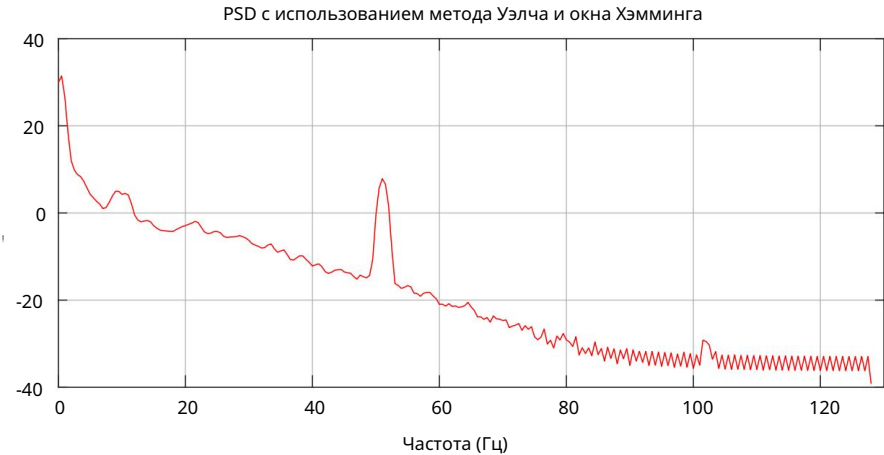


Рис. 4. Плотность спектра мощности с артефактом линии мощности.

PSD через Периодограмму и окно Хэмминга, результат которого показан на рис. 4 и 5 относятся к входному сигналу, имеющему артефакт линии электропередачи.

#### 4.2.2 Предварительная обработка 2: удаление отклонения базовой линии

Наряду с помехами от линий электропередачи при регистрации сигналов ЭЭГ в норме наблюдалось и дрейф базовой линии [26]. Этот артефакт может быть вызван дыханием, изменением сопротивления катода, движением, изменением температуры и нарушением работы оборудования. Для идеального наблюдения записанных данных этот нежелательный шум необходимо удалить. Наименее сложный метод устранения этого артефакта — пропустить сигнал ЭЭГ через фильтр верхних частот, который ограничивает этот дрейф сигнала. Частота отклонения базовой линии составляет менее 0,8 Гц, поэтому фильтр обычно устанавливается на значение среза 0,8 Гц.

После прохождения сигнала от режекторного фильтра сигнал передается на удаление отклонения базовой линии. На рисунках 5 и 7 показаны данные двух испытуемых, рис. 6 и 8 показан выходной сигнал фильтра верхних частот Чебышева [27], частота среза которого установлена на 0,8 Гц.

#### 4.2.3 Предварительная обработка 3: выделение желаемого частотного канала

БИХ-фильтр верхних и нижних частот Баттерворта [17] вместе с нулевым сдвигом фазы (filtfilt) имеющие срез частоты 20 и 30 Гц соответственно, реализуются для получения желаемого частотного канала для извлечения сигналов ЭМГ. Выбор заказа также важен. Кроме того, информация о фазе модифицируется с помощью нелинейных фазовых БИХ-фильтров, таких как фильтр Баттерворта, но при применении БИХ-фильтра с нулевой фазой влияние на фазу в определенной степени сводится к минимуму. Таким образом, в Matlab при проектировании БИХ-фильтра его коэффициенты рассчитываются с использованием функции «filtfilt» вместо «filter», чтобы минимизировать эффект нелинейной фазы.

Кроме того, оконный фильтр не будет хорошо работать в узком диапазоне частот.

Частотная характеристика [17] обобщенного фильтра Баттерворта N-го порядка равна

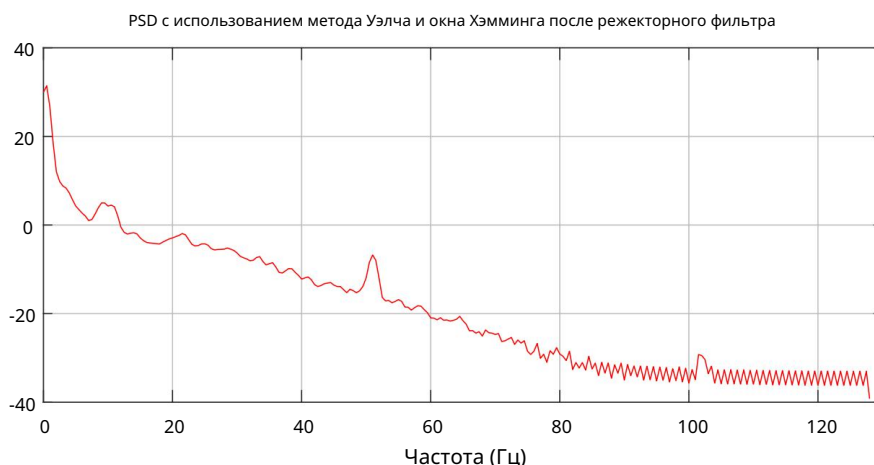


Рис. 5. Спектральная плотность мощности после устранения помех в линии электропередачи.



Рис. 6. Данные, записанные у субъекта 1.

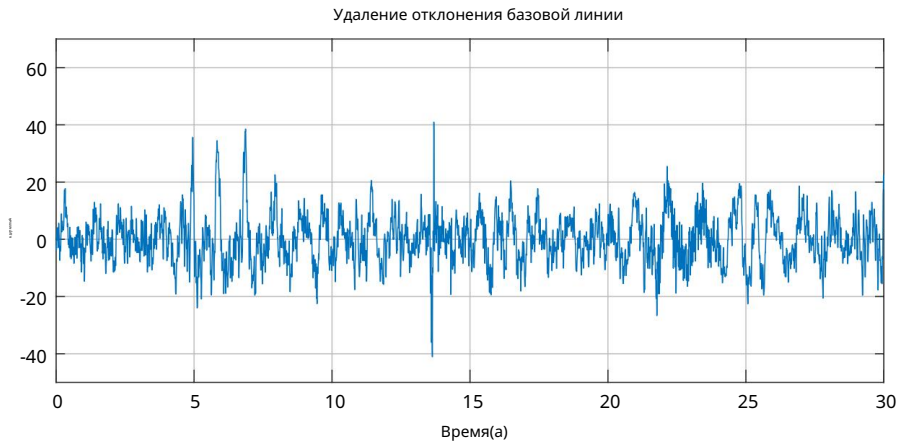


Рис. 7. Удаление отклонения базовой линии

$$Ч(ж) = \frac{1}{1 + \frac{1}{2} \left( \frac{1}{\#} \right)^{2n}} \tag{11}$$

Нормализованная передаточная функция фильтра Баттерворта верхних и нижних частот [28] :

$$H(c) = \frac{1}{(c + 1)(c^2 + 0,618c + 1)(c^2 + 1,618c + 1)} \tag{12}$$

Фильтр нижних частот и верхних частот Баттерворта 5-го порядка представляют собой каскадную форму одного фильтра нижних и верхних частот Баттерворта 1-го порядка и двух фильтров 2-го порядка соответственно. Цифры 9 а 10 показаны данные Субъекта 1 и Субъекта 2 соответственно, которые уже прошли два этапа предварительной обработки, и это указывает на то, что когда мы пропускаем сигнал через 5-й этап



Рис. 8. Данные, записанные у субъекта 2.

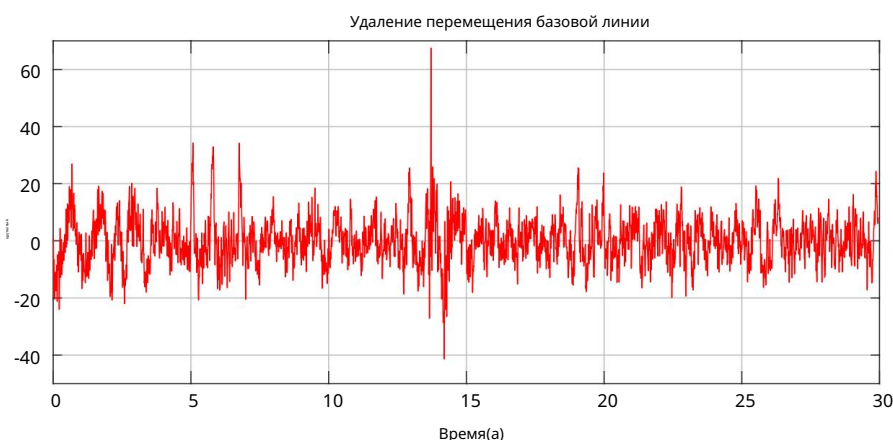


Рис. 9. Удаление отклонения базовой линии

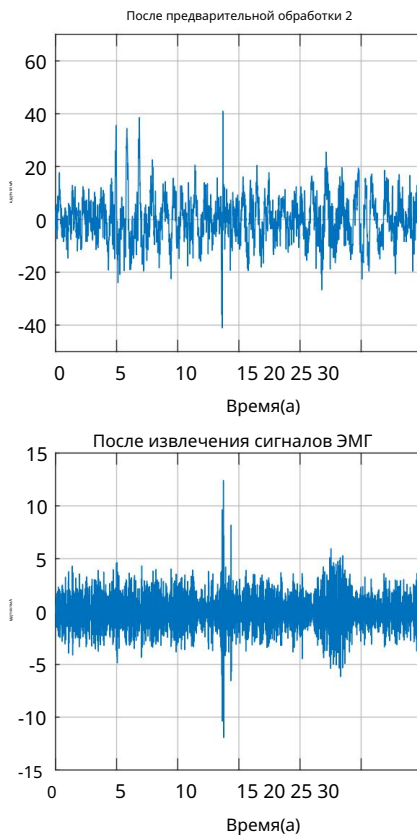
При заказе фильтра верхних и нижних частот Баттерворта артефакты ЭОГ и артефакты движения челюсти отфильтровываются (рис. 11).

#### 4.2.4 Предварительная обработка 4: сглаживание сигнала

После прохождения сигналов через описанные выше этапы предварительной обработки получаемый сигнал не содержит определенных артефактов. В нем все еще остаются некоторые случайные шумы.

Для устранения этих случайных шумов и получения плавного сигнала во временной области используется фильтр скользящего среднего [29], поскольку его легко реализовать, и он работает как фильтр нижних частот. Для получения сигналов, свободных от звонков и выбросов, а также для улучшения затухания в полосе задерживания мы пропустили сигнал через разработанный оконный фильтр скользящего среднего ядра. Как следует из названия, фильтр скользящего среднего

Рис. 10 Объект 1



дает каждую точку выходного сигнала путем усреднения количества точек входного сигнала (рис. 12).

Оно определяется уравнением:

$$y[j] = \frac{1}{M} \sum_{j=0}^M x[j] \quad (13)$$

Где

- $x[j]$  = входной сигнал
- $y[j]$  = выходной сигнал
- $M$  = количество баллов в среднем

Частотная характеристика фильтра скользящего среднего задается формулой и математически описывается как преобразование Фурье прямоугольного импульса.

$$H[\phi] = \frac{\text{грех} \left( \frac{fM}{\phi} \right)}{M \sin \left( \frac{\phi}{2} \right)} \quad (14)$$

Рис. 11 Объект 2

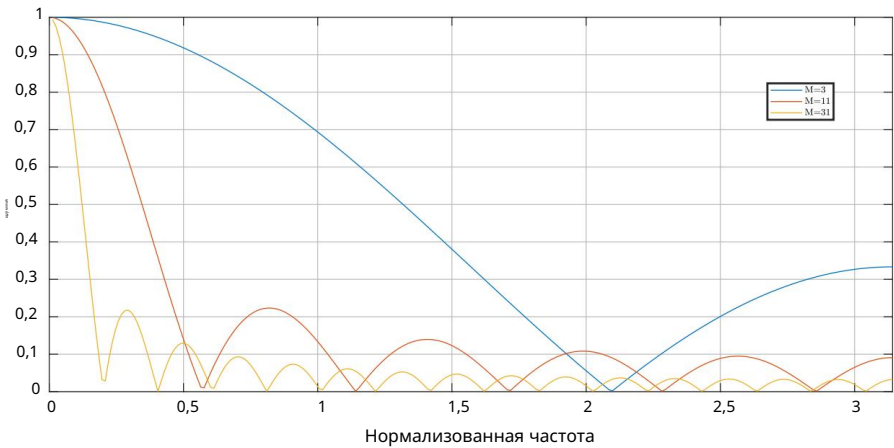
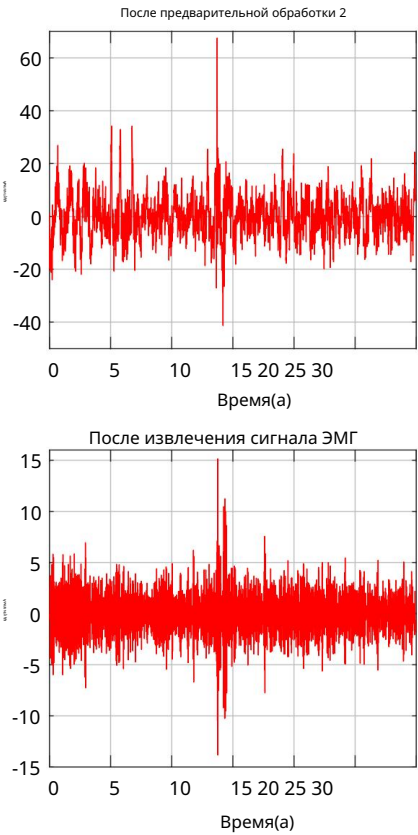


Рис. 12. Частотная характеристика фильтра скользящего среднего при различных значениях M.

Анализ частотной характеристики фильтров скользящего среднего показывает, что 11-точечное усреднение подходит для разработанного гибридного фильтра. Частотная характеристика фильтра не очень хорошая, но для применения сглаживания сигнала это не имеет значения. Главное, что нужно увидеть, это то, что начальный ноль возникает при  $f = 1/N$ . Идея определения порядка фильтра, подходящего для сглаживания компонентов на определенной частоте, представлена на графике. Амплитуда выходного сигнала обращается в ноль, когда значение нормированной частоты  $2 \cdot f/fs$  примерно равно 0,5.

## 5 Результат фильтрации

При выполнении описанных выше фильтров данных ЭЭГ с различными артефактами, записанными набором BrainVision, получены следующие выходные данные, которые ясно показывают, что сигналы движения правой руки отфильтровываются из необработанных сигналов ЭЭГ, имеющих различные виды артефактов. На рисунке 13 показаны необработанные данные ЭЭГ трех субъектов: моргание глаз, движение правой руки и движение челюсти. В необработанных данных можно четко увидеть наличие помех в линии электропередачи, отклонение базовой линии и изменение пика сигнала при моргании глаз, движении правой руки и движении челюсти. Затем необработанные сигналы пропускаются через описанные выше фильтры и получают форму выходного сигнала, показанную на рис. 14.

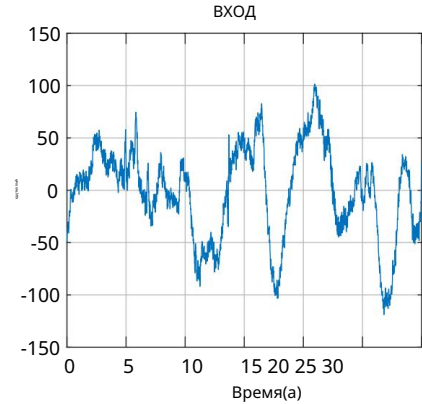
Форма выходного сигнала показывает, что помехи от линии электропередачи частотой 50 Гц были устранены вместе с отклонением базовой линии, а пик желаемого выходного сигнала, т. е. движение правой руки, можно легко отличить от всех других сигналов. Артефакты ЭОГ и артефакты ЭМГ от движений челюсти удалены. В результате анализа в Matlab было замечено, что время получения пика соответствует эксперименту, и максимальная мощность сигнала на определенной частоте также встречается в желаемом частотном диапазоне. Время появления пика движения руки и максимальная мощность сигнала на определенной частоте, которые наблюдались при анализе спектральной плотности мощности (PSD), показаны в таблице: 2.

Выходные сигналы показаны на рис. 14 для трех разных субъектов, у которых сигнал ЭМГ можно легко отличить от остального сигнала. Диапазон частот движения рук составляет от 20 Гц до 30 Гц, а PSD-анализ конечного выходного сигнала сигналов показывает, что максимальная частота сигнала субъекта 1, 2 и 3 составляет 21,4, 21,8 и 21,5, которые лежат в этом диапазоне частот. Это показывает, что оставшиеся артефакты и сигналы, отличные от сигналов движения руки, удаляются, а сигналы ЭМГ, подлежащие извлечению для конкретного приложения, извлекаются. Время движения руки в эксперименте составляло 13–16 секунд, и анализ в Matlab показал, что пик отфильтрованных сигналов у испытуемых 1, 2 и 3 наблюдался в 14:01, 14:12 и 14:69 соответственно. Это доказывает, что пик составляют извлеченные сигналы движения руки (табл. 2).

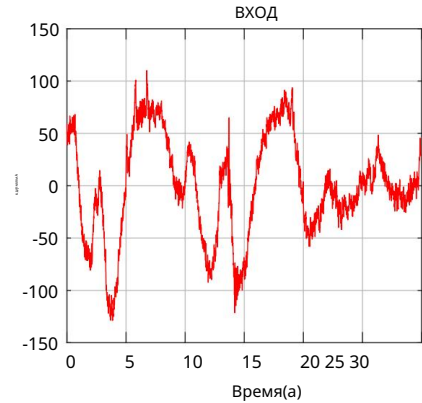
## 6 Обсуждение

Исследования в области когнитивной нейробиологии открывают новый путь для разработки более интерактивных мозговых и компьютерных интерфейсов, которые могут преобразовывать нервные реакции человека в управляющие сигналы для устройств [30]. Система, состоящая из аппаратного и программного обеспечения, позволяет пользователю общаться с внешним миром. Существует ряд приложений BCI, таких как медицинские приложения, нейроэргономика и интеллектуальная среда, нейромаркетинг и маркетинг, образование и саморегуляция, игры и развлечения, безопасность.

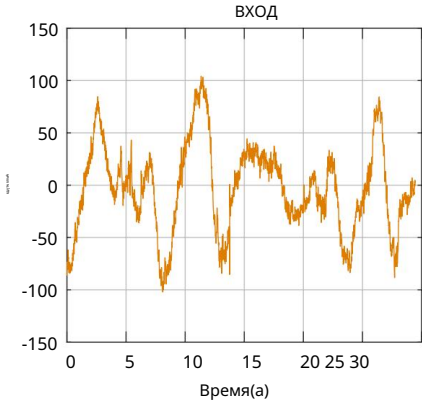
Рис. 13. Необработанные данные ЭЭГ.



(а) Субъект1



(б) Субъект2

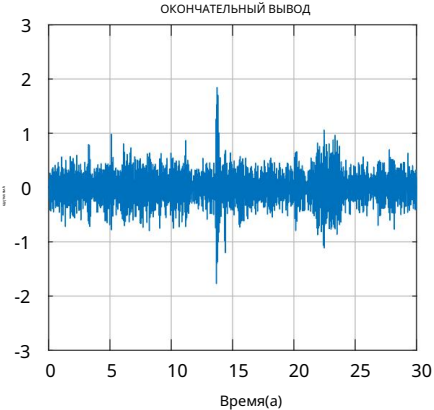


(с) Субъект3

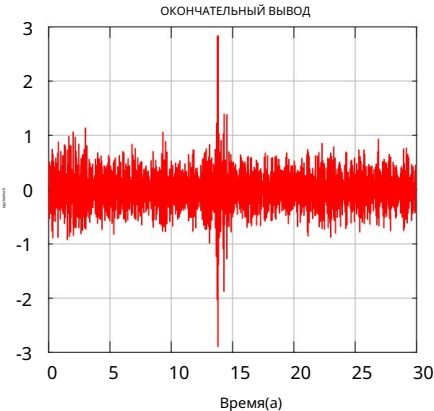
аутентификация и т. д. [31]. Ожидается, что к 2020 году к Интернету будут подключены более 50 миллиардов устройств. Считается, что быстрый рост Интернета вещей (IoT) повысит возможности и повлияет на многочисленные области, такие как домашняя автоматизация, здравоохранение,



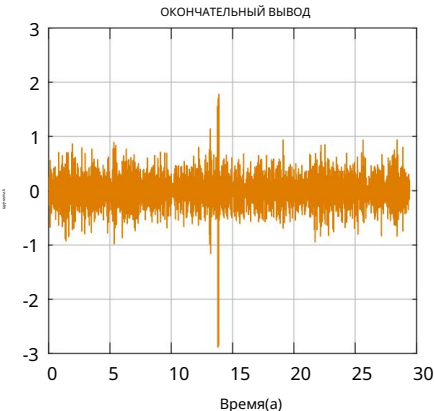
Рис. 14. Отфильтрованные данные ЭЭГ.



(а) Субъект1



(б) Субъект2



(с) Субъект3

Таблица 2. Время и мощность пика, возникающего при движении руки.

Предмет	Время(а)	Мощность (Гц)
Тема 1	14.01	21,4
Тема 2	14.12	21,8
Тема 3	14.69	21,5

производство, промышленность, транспорт и т. д. BCI выступает как футуристическая альтернатива для поддержки взаимодействия между человеком и объектами Интернета вещей. BCI в основном используется в биомедицинских целях для вспомогательных устройств, чтобы повысить независимость пользователей с ограниченными возможностями или заблокированных пользователей [31], но система BCI также может использоваться и другими пользователями. Идея управлять устройством с помощью мозга всегда была увлекательной. В этой статье мы представляем идею домашней автоматизации с использованием BCI, чтобы уменьшить повседневные жизненные трудности, с которыми сталкивается человек с ограниченными возможностями. Благодаря этой системе пользователь может управлять бытовой техникой простым движением руки, не сходя с места. Эта система не только повысит независимость человека с ограниченными возможностями, но и окажет помощь пожилому человеку, а также может быть использована в умных домах [32].

7 Заключение

В этой статье мы предложили систему удаления шумов из сигнала ЭЭГ и извлечения сигналов ЭМГ движения правой руки для приложения домашней автоматизации на основе Интернета вещей для оказания помощи людям с ограниченными возможностями. Данные ЭЭГ собирали с помощью электродного колпачка с помощью программного обеспечения BrainVision Recorder, а необработанные данные конвертировали в матовые файлы с помощью анализатора BrainVision. Фильтрацию, извлечение и анализ данных ЭЭГ, состоящих из движений рук, проводили в Matlab. Был скомпилирован гибридный фильтр, состоящий из режекторного БИХ-фильтра 2-го порядка, фильтра верхних частот Чебышева с частотой среза 0,8 Гц, фильтра верхних и нижних частот Баттерворта с нулевым фазовым сдвигом и частотой среза 30 Гц и 20 Гц, а также фильтра скользящего среднего, артефакты были удалены и извлечены сигналы ЭМГ о движении рук. Отфильтрованные сигналы после извлечения затем использовались в качестве входного сигнала для микроконтроллера, который был связан с Matlab и мог быть подключен через Интернет для Интернета вещей.

Приложения. Кроме того, может быть создана носимая система, состоящая из фильтров для извлечения определенных данных мозга, имеющая приложение в реальном времени без каких-либо препятствий, которую можно использовать в повседневной жизни нуждающегося человека.

Рекомендации

1. Получено от 18 июня 2018 г. <https://whatis.techtarget.com/definition/brain-computer-interface-BCI> .
2. Баблани А., Эдла Д.Р., Трипати Д. и Куппили В. (2019). Эффективный тест скрытой информации: извлечение признаков ЭЭГ и классификация ансамблей для выявления лжи. Приложения машинного зрения, 30(5), 813–832.
3. Ли, В.Т., Нисар, Х., Малик, А.С., и Хо Йип, К. (2013). Мозговой компьютерный интерфейс для управления умным домом. В 2013 г. состоялся Международный симпозиум IEEE по бытовой электронике (ISCE) (стр. 35–36). IEEE.
4. Каур Дж. и Каур А. (2015). Обзор по анализу сигналов ЭЭГ. В 2015 г. Международная конференция по достижениям в области компьютерной техники и приложений (стр. 957–960). IEEE.

5. Рафи Дж., Рафи М.А., Явари Ф. и Шон, член парламента (2011). Функция извлечения ЭМГ-сигналов предплечья для протезирования. Приложения экспертных систем, 38(4), 4058–4067.
6. Си Х., Ма К., Юань К., Миран С.М., Хуа Х., Чжао Ю.-Б. и др. (2020). Расширенный анализ когерентности ЭЭГ-ЭМГ на основе движений рук. Биомедицинская обработка сигналов и контроль, 56, 101727.
7. Каруна М. и Гунтур С.Р. (2020). Анализ сигналов ЭМГ с использованием функций внутреннего режима для распознавания движений верхних конечностей. В 2020 г. Международная конференция по искусственному интеллекту и обработке сигналов (AISP) (стр. 1–3). IEEE.
8. Тансер Т., Доган С. и Субаси А. (2020). Классификация сигналов поверхностной ЭМГ с использованием трючного шаблона и выделения признаков на основе дискретного вейвлет-преобразования для распознавания движений рук. Биомедицинская обработка сигналов и контроль, 58, 101872.
9. Арози М., Путри Э.Т., Ариyanto М., Цезарендра В., Видьотриатмо А. и Сетиаван Дж.Д. (2016). Распознавание сигналов электромиографии (ЭМГ) с использованием комбинированного дискретного вейвлет-преобразования на основе искусственной нейронной сети (ИНС). В 2016 г. прошла 2-я Международная конференция промышленной, механической, электротехнической и химической инженерии (ICIMECE) (стр. 95–99). ИИЭР (2016).
10. Дуань Ф., Дай Л., Чанг В., Чен З., Чжу К. и Ли В. (2015). Идентификация команд движения рук на основе sEMG с использованием вейвлет-нейронной сети в сочетании с дискретным вейвлет-преобразованием. Транзакции IEEE по промышленной электронике, 63 (3), 1923–1934.
11. Субаси А. и Яман Э. (2019). Классификация сигналов ЭМГ с использованием дискретного вейвлет-преобразования и ротационного леса. На Международной конференции по медицинской и биологической инженерии (стр. 29–35). Чам: Спрингер.
12. Чен Х., Чжан Ю., Ли Г., Фанг Ю. и Лю Х. (2020). Извлечение признаков поверхностной электромиографии с помощью сверточной нейронной сети. Международный журнал машинного обучения и кибернетики, 11 (1), 185–196.
13. Субаси А. и Кайсар С.М. (2020). Классификация сигналов поверхностной ЭМГ с использованием TQWT, бэггинга и усиления для распознавания движений рук. Журнал окружающего интеллекта и гуманизированных вычислений. <https://doi.org/10.1007/s12652-020-01980-6>.
14. Фикри Р.М. и Хван М. (2019). Умная система управления парковкой для инвалидов с помощью IoT и мобильного приложения. В 2019 году Международная конференция IEEE по Интернету вещей и интеллектуальным системам (IoTals) (стр. 172–176). IEEE.
15. Папулис А. (1977). Анализ сигналов (Том 191). Нью-Йорк: МакГроу-Хилл.
16. Акунзо Д.Д., Маккензи Г. и ван Россум, MCW (2012). Систематические смещения в ранних компонентах ERP и ERF в результате фильтрации верхних частот. Журнал методов нейронауки, 209 (1), 212–218.
17. Видманн А., Шрегер Э. и Маесс Б. (2015). Разработка цифрового фильтра электрофизиологических данных – практический подход. Журнал методов нейронауки, 250, 34–46.
18. Зумбален, Х. (2007). Базовый линейный дизайн. Норвуд, Массачусетс: Аналоговые устройства.
19. Хензель Н. и Лески Дж. М. (2014). Проектирование линейно-фазовых КИХ-фильтров с ограничениями во временной и частотной областях с помощью метода на основе искусственного интеллекта. В К.А. Суган и соавт. (Ред.), Взаимодействие человека и машины (Том 3, стр. 239–246). Чам: Спрингер.
20. Рана Р., Мехра Р., Джетли А. Диагностика артефактов на основе высокоскоростного сигнала ЭКГ на основе FPGA. Международный журнал последних и инновационных тенденций в области вычислений и коммуникаций, 5 (5), 1064–1067.
21. Чжан К. и Ван А. (2012). Исследование и моделирование конструкции цифрового БИХ-фильтра в MATLAB. Интернациональные Труды по компьютерным наукам и информационным технологиям, 58, 138.
22. Унде С.А. и Шрирам Р. (2014). Когерентный анализ сигнала ЭЭГ с использованием спектральной плотности мощности. В 2014 году Четвертая Международная конференция по системам связи и сетевым технологиям (с. 871–874). IEEE.
23. Хоман Р.В., Герман Дж. и Перди П. (1987). Мозговое расположение электродов по международной системе 10–20. Электроэнцефалография и клиническая нейрофизиология, 66 (4), 376–382.
24. Махалакшми Г. и Винешваран М. (2017). Домашняя автоматизация на основе Интернета вещей с использованием Arduino. Интернациональный журнал исследований в области передовых инженерных технологий, 3 (8), 1–6.
25. Тибдевал М.Н., Махадеваппа М., Рэй А.К., Малокар М. и Дей Х.Р. (2016). Подавление шумов на линиях электропередачи и глазных артефактах ЭЭГ с использованием режесторного фильтра и вейвлет-преобразования. В 2016 г. 3-я Международная конференция по вычислительной технике для устойчивого глобального развития (INDIACom), стр. 1654–1659. IEEE.
26. Ван, СМ, Цай Сюэ, W. (2013) БИХ-режимный фильтр второго порядка. Проектирование и реализация системы цифровой обработки сигналов. В книге «Прикладная механика и материалы», вып. 347, стр. 729–732. Транс Тех Публикации Лтд.
27. Дипа В.Б., Тангарадж П. (2011). Исследование классификации данных ЭЭГ с использованием фильтров. ИЖАКСА. <https://doi.org/10.14569/IJACSA.2011.020415> (2011).
28. Получено от 21 июня 2018 г. <https://www.radio-electronics.com/info/rf-technology-design/rf-filters/> .  
Баттерворт-РФ-фильтр-расчеты-формулы-equations.php

29. Ачарья А., Дас С., Пан И. и Дас С. (2014). Расширение концепции аналогового фильтра Баттерворта для системы дробного порядка. Обработка сигналов, 94, 409–420.
30. Мохиддин М., Премалатха М., Кедарнатх Б., Кумар К.С. и Прасад К.В.К. (2017). Реализация технологии интерфейса мозг-компьютер с использованием Arduino. Международный журнал электротехники и технологий, 8 (2), 25–35.
31. Абдулкадер С.Н., Атия А. и Мостафа М.-СМ (2015). Интерфейс «мозг-компьютер» : приложения и проблемы. Египетский журнал информатики, 16 (2), 213–230.
32. Паттнаик П.К. и Сарраф Дж. (2018). Проблемы с интерфейсом мозга и компьютера при движении рук. Журнал Университета короля Сауда по компьютерным и информационным наукам, 30 (1), 18–24.
33. Рани С., Каур А. и Убхи Дж.С. (2011). Сравнительное исследование FIR и IIR фильтров для удаления фоновых шумов из сигнала ЭКГ. Международный журнал компьютерных наук и информационных технологий, 2 (3), 1105–1108.
34. Махаджан Р. и Бансал Д. (2017). Компьютерный интерфейс когнитивного мозга на основе ЭЭГ в реальном времени для приложений управления через интерфейс Arduino. Procedia Computer Science, 115, 812–820.

Примечание издателя Springer Nature сохраняет нейтралитет в отношении претензий на юрисдикцию в опубликованных картах и институциональных принадлежностях.



Аман Курапа получает степень бакалавра технических наук в области электроники и связи ИШТ, Ная Райпур, Чхаттисгарх.



Даршита Ратор учится на степень бакалавра технических наук в области электроники и коммуникационной инженерии ИШТ Найя Райпур, Чхаттисгарх



Дамодар Редди Эдла — доцент кафедры информатики и инженерии Национального технологического института Гоа, Индия. Он получил степень магистра наук в Хайдарабадском университете в 2006 году, магистр технических наук и степень доктора философии в области компьютерных наук и инженерии Индийской горной школы Дханбада в 2009 и 2013 годах соответственно.

Его исследовательские интересы — интеллектуальный анализ данных, беспроводные сенсорные сети. Он опубликовал более 30 научных статей в известных журналах и на международных конференциях. Он является старшим членом IACSIT. Он также является членом редакционного совета нескольких международных журналов.



Аннушри Баблани в настоящее время работает научным сотрудником на полную ставку на факультете компьютерных наук и инженерии Национального технологического института Гоа, Индия. Она получила степень магистра технических наук. Степень бакалавра технических наук в области разработки программного обеспечения в Государственном инженерном колледже Аджимера в 2016 году. Получил степень в области компьютерных наук и инженерии в Инженерном колледже Раджастана, Джайпур, в 2013 году.



Венкатанарешбабу Куппили — доцент кафедры компьютерных наук и инженерии Национального технологического института Гоа, Индия. Он работал в Evalueserve Pvt. Ltd в должности старшего научного сотрудника. Он получил степень магистра технических наук и степень доктора философии в области компьютерных наук и техники Индийского технологического института в Дели. Он является автором ряда исследовательских статей, опубликованных в известных международных журналах в области нейронных сетей, классификации и кластеризации.