

# Удаление помех из электромиографии на основе независимого анализа компонентов

Ян Чжэн и Сяоган Ху

Аннотация. Поверхностная электромиография высокой плотности (HD-EMG) дает подробную информацию об активации мышц. Однако на записи HD-EMG могут влиять артефакты движения и шум линии электропередачи. В данном исследовании на основе независимого компонентного анализа (ICA) был разработан метод обнаружения и устранения помех с минимальными искажениями ЭМГ. После разделения источников независимые компоненты с шумом линии электропередачи обнаруживались на основе спектров и обрабатывались режекторными фильтрами. Компоненты с артефактами движения идентифицировались путем анализа пиковой частоты спектра, а артефакты движения фильтровались с помощью фильтра верхних частот и метода пороговой амплитуды. Затем сигналы ЭМГ были восстановлены на основе обработанных сигналов источника. Эффективность шумоподавления оценивалась как на смоделированных, так и на экспериментальных сигналах ЭМГ. Результаты показали, что наш метод был значительно лучше, чем метод цифрового фильтра и традиционный метод на основе ICA, где компоненты с помехами были установлены на ноль. А именно, наш метод показал минимальное искажение амплитуды и частоты очищенной от шума ЭМГ и более высокий выход разложенных двигательных единиц. Наш алгоритм обнаружения и устранения помех может использоваться в качестве эффективной процедуры предварительной обработки и может принести пользу при анализе ЭМГ на макроуровне и анализе двигательных единиц на микроуровне.

Индексные термины — обработка биосигналов, независимый компонент. анализ, артефакты движения, шумоподавление, шум линии электропередачи

## I. ВВЕДЕНИЕ

С Поверхностная электромиография (пЭМГ) – неинвазивный метод, позволяющий фиксировать мышечную активность с помощью электродов, размещаемых на коже над брюшками мышц [1]. Он широко использовался в различных целях, таких как базовая физиология, клиническая диагностика, реабилитация и эргономика [2]. Недавно с помощью пЭМГ высокой плотности (HD-ЭМГ) можно получить большое количество каналов ЭМГ с близко расположенными электродами и дать представление о пространственном распределении миоэлектрической интенсивности из широкой области мышц. Эта информация может помочь улучшить идентификацию двигательных задач [3, 4], выявить изменения распределения мышечной активации во время утомления, вызванного стимуляцией [5, 6] и помочь нам понять анатомию мышц [7]. Кроме того, записи HD-ЭМГ также позволяют неинвазивно извлекать активность двигательных единиц (ДЕ) [8].

Однако массивы HD-EMG обычно имеют небольшой диаметр электродов (например, менее 3 мм), который подвержен изменениям.

Это исследование было поддержано Национальным научным фондом (грант №: IIS-1637892) и Исследовательский совет университета.

Ян Чжэн (электронная почта: yang1127@email.unc.edu) и Сяоган Ху (электронная почта: xiaogang@unc.edu) работают на Объединенном факультете биомедицинской инженерии Университета Северной Каролины в Чапел-Хилл и Университета штата Северная Каролина (электронная почта для переписки). : xiaogang@unc.edu)

в контакте электрод-электролит. В результате записи могут быть загрязнены сигналами помех, в том числе артефактами движения и сильными синфазными помехами, такими как шум линии электропередачи. Для уменьшения шумовых помех было разработано несколько методов. Например, Баратта и др. разработал метод вычитания шума линии электропередачи, основанный на нереалистичном предположении, что шум линии электропередачи постоянен на протяжении всей записи [9]. Учитывая частотные характеристики артефакта движения и шума линии электропередачи, обычно используют цифровой фильтр [10, 11], несмотря на то, что сигналы ЭМГ неизбежно искажаются из-за спектрального перекрытия. В отличие от подхода частотной фильтрации, в недавних попытках была предпринята попытка извлечь временные изменения компонентов, связанных с артефактами. Например, скользящий медианный фильтр использовался для извлечения артефакта, а затем вычитания его из исходных сигналов [11]. Также был разработан более совершенный метод выделения компонентов шума, такой как эмпирическое модовое разложение (EMD) [12].

Однако EMD может не изолировать артефакты, если артефакты содержат колебания, перекрывающиеся с сигналами EMG.

Методы слепого разделения источников (например, анализ независимых компонентов (ICA) и канонический корреляционный анализ (CCA)) предоставили эффективный инструмент шумоподавления, изолируя сигналы отдельных источников, включая артефакты и лежащую в их основе физиологическую активность [13-17]. Метод ICA оценивает различные источники путем максимизации негауссовости или взаимной независимости [18], в то время как алгоритм CCA заставляет источники быть взаимно некоррелированными и максимально автокоррелированными [19]. Метод CCA в основном использовался для уменьшения белого гауссовского шума [13, 15]. Кроме того, предыдущие исследования, в которых использовалось слепое разделение источников, снизили шум, установив связанные с шумом компоненты на ноль [13, 15]. У этого подхода есть несколько недостатков.

Во-первых, шумовая составляющая все еще может содержать ЭМГ-активность. Во-вторых, простая установка нулевых компонентов шума приводит к сингулярной ковариационной матрице сигналов ЭМГ с шумоподавлением, что делает невозможным выполнение пространственного отбеливания, как того требует разложение ЭМГ на основе ICA [20].

В нашем текущем исследовании обнаружение и устранение помех Метод, основанный на ICA, был разработан для удаления артефактов движения и шума линии электропередачи (шум линии электропередачи представляет собой помехи на частоте 60 Гц и гармониках более высокого порядка) из сигналов HD-EMG. Вместо простого обнуления компонентов, связанных с шумом (так называемый метод ICA-Z, Z означает ноль), как в традиционном подходе ICA, шум линии электропередачи в компонентах обнаруживался на основе их спектров и обрабатывался режекторными фильтрами. Компоненты с артефактами движения

были идентифицированы путем анализа пиковой частоты спектров. Затем артефакты движения были отфильтрованы с помощью фильтра верхних частот и метода определения порога амплитуды (называемого методом ICA-FT, FT означает фильтрация и пороговое значение). Наш подход был оценен на синтетических сигналах ЭМГ, учитывая, что основная истина (чистые сигналы ЭМГ и активность ДЕ) была известна в смоделированных сигналах. Сначала мы рассчитали разницу (т. е. среднеквадратическую ошибку) между очищенной ЭМГ и чистой ЭМГ, а затем количественно определили количество и точность идентифицируемых последовательностей спайков ДЕ посредством разложения ЭМГ. Результаты показали, что метод ICA-FT продемонстрировал значительное превосходство как над методом ICA-Z, так и над традиционным методом цифровых фильтров, проявляющееся в меньшей степени искажения исходных сигналов ЭМГ и более высоком выходе разложенных ДЕ. Затем различные методы шумоподавления были оценены на экспериментальных записях ЭМГ. Результаты показали, что метод ICA-FT привел к меньшему искажению амплитуды и медианной частоты сигналов ЭМГ.

## II. МЕТОДЫ

### A. Подход к обнаружению и устранению шума

Метод ICA-FT включал три этапа (рис. 1). На первом этапе использовался метод слепого разделения источников, т. е. Infomax ICA [18], для извлечения отдельных независимых компонентов из загрязненных шумом сигналов ЭМГ (в последующем тексте и на рисунках называемых шумной ЭМГ). Вторая процедура включала идентификацию и обработку компонентов, содержащих артефакты. На последнем этапе восстанавливались сигналы ЭМГ с обработанными компонентами (в последующем тексте и рисунках они называются ЭМГ с шумоподавлением ICA-FT). Эти три шага были подробно описаны в последующих разделах.

**Шумоизоляция.** Infomax ICA обычно используется для извлечения  $p$  взаимно независимых источников/компонент [18]. В нашем текущем исследовании некоторые компоненты в основном отражали шум  $p$  каналов сигналов ЭМГ.

Рассмотрим неизвестные  $p$  исходных сигналов  $[C_1, C_2, \dots, C_p]^T$ , который являются взаимно независимыми. Предполагается, что каждый источник имеет моменты любого порядка с нулевым средним. Полученные сигналы  $x = [x_1, x_2, \dots, x_n]^T$  можно рассматривать как линейную смесь  $p$  исходных сигналов,  $x = As$ , где  $R$  – неизвестный не-сингулярная матрица смешивания. Процесс Infomax ICA можно описать следующим образом: задан набор смесей сигналов  $x$  и набор идентичных независимых моделей кумулятивных функций распределения  $g$ , матрица несмешивания  $W$ , которая максимизирует соединение энтропия сигналов  $u = g(u)$  и  $(1 - e^{-u})^c$  в этом исследовании), где  $c = Wx$  сигналы, извлекаемые  $W$ . Сигналы  $y$  взаимно независимы. Infomax ICA был реализован с использованием ранее разработанного набора инструментов [21].

**Обработка компонентов.** На втором этапе идентифицировались и обрабатывались компоненты с шумом линии электропередачи и артефактами движения. Целью было сохранить как можно больше информации ЭМГ после устранения шума. С целью устранения помех линии электропередачи был оценен спектр отдельных компонентов. Если бы существовала значительная спектральная мощность на

частоты шума линии электропередачи, режекторные фильтры (4-й заказывать фильтр Баттерворта, цифровая фильтрация нулевой фазы, полоса задерживания: 57,5–К компоненту применялись частоты 62,5 Гц, 117,5–122,5 Гц, 177,5–182,5 Гц и 247,5–252,5 Гц (подробнее см. в дополнительных материалах).

Процедура устранения артефактов движения включала два этапа. На первом этапе использовался фильтр верхних частот (фильтр Баттерворта порядка 4, цифровая фильтрация с нулевой фазой) для удаления низкочастотной активности, если частота пикового спектрального сигнала

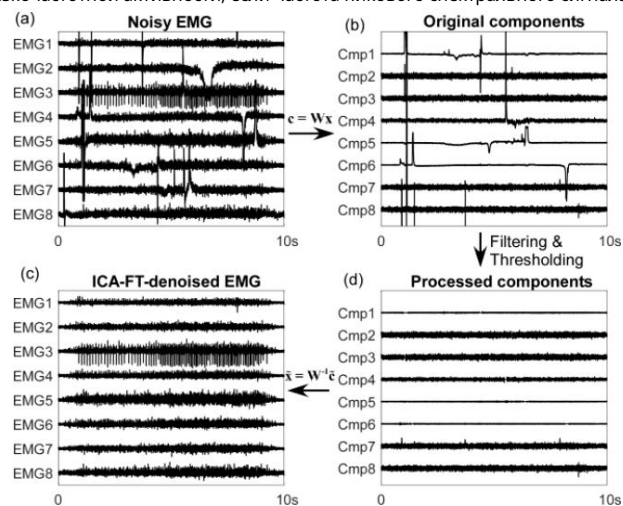


Рис. 1. Три этапа метода удаления шума ICA-FT. мощность

компонента была менее 10 Гц, что было вызвано артефактами движения.

Второй шаг дальше удален

Остаток артефактов движения после высокочастотной фильтрации.

Основная идея заключалась в том, чтобы определить местонахождение спорадических высоких пиков, вызванных артефактами движения, путем характеристики распределения пиковых значений, а затем обнулить выборки, связанные с артефактами движения (подробнее см. в дополнительных материалах).

**Реконструкция сигнала ЭМГ.** На последнем этапе использовалась матрица смешивания  $W$  для получения сигналов ЭМГ с шумоподавлением ICA-FT,  $\tilde{x} = Wt$ , где  $t$  представляет все компоненты, в том числе после обработки. В методе ICA-Z все компоненты, которые были обнаружены как содержащие артефакты с помощью процедуры ICA-FT, были обнулены и использовались для реконструкции ЭМГ с шумоподавлением ICA-Z.

### Б. ЭМГ и моделирование интерференции

Для моделирования сигналов ЭМГ мы сначала получили шаблоны реалистичных артефактов движения и потенциалов действия ДЕ (MUAP). (подробнее см. в дополнительных материалах) из экспериментальных сигналов ЭМГ, как описано в следующем разделе. Вкратце, шаблоны MUAP оценивались посредством усреднения сигналов ЭМГ, запускающего спайки [22]. 104 шаблона MUAP

В конце концов MU были получены. Шаблоны артефактов движения также были извлечены из сигналов ЭМГ, полученных в эксперименте с использованием Infomax ICA [18]. На рис. 2а показан пример шести из 50 шаблонов артефактов движения.

Синтетические чистые сигналы ЭМГ моделировались с использованием модели рекрутирования мотонейронов [23] и модели свертки [24]. Входом в пул мотонейронов была функция возбуждающего движения, представляющая собой чистый синаптический вход. Возбуждающий драйв нормализовался по максимальному уровню драйва.

соответствует максимальному произвольному сокращению (MVC).

В настоящем исследовании возбуждающий импульс представлял собой двухступенчатую трапецевидную функцию, продолжавшуюся 10 секунд (рис. 2б). Пул мотонейронов содержал в общей сложности 120 нейронов, а при возбуждающем импульсе, показанном на рис. 2б, фактическое число рекрутированных нейронов составляло 91. Чтобы моделировать стохастический характер времени разряда мотонейронов, время каждого разряда было отрегулировано таким образом, чтобы между интервалами спайков обычно распределялись с коэффициентом вариации 10% и средним значением, определяемым частотой импульсов на уровне возбуждающего импульса.

Многоканальные сигналы ЭМГ можно описать как сверточную смесь ряда дельта-функций, которые представляют моменты разряда ДЕ [24, 25]:

$$X_k(t) = \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N h_{k,n}(t) \cdot \delta(t - t_{k,n}) \quad (1)$$

где  $k = 1, 2, \dots, N_K$  — дискретное время,  $DR$

— общее количество записанных выборок данных,  $m$  и  $n$  — количество рекрутированных ДЕ и каналов ЭМГ соответственно.  $h_{k,n}$  — аддитивный белый шум в канале  $i$ , а его амплитуда устанавливается на значение, соответствующее отношению сигнал/шум (SNR) 15 дБ. Импульсные характеристики в этой сверточной смеси представляют собой MUAP ( $i$ )-й MU, записанный в канале  $i$ ,  $sk_i(t)$  — последовательность разрядов MU  $i$ -й MU и  $L$  — продолжительность MUAP. Были смоделированы пять 10-секундных 64-канальных чистых сегментов ЭМГ (рис. 2в).

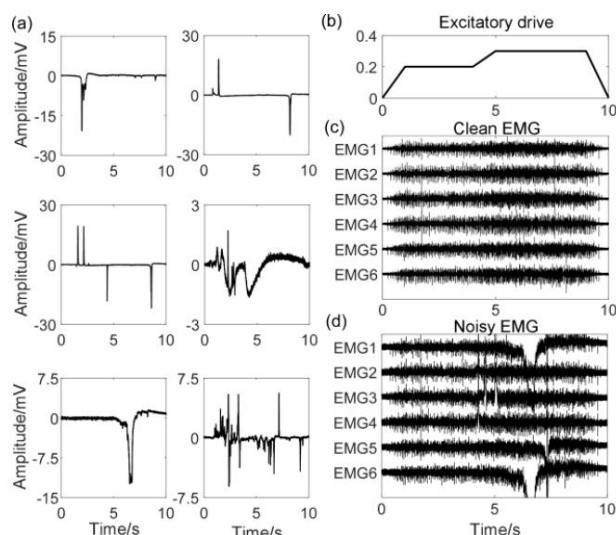


Рис. 2. Извлеченные шаблоны артефактов движения из сигналов ЭМГ (а). Возбуждающий диск действует как входной сигнал для пула мотонейронов (б). Шесть репрезентативных каналов сигналов ЭМГ, полученных с помощью модели сверточной смеси (с). Шесть репрезентативных каналов сигналов ЭМГ, загрязненных артефактами движения и шумом линии электропередачи (SNR, 5 дБ) (д).

Затем были добавлены помехи от линий электропередачи и артефакты движения, чтобы получить шумную ЭМГ (рис. 2д). Было смоделировано несколько испытаний для изучения эффективности удаления шума. метод в различных шумовых условиях.

Шум линии электропередачи был добавлен к ЭМГ следующим образом: а) Случайным образом выберите чистый сегмент ЭМГ и оцените среднюю дисперсию сигналов ЭМГ по всем каналам. б)

На основе предварительно установленного отношения сигнал/шум (0 дБ и 5 дБ) линии электропередачи.

шум, рассчитайте величину  $A_{60}$  шума линии электропередачи (синусоидальная функция) при 60 Гц. Для гармоник более высокого порядка амплитуда рассчитывалась как  $A_{60} / 3$  ч ж  $^{1/60}$ ,  $f$  был частота гармоник. Амплитуда гармоник определялась согласно предыдущим исследованиям [26, 27].

Артефакты движения были добавлены к ЭМГ следующим образом: а) Случайным образом выберите артефакты движения  $N_{ma}$  из пула шаблонов артефактов движения. б) Для данного артефакта движения случайным образом выберите 4 или 5 каналов ЭМГ из 64 каналов и добавьте артефакт движения к выбранным каналам. Амплитуда насыщения после добавления артефактов была установлена на уровне  $\pm 5$  мВ. Число  $N_{ma}$  составляло 6 или 10, что давало в общей сложности 24–30 или 40–50 каналов ЭМГ, загрязненных артефактами движения.

Методы шумоподавления сначала были опробованы на отдельных типах помех. Для каждого уровня SNR или количества артефактов движения было смоделировано десять испытаний. Затем оба типа помех были добавлены для имитации шумных сигналов ЭМГ. Для каждой комбинации отношения сигнал/шум и количества артефактов движения процедуры повторялись 10 раз.

### С. Экспериментальное получение ЭМГ

Восемь здоровых субъектов (возраст: 20–34 года, одна женщина и семь мужчин) были набраны для выполнения задачи по разгибанию пальцев. Все субъекты дали информированное согласие с протоколами, одобренными Институциональным наблюдательным советом Университета Северной Каролины в Чапел-Хилл.

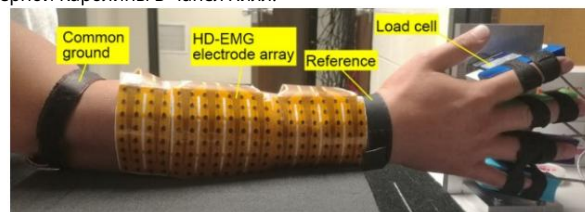


Рис. 3. Экспериментальная установка с решеткой электродов HD-EMG, охватывающей общий разгибатель пальцев, и четырьмя тензодатчиками, измеряющими силу разгибания отдельных пальцев.

Во время эксперимента испытуемые удобно сидели в кресле. Указательный, средний, безымянный и мизинец были индивидуально прикреплены к четырем тензодатчикам (SM-200N, Interface, Скоттсдейл, Аризона). Изометрические силы растяжения измерялись при частоте 1000 Гц. Для регистрации активности мышц во время разгибания пальцев использовалась массив электродов ЭМГ высокой плотности размером  $8 \times 20$  с диаметром электродов 3 мм и межэлектродным расстоянием 10 мм, охватывающий весь общий разгибатель пальцев (рис. 3). Монополярные сигналы ЭМГ усиливались с коэффициентом усиления 1000 и полосой пропускания 10–900 Гц и дискретизировались с частотой 2048 Гц через EMG-USB2+ (OT Bioelettronica, Турин, Италия).

Сначала измеряли MVC отдельных пальцев. Основной эксперимент включал в себя 5-минутное задание по отслеживанию силы разгибания пальцев. Испытуемым необходимо было контролировать силу разгибания одного пальца, чтобы следовать заданной псевдослучайной силе, уровень которой случайным образом варьировался от 20% до 40% MVC. Динамическое изменение уровня силы может привести к изменению геометрии мышц и потенциально может привести к артефактам движения. Всего было получено шесть проб, по две на каждый палец (указательный, средний и безымянный).

## D. Оценка эффективности моделируемой ЭМГ

Характеристики смоделированной ЭМГ оценивались по двум аспектам: 1) степень искажения ЭМГ с шумом, измеренная как среднеквадратическая ошибка (RMSE) между ЭМГ с шумом и чистой ЭМГ, и 2) количество и точность ЭМГ с шумом. разложенные последовательности спайков из ЭМГ с шумом по сравнению с шумовой ЭМГ. Для сравнения: как метод ICA-Z, так и традиционный метод с использованием фильтров верхних частот и режекторных фильтров (называемых фильтром).

метод) использовали в качестве контрольных условий. Режекторные фильтры, использованные в методе ICA-FT, применялись ко всем каналам ЭМГ, а фильтр верхних частот применялся к каналам с артефактами движения. Артефакты движения могут иметь широкую полосу частот, перекрывающуюся с сигналами ЭМГ.

Следовательно, должен быть компромисс между устранением артефактов движения и сохранением информации ЭМГ. Для определения оптимальной частоты среза метода Фильтра были протестированы восемь частот среза в диапазоне от 25 до 200 Гц с интервалом 25 Гц.

Оценка искажений ЭМГ. RMSE между ЭМГ с шумом и чистой ЭМГ рассчитывались как

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{1}{T} \int_0^T (x(t) - \hat{x}(t))^2 dt} \quad (2)$$

где  $x(t)$  и  $\hat{x}(t)$  — это чистая ЭМГ и ЭМГ без шума  $i$ -го канала,  $n$  — общее количество каналов ЭМГ, а  $T$

было общее количество выборок данных.

Эвакуация шипового поезда MU. Последовательности спайков MU были извлечены из смоделированной шумной ЭМГ, ЭМГ с шумоподавлением ICA-FT и ЭМГ с шумоподавлением с помощью фильтра с использованием метода разложения ЭМГ, основанного на алгоритме FastICA [28, 29]. Затем алгоритм K-means++ использовался для идентификации событий срабатывания MU из исходного сигнала, извлеченного из

ФастИКА. Учитывая, что одни и те же серии спайков можно получить с помощью нескольких итераций, для каждого испытания выполнялось 200 итераций, чтобы получить как можно больше последовательностей спайков.

Чтобы количественно оценить количество обнаруженных последовательностей спайков и точность обнаружения MU, истинные серии спайков сравнивались с отдельными разложенными последовательностями спайков, чтобы определить, были ли они идентифицированы. Во-первых, были идентифицированы общие спайки между данной истинной последовательностью спайков и отдельными разложенными последовательностями спайков. Два спайка считались обычными, если временная задержка между ними была менее 2,5 мс. Затем точность разложенной последовательности спайков рассчитывалась как  $(ANNN) 100\%$ , где  $Ncom$  — количество общих шипов,  $Ntrue$  и  $Ndec$

— количество спайков в истинной и разложенной последовательности спайков соответственно. Для заданной истинной последовательности спайков рассчитывались точности обнаружения для всех разложенных последовательностей спайков и выбирался тот, который имел наибольшую точность. Если наивысшая точность превышала порог точности (50%), данная истинная серия спайков считалась успешно идентифицированной. Для отдельных испытаний рассчитывалось общее количество идентифицированных последовательностей спайков и средняя точность обнаружения по всем выявленным последовательностям спайков.

## E. Оценка эффективности экспериментальной ЭМГ

Чтобы оценить эффективность различных методов шумоподавления в реальных приложениях, были исследованы амплитуда (среднеквадратичное значение (RMS)) и медианная частота экспериментальных сигналов ЭМГ до и после различных шумоподавления. Шестьдесят восемь (9±3 сегмента на каждого субъекта) 10-секундных сегментов были вручную выбраны из экспериментальной ЭМГ при постоянном уровне сокращения. Каждый сегмент содержал 64 канала в зависимости от амплитуды ЭМГ и местоположения артефактов движения. В результате артефакты движения присутствовали либо в первые 5 секунд (33 сегмента и 28±4 канала, загрязненные артефактами движения), либо в последние 5 секунд (35 сегментов и 27±5 каналов, загрязненные артефактами движения). Различные методы шумоподавления были только

выполняется на 5-секундных участках с шумом. Затем мы рассчитали среднеквадратичное значение и медианную частоту отдельных каналов как из очищенной, так и из очищенной части.

Абсолютная разница среднеквадратичного значения (или медианной частоты) между очищенными и очищенными частями рассчитывалось и усреднялось по каналам с артефактами движения. Разница RMS (или медианной частоты) также была усреднена по каналам без артефактов движения, чтобы количественно оценить, как процедуры шумоподавления искажали сигналы ЭМГ. Наконец, перед процедурами шумоподавления разница

Среднеквадратичное значение и медианная частота каналов ЭМГ без артефактов движения также рассчитывались как достоверные данные. Поскольку уровень сокращения был постоянным, а активность ЭМГ была относительно стабильной, мы ожидали, что разница в среднеквадратичном значении и средней частоте будет небольшой, если процедуры шумоподавления удаляют только артефакты движения с минимальным искажением сигналов ЭМГ.

## F. Статистический анализ

Все переменные оценки были проанализированы с помощью ANOVA с повторными измерениями, и при необходимости проводилось апостериорное попарное сравнение с использованием метода коррекции Холма-Бонферрони. Для всех испытаний значимый уровень был установлен на уровне  $\alpha = 0,05$ .

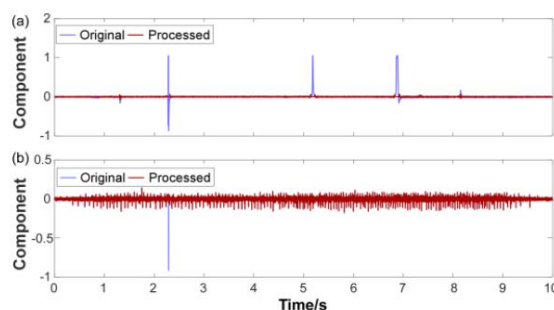


Рис. 4. Два репрезентативных независимых компонента из одного исследования: один содержит в основном артефакты движения (а), а другой содержит как артефакты движения, так и активность ЭМГ (б). Соответствующие результаты после процедуры шумоподавления ICA-FT накладываются на исходные шумовые компоненты.

## III. ПОЛУЧЕННЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ

## A. Оценка искажений ЭМГ

На рис. 4 показаны два репрезентативных компонента, извлеченные из зашумленного сегмента ЭМГ. Компонент, показанный на рис. 4а, содержал в основном артефакты движения, которые были устранены с помощью процедуры ICA-FT. Компонент, показанный на рис. 4б, содержал как артефакты движения, так и всплески ЭМГ. Процедуры ICA-FT устранили артефакт движения и сохранили активность ЭМГ. Однако традиционный метод ICA-Z удаляет как артефакты движения, так и активность ЭМГ, устанавливая компонент на ноль.

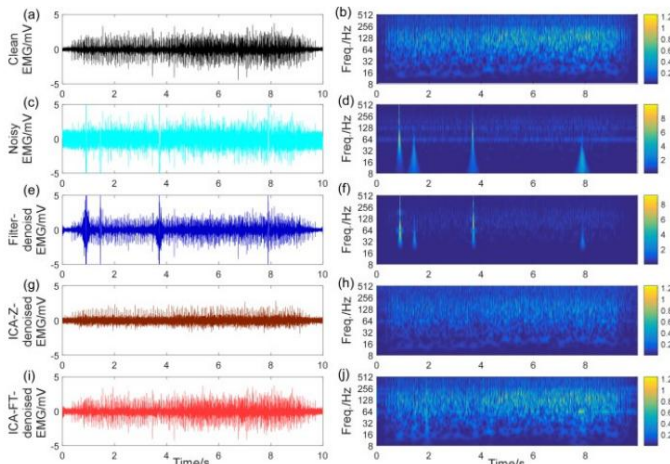


Рис. 5. Чистая ЭМГ (а), зашумленная ЭМГ (в), ЭМГ с шумоподавлением фильтром (д), ЭМГ с шумоподавлением ICA-Z (ж), ЭМГ с шумоподавлением ICA-FT (и) и их соответствующий частотно-временной спектр (б), (д), (ф), (h) и (j) соответственно.

На рис. 5 показана чистая ЭМГ из одного репрезентативного канала (а) и соответствующая зашумленная ЭМГ (в), ЭМГ с шумоподавлением фильтром (высокочастотный фильтр 50 Гц; полоса пропускания 60 Гц, 120 Гц, 180 Гц и 240 Гц). (е), ЭМГ с шумоподавлением ICA-Z (г) и ЭМГ с шумоподавлением ICA-FT (и). Все методы шумоподавления могут эффективно снизить шум линии электропередачи, как показано в частотно-временном спектре на рис. 5f, 5h и 5j. Артефакты движения имели широкую полосу частот, перекрывающуюся с сигналами ЭМГ (рис. 5г). При использовании фильтра верхних частот полностью удалить высокочастотные составляющие артефактов движения не удается (рис. 5е). Напротив, артефакты движения не были очевидны на ЭМГ с шумоподавлением ICA-Z и ЭМГ с шумоподавлением ICA-FT. Однако метод ICA-Z также исключил активность ЭМГ, о чем свидетельствует уменьшение амплитуды и изменение частотно-временного спектра ЭМГ с шумоподавлением ICA-Z по сравнению с чистой ЭМГ.

Когда зашумленная ЭМГ содержала только шум линии электропередачи, среднеквадратические отклонения различных ЭМГ с шумом показаны на рис. 6а. Результаты ANOVA показали, что между тремя типами ЭМГ наблюдались значительные различия для обоих уровней SNR (SNR, 5 дБ:  $F(2,18)=164,75$ ,  $p<0,0001$ ; SNR, 0 дБ:  $F(2,18)=228,04$ ,  $p<0,0001$ ). Дальнейший апостериорный тест показал, что RMSE ЭМГ с шумоподавлением ICA-FT было значительно меньше, чем у двух других типов ЭМГ ( $p<0,0001$ ), а RMSE ЭМГ с шумоподавлением ICA-Z было значительно больше, чем что и для ЭМГ с шумоподавлением фильтром ( $p<0,0001$ ).

Когда зашумленная ЭМГ содержала только артефакты движения (рис. 6б), RMSE подхода с фильтром верхних частот сначала уменьшалась, а затем увеличивалась по мере увеличения частоты среза с 25 Гц до 200 Гц, а наименьшее RMSE было получено при частоте среза около 50-75 Гц. Таким образом, RMSE

значения, полученные с частотами среза 50 Гц и 75 Гц, сравнивались со среднеквадратическим значением ЭМГ с шумоподавлением ICA. Результаты ANOVA показали, что существуют значительные различия между четырьмя типами ЭМГ (с шумоподавлением ICA-FT, с шумоподавлением ICA-Z, с шумоподавлением фильтром при 50 и 75 Гц) для обоих условий шума (количество артефактов движения (# MA) , 6:  $F(3,27)=39,48$ ,  $p<0,0001$ ; # MA, 10:  $F(3,27)=39,10$ ,  $p<0,0001$ ). Дальнейший апостериорный тест показал, что RMSE ЭМГ с шумоподавлением ICA-FT было значительно меньше по сравнению с ЭМГ с шумоподавлением ICA-Z и обоими сигналами ЭМГ с шумоподавлением фильтром ( $p<0,0001$ ). Не было значительной разницы между ЭМГ с шумоподавлением ICA-Z и ЭМГ с шумоподавлением фильтром ( $p>0,1$ ).

Когда зашумленные сигналы ЭМГ содержали как шум линии электропередачи, так и артефакты движения (рис. 6в), наблюдались такие же результаты, как на рис. 6б. Значения RMSE, полученные с помощью

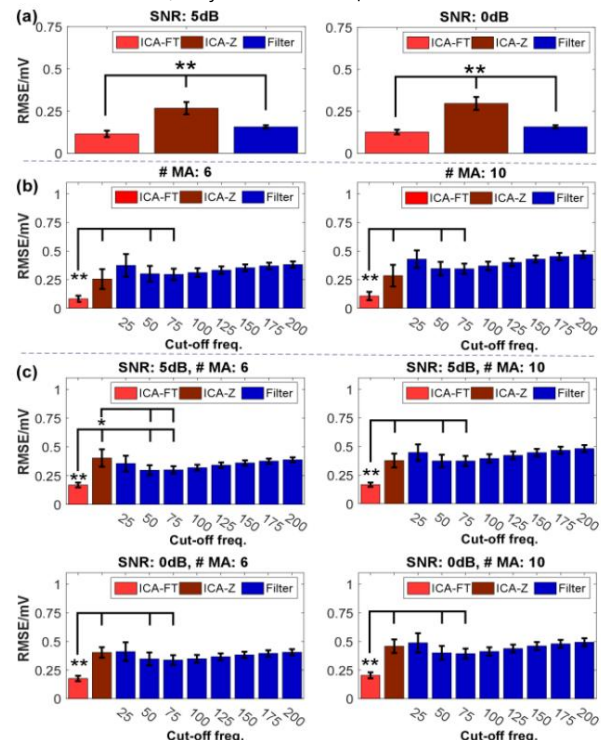


Рис. 6. Средняя среднеквадратическая ошибка (RMSE) между чистой ЭМГ и ЭМГ с шумоподавлением, полученная с помощью различных методов шумоподавления. Шумная ЭМГ содержала только шум линии электропередачи (а). Шумная ЭМГ содержала только артефакты движения (б). Шумная ЭМГ была загрязнена как шумом линии электропередачи, так и артефактами движения (в). Полоса ошибок представляет собой стандартную ошибку. \*,  $p<0,05$ , \*\*,  $p<0,0001$ .

частоты среза 50 и 75 Гц сравнивались со среднеквадратичными значениями условий ICA-FT и ICA-Z. Результаты ANOVA показали, что существуют

значительные различия между четырьмя типами ЭМГ (с шумоподавлением ICA-FT, с шумоподавлением ICA-Z, с шумоподавлением фильтром при 50 и 75 Гц) для всех шумовых условий (SNR, 5 дБ, # MA) , 6:  $F(3,27)=46,25$ ,  $p<0,0001$ ; SNR, 5 дБ, # MA, 10:  $F(3,27)=101,75$ ,  $p<0,0001$ ; SNR, 0 дБ, # MA, 6:  $F(3,27)=64,48$ ,  $p<0,0001$ ; ОСШ, 0 дБ, #MA, 10:  $F(3,27)=96,77$ ,  $p<0,0001$ ). Дальнейшие апостериорные исследования показали, что RMSE ЭМГ с шумоподавлением ICA-FT была значительно меньше по сравнению с другими тремя типами ЭМГ для всех шумовых условий ( $p<0,0001$ ). Кроме того, среднеквадратическое отклонение ЭМГ с шумоподавлением ICA-Z было значительно больше, чем у ЭМГ с шумоподавлением ICA-Z.



ЭМГ с фильтрацией шума при SNR=5 дБ и # MA=6 ( $p<0,05$ ).

#### В. Оценка поездов с шипами MU

Последовательности спайков были извлечены с помощью алгоритмов разложения ЭМГ с использованием ЭМГ с шумоподавлением ICA-FT, ЭМГ с шумоподавлением с фильтром (фильтры верхних частот и режекторные фильтры 50 Гц) и необработанной шумовой ЭМГ. Результаты разложения примера испытания показаны в дополнительных материалах. ЭМГ с шумоподавлением ICA-Z не использовалась, поскольку ковариационная матрица ЭМГ с шумоподавлением была сингулярной, и процедура отбеливания не могла быть выполнена.

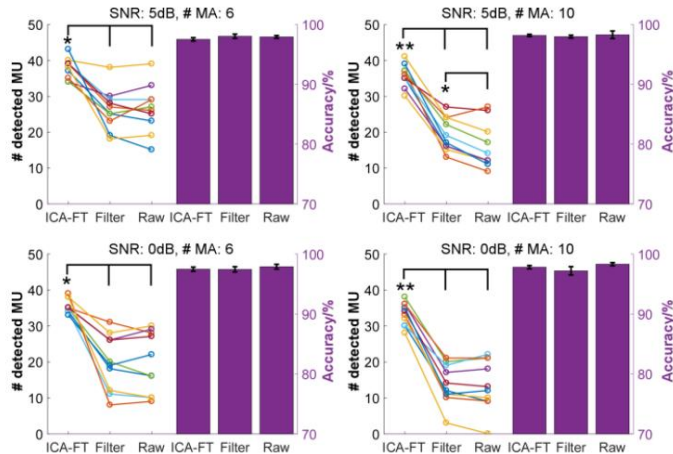


Рис. 7. Выход разложения отдельных испытаний с использованием различных типов сигналов ЭМГ (левая ось y). Средняя точность разложения с использованием различных типов ЭМГ (правая ось y). Полоса ошибок представляет собой стандартную ошибку. \*,  $p<0,05$ , \*\*,  $p<0,0001$ .

Выход разложения и точность всех условий суммированы на рис. 7. ANOVA показал, что типы ЭМГ (с шумоподавлением ICA-FT, с шумоподавлением фильтром и необработанным шумом) ЭМГ оказало существенное влияние на выход разложения. для всех условий (ОСШ, 5 дБ, # MA, 6:  $F(2,18)=21,85$ ,  $p<0,0001$ ; ОСШ, 5 дБ, # MA, 10:  $F(2,18)=94,73$ ,  $p<0,0001$ ; SNR, 0 дБ, # MA, 6:  $F(2,18)=30,68$ ,  $p<0,0001$ ; SNR, 0 дБ, # MA, 10:  $F(2,18)=146,21$ ,  $p<0,0001$ ). Дальнейший апостериорный тест показал, что выход разложения ЭМГ с шумоподавлением ICA-FT был значительно выше, чем у ЭМГ с шумоподавлением с помощью фильтра или необработанной зашумленной ЭМГ для всех шумовых условий (# MA, 6:  $p<0,05$ ; # MA, 10:  $p<0,0001$ ). Метод фильтра значительно увеличивает выход разложения по сравнению с использованием необработанной зашумленной ЭМГ только тогда, когда отношение сигнал/шум составляло 5 дБ, а количество артефактов движения составляло 10 ( $p<0,05$ ). Несмотря на то, что выход разложения между различными типами ЭМГ значительно различался, точность разложения не показала существенной разницы ни в каких условиях (SNR, 5 дБ, # MA, 6:

$F(2,18)=0,82$ ,  $p=0,45$ ; SNR, 5 дБ, # MA, 10:  $F(2,18)=0,21$ ,  $p=0,81$ ; SNR, 0 дБ, # MA, 6:  $F(2,18)=0,42$ ,  $p=0,67$ ; СНР, 0 дБ, # MA, 10:  $F(2,18)=1,55$ ,  $p=0,24$ ).

#### С. Оценка экспериментальной ЭМГ

Различия в среднеквадратичном значении или медианной частоте у всех испытуемых показаны на рис. 8. Что касается разницы в медианной частоте каналов с артефактами движения (рис. 8а), ANOVA показал, что различные методы шумоподавления оказали значительный эффект ( $F(3,21)=46,1$ ,  $p<0,0001$ ). Апостериорный тест показал значительную разницу между любыми двумя типами

ЭМГ ( $p<0,05$ ). ANOVA показал, что различные методы шумоподавления также оказали значительное влияние ( $F(2,14)=25,4$ ,  $p<0,0001$ ) на каналы без артефактов движения (рис. 8б).

Апостериорный тест показал, что разница в средней частоте ЭМГ с шумоподавлением ICA-Z была значительно больше, чем таковая для ЭМГ с шумоподавлением ICA-FT и основной истины ( $p<0,05$ ), в то время как значимой разницы между шумоподавлением ICA-FT и основной истины ( $p>0,05$ ).

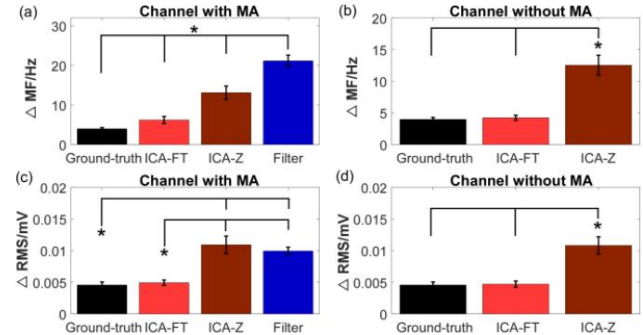


Рис. 8. Разница между очищенными и очищенными участками медианной частоты каналов с артефактами движения (а) и без артефактов движения (б). Разница в среднеквадратичном значении каналов с артефактами движения (в) и без артефактов движения (г). Полоса ошибок представляет собой стандартную ошибку. \*,  $p<0,05$ .

Различные методы шумоподавления также существенно повлияли на разницу среднеквадратичных значений каналов с артефактами движения, как показано на рис. 8с ( $F(3,21)=19,3$ ,  $p<0,0001$ ). Апостериорный тест показал, что разница в среднеквадратичных значениях основной истины и ЭМГ с шумоподавлением ICA-FT была значительно меньше по сравнению с ЭМГ с шумоподавлением ICA-Z и ЭМГ с шумоподавлением с фильтром ( $p<0,05$ ). Однако существенной разницы между истинной и ЭМГ с шумоподавлением ICA-FT не было ( $p>0,05$ ). Учитывая разницу в СКО каналов без артефактов движения (рис. 8г), были

существенные различия между методами шумоподавления ( $F(2,14)=21,6$ ,  $p<0,0001$ ). Дальнейший апостериорный тест показал, что разница в RMS ЭМГ с шумоподавлением ICA-Z была значительно больше по сравнению с истинной ЭМГ и ЭМГ с шумоподавлением ICA-FT, и не было существенной разницы между ЭМГ с шумоподавлением ICA-FT. ЭМГ и основная истина ( $p>0,05$ ).

#### IV. ОБСУЖДЕНИЕ

В этом исследовании был разработан метод шумоподавления на основе ICA для автоматического обнаружения и удаления артефактов движения и шума линии электропередачи из сигналов HD-EMG. Эффективность шумоподавления сначала оценивалась с помощью моделирования ЭМГ. Наши результаты показали, что ЭМГ с шумоподавлением ICA-FT имела значительно меньшее RMSE по сравнению с ЭМГ с шумоподавлением с фильтром и ЭМГ с шумоподавлением ICA-Z, которые продемонстрировали меньшую степень искажения ЭМГ. Метод ICA-FT также значительно увеличил эффективность разложения ЭМГ, даже если сигналы ЭМГ были сильно загрязнены артефактами движения и шумом линии электропередачи, по сравнению с традиционными методами. Затем различные методы шумоподавления были оценены на экспериментальных записях ЭМГ. МКА-ФТ метод снова показал минимальные искажения сигналов ЭМГ (среднеквадратичное значение и медианная частота) по сравнению с методом ICA-Z и традиционным методом фильтра. В целом, наш

результаты продемонстрировали высокую эффективность ICA-FT метод шумоподавления для предварительной обработки сигнала HD-EMG. Этот метод может принести пользу последующей обработке сигнала, ориентированной либо на характеристики ЭМГ макроуровня, либо на свойства разряда ДЕ на микроуровне.

Оценка искажений ЭМГ показывает преимущество нашего метода в восстановлении основной активности ЭМГ.

по сравнению с традиционным методом фильтрации и методом ICA-Z. Шум линии электропередачи обычно загрязняет все каналы во время записи данных, и ко всем каналам применяются режекторные фильтры. Поскольку частота шума линии электропередачи находится в пределах полосы частот активности ЭМГ, режекторная фильтрация неизбежно устранила некоторую информацию ЭМГ. Что касается удаления артефактов движения, традиционный метод фильтрации не способен удалить все артефакты движения из-за перекрытия полос частот между артефактами движения и сигналами ЭМГ.

Частота среза фильтров верхних частот обычно ограничивается диапазоном низких частот, чтобы уменьшить влияние на фактическую активность ЭМГ. В результате низкая частота среза все же может оставлять существенные остатки артефактов движения в записях ЭМГ. Несмотря на то, что традиционный метод ICA-Z [13, 15] может извлекать помехи из активности ЭМГ, возможно, что компоненты, содержащие помехи, все еще связаны с активностью ЭМГ, как показано в наших результатах. Простая установка компонентов на ноль устранила активность ЭМГ, что приведет к искажению ЭМГ с шумоподавлением. Напротив, в ICA-FT

метод шумоподавления, процедуры фильтрации выполнялись только для компонентов, которые содержали значительный шум линии электропередачи. и/или артефакт движения. Информация ЭМГ в остальных компонентах не была искажена. Таким образом, когда компоненты были сопоставлены обратно с пространством каналов ЭМГ, остаточный шум мало влиял на основные сигналы ЭМГ.

Макрохарактеристики (например, среднеквадратичное значение и медианная частота) обычно извлекаются из записей ЭМГ в различных миоэлектрических приложениях, таких как распознавание образов [30, 31]. Артефакты движения могут существенно исказить оценку среднеквадратического значения и медианной частоты. В нашем текущем исследовании влияние различных методов шумоподавления на оценку среднеквадратического значения и медианной частоты исследовалось с использованием экспериментальных данных. Записи ЭМГ. К зашумленной части сигналов ЭМГ применялись различные методы шумоподавления. Разница RMS (или медианной частоты) между частями с шумоподавлением и чистой частью использовалась для количественной оценки эффекта шумоподавления. Результаты показали, что ЭМГ с шумоподавлением ICA-FT имела меньшие различия в RMS или

медианная частота по сравнению с ЭМГ с шумоподавлением с фильтром и ЭМГ с шумоподавлением ICA-Z. Результаты показали, что метод ICA-FT имел наименьшее искажение ЭМГ при устранении помех по сравнению с другими методами.

Также оценивались микрофункции, включающие MU-разложение сигналов ЭМГ. Выход разложения ЭМГ с шумоподавлением ICA-FT значительно увеличился по сравнению как с выходами ЭМГ с шумоподавлением с фильтром, так и с шумовой ЭМГ. Одним из возможных объяснений было то, что итерации FastICA, используемые для разложения ЭМГ, часто сходились к артефактам движения. Поскольку артефакты движения

не могут быть полностью исключены с помощью метода фильтрации, количество обнаруженных ДЕ с использованием ЭМГ с шумоподавлением не имело существенной разницы по сравнению с необработанной зашумленной ЭМГ. В некоторых исследованиях количество обнаруженных ДЕ с использованием ЭМГ с шумоподавлением было даже меньше, чем с использованием необработанной зашумленной ЭМГ, возможно, потому, что процедура цифрового фильтра также удаляла существенную информацию ЭМГ.

С другой стороны, точность обнаружения последовательностей спайков не имела существенной разницы между различными типами сигналов ЭМГ. Вполне возможно, что артефакты движения не зависят от импульсов срабатывания ДЕ, а последовательности спайков ДЕ могут быть извлечены из ЭМГ независимо. Также возможно, что артефакты движения обычно сохранялись в течение короткого периода времени. Если MU можно обнаружить, это влияет только на несколько всплесков вблизи артефактов движения, что не может существенно повлиять на общую точность обнаружения. Средняя точность обнаружения с использованием ЭМГ с шумоподавлением ICA-FT была немного ниже (менее 1,0%) по сравнению с двумя другими типами ЭМГ. Вполне вероятно, что некоторые обнаруженные ДЕ с помощью ЭМГ с шумоподавлением ICA-FT имели более низкую точность обнаружения, поскольку алгоритм имел более высокую вероятность сходимости к последовательности спайков с низкими отношениями сигнал/шум, что приводило к более низкой средней точности разложения по всем обнаруженным ДЕ. Тем не менее, учитывая преимущество значительного увеличения урожайности, эффект от небольшого снижения точности был незначительным. Была получена высокая точность обнаружения (>95%) независимо от типов сигналов ЭМГ. Стабильно высокая точность может быть обусловлена тем, что в модель сверточного смешивания была добавлена относительно низкая амплитуда белого гауссовского шума (отношение сигнал/шум 15 дБ), что может повлиять на точность обнаружения последовательности пиков.

Одним из ограничений метода шумоподавления ICA-FT является то, что белый гауссов шум не изменяется и не удаляется, главным образом потому, что амплитуда белого гауссовского шума мала с развитием усовершенствованных методов усиления.

Тем не менее, удаление белого гауссовского шума необходимо рассмотреть в дальнейших исследованиях путем объединения ICA с CCA, что более эффективно при изоляции белого гауссовского шума.

## ВЫВОДЫ

В целом наши результаты показали, что метод обнаружения и удаления шума ICA-FT может эффективно устранять артефакты движения и шум линии электропередачи из записей HD-EMG, не мешая сигналам EMG. Основное отличие разработанного нами метода от предыдущих исследований, основанных на методах слепого разделения источников, заключается в обработке независимых компонентов, связанных с шумом.

Режекторные фильтры на частоте линии электропередачи применялись к компонентам со значительным шумом линии электропередачи. Артефакты движения были удалены путем объединения высокочастотной фильтрации и процедуры подавления артефактов движения. Эти процедуры позволили нам просто сосредоточиться на шумовой деятельности и сохранить как можно больше информации ЭМГ. Наши результаты показали, что метод шумоподавления ICA-FT может значительно улучшить характеристики шумоподавления по сравнению с традиционным цифровым фильтром и методами ICA-Z с минимальным искажением сигнала.

шумоподавленная ЭМГ. Наш разработанный алгоритм шумоподавления можно использовать в качестве процедуры предварительной обработки записей HD-EMG.

которые могут принести пользу различным типам приложений: от анализа ЭМГ на макроуровне до анализа ДЕ на микроуровне.

ИСПОЛЬЗОВАНАЯ ЛИТЕРАТУРА

[1] HJ Hermens, B. Freriks, C. Disselhorst-Klug и G. Rau, «Разработка рекомендаций для датчиков SEMG и процедур размещения датчиков», *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 10, нет. 5, стр. 361–374, 2000.

[2] М. Барберо, Р. Мерлетти и А. Райнольди, *Атлас зон мышечной иннервации: понимание поверхностной электромиографии и ее применения*. Springer Science & Business Media, 2012.

[3] М. Джорданик, М. Рохас-Мартинес, М. А. Маньянас и Х. Ф. Алонсо, «Пространственное распределение HD-ЭМГ улучшает определение задачи и силы у пациентов с неполным повреждением спинного мозга», *Журнал нейроинженерии и реабилитации*, том . 13, нет. 1, с. 41, 2016.

[4] М. Рохас-Мартинес, М. Маньянас, Х. Алонсо и Р. Мерлетти, «Идентификация изометрических сокращений на основе карт ЭМГ высокой плотности», *Журнал электромиографии и кинезиологии*, том. 23, нет. 1, стр. 33–42, 2013.

[5] Ю. Чжэн и Х. Ху, «Улучшенная активация мышц с помощью стимуляции проксимальных нервов подпороговыми импульсами тока на килгерцовой частоте», *Журнал нейронной инженерии*, том. 15, нет. 4, с. 046001, 2018.

[6] Ю. Чжэн и С. Ху, «Снижение мышечной усталости с помощью подпороговой стимуляции килгерцовой частоты проксимального нерва», *Журнал нейронной инженерии*, том. 15, нет. 6, с. 066010, 2018.

[7] Б.Г. Лапатки, Р. Остенвельд, Дж. П. Ван Дейк, И. Е. Йонас, М. Дж. Цварц и Д.Ф. Стегеман, «Топографические характеристики двигательных единиц нижней лицевой мускулатуры, выявленные с помощью поверхностной ЭМГ высокой плотности», *Журнал нейрофизиологии*, том. 95, нет. 1, стр. 342–354, 2006.

[8] М. Чен и П. Чжоу, «Новая структура на основе FastICA для разложения поверхностной ЭМГ высокой плотности», *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 24, нет. 1, стр. 117–127, 2016.

[9] Р. Баратта, М. Соломонов, Б.-Х. Чжоу и М. Чжу, «Методы уменьшения изменчивости оценок спектра мощности ЭМГ», *Журнал электромиографии и кинезиологии*, том. 8, нет. 5, стр. 279–285, 1998.

[10] Р. Г. Мелло, Л. Ф. Оливейра и Дж. Надаль, «Цифровой фильтр Баттерворта для вычитания шума из поверхностной электромиограммы низкой величины», *Компьютерные методы и программы в биомедицине*, том. 87, нет. 1, стр. 28–35, 2007.

[11] С. Конфторто, Т. Д'Алессо и С. Пигнателли, «Оптимальное отклонение артефактов движения от миоэлектрических сигналов с помощью процедуры вейвлет-фильтрации», *Журнал электромиографии и кинезиологии*, том. 9, нет. 1, стр. 47–57, 1999.

[12] Х. Лян, Ц.-Х. Лин и Дж. Чен, «Применение декомпозиции по эмпирическим модам для анализа манометрических данных пищевода при гастроэзофагеальной рефлюксной болезни», *IEEE Transactions on biomedical Engineering*, vol. 52, нет. 10, стр. 1692–1701, 2005.

[13] М. Эл Харрач и др., «Подавление шума сигналов HD-sEMG с использованием канонического корреляционного анализа», *Medical & Bio Engineering & Computing*, vol. 55, нет. 3, стр. 375–388, 2017.

[14] К. Т. Суини, С. Ф. МакЛун и Т. Е. Уорд, «Использование ансамблевой декомпозиции по эмпирическим модам с каноническим корреляционным анализом как новый метод удаления артефактов», *транзакции IEEE по биомедицинской инженерии*, том. 60, нет. 1, стр. 97–105, 2013.

[15] М. Хассан, С. Будауд, Ж. Терриен, Б. Карлссон и К. Марк, «Комбинация канонического корреляционного анализа и эмпирической модовой декомпозиции, применяемая для шумоподавления электрогистерограммы родов», *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 58, нет. 9, стр. 2441–2447, 2011.

[16] Т.-П. Юнг, С. Макейг, М. Вестерфилд, Дж. Таунсенд, Э. Куршен и Т. Дж. Сейновский, «Удаление артефактов глазной активности из зрительных потенциалов, связанных с событиями, у нормальных и клинических субъектов», *Клиническая нейрофизиология*, том. 111, нет. 10, стр. 1745–1758, 2000.

[17] Т.-П. Юнг и др., «Удаление электроэнцефалографических артефактов путем слепого разделения источников», *Psychophysiology*, vol. 37, нет. 2, стр. 163–178, 2000.

[18] А. Дж. Белл и Т. Дж. Сейновски, «Подход к максимизации информации к слепому разделению и слепой деконволюции», *Нейронные вычисления*, том. 7, нет. 6, стр. 1004–1034, 1995.

[19] В. Де Клерк, А. Вергулт, Б. Ванрумсте, В. Ван Паессен и С. Ван Хаффель, «Канонический корреляционный анализ, применяемый для удаления мышечных артефактов из электроэнцефалограммы», *транзакции IEEE по биомедицинской инженерии*, том. 53, нет. 12, стр. 2583–2587, 2006.

[20] А. Белушрани, К. Абед-Мераим, Ж.-Ф. Кардозо и Э. Мулинс, «Техника слепого разделения источников с использованием статистики второго порядка», *IEEE Transactions по обработке сигналов*, том. 45, нет. 2, стр. 434–444, 1997.

[21] А. Делорм и С. Макейг, «EEGLAB: набор инструментов с открытым исходным кодом для анализа динамики ЭЭГ с одним испытанием, включая анализ независимых компонентов», *Журнал нейробиологических методов*, том. 134, нет. 1, стр. 9–21, 2004 г.

[22] Х. Ху, В.З. Раймер и Н.Л. Суреш, «Организация пула двигательных единиц, исследованная с помощью усреднения поверхностной электромиограммы, вызванного спайками», *Журнал нейрофизиологии*, том. 110, нет. 5, стр. 1205–1220, 2012.

[23] А. Дж. Фуглеванд, Д. А. Винтер и А. Е. Патла, «Модели набора и организации кодирования ставок в пулах двигательных единиц», *Журнал нейрофизиологии*, вып. 70, нет. 6, стр. 2470–2488, 1993.

[24] Р. С. Лефевер, А. П. Ксенакис и С. Дж. Де Лука, «Процедура разложения миоэлектрического сигнала на составляющие его потенциалы действия. Часть II: выполнение и проверка точности», *IEEE . труды по биомедицинской инженерии*, №1. 3, стр. 158–164, 1982.

[25] Ф. Негро, С. Мусели, А. М. Кастроново, А. Холлобар и Д. Фарина, «Многоканальное внутримышечное и поверхностное разложение ЭМГ путем сверточного слепого разделения источников», *Журнал нейронной инженерии*, том. 13, нет. 2, с. 026027, 2016.

[26] М. Р. Кешткаран и З. Янг, «Быстрый и надежный алгоритм подавления помех от линий электропередачи при нейронной записи», *Журнал нейронной инженерии*, том. 11, нет. 2, с. 026017, 2014.

[27] М. Р. Кешткаран и З. Янг, «Подавление помех от линий электропередачи при записи нейронов in vivo», *Ежегодная международная конференция Общества инженеров в медицине и биологии IEEE*, 2012 г., стр. 5214–5217: IEEE.

[28] Х. Накамура, М. Ёсида, М. Котани, К. Акадзава и Т. Моритани, «Применение независимого компонентного анализа к многоканальным поверхностным электромиографическим сигналам для разделения последовательностей потенциалов действия двигательных единиц: часть II - интерпретация моделирования», *Журнал электромиографии и кинезиологии*, том. 14, нет. 4, стр. 433–441, 2004.

[29] Х. Накамура, М. Ёсида, М. Котани, К. Акадзава и Т. Моритани, «Применение анализа независимых компонентов к многоканальным поверхностным электромиографическим сигналам для разделения последовательностей потенциалов действия двигательных единиц: Часть I - Методы измерения», *Журнал электромиографии и кинезиологии*, том. 14, нет. 4, стр. 423–432, 2004.

[30] Н. Назми, М. Абдул Рахман, С.-И. Ямамото, С. Ахмад, Х. Замзури и С. Мазлан, «Обзор методов классификации сигналов ЭМГ во время изотонических и изометрических сокращений», *Sensors*, vol. 16, нет. 8, с. 1304, 2016.

[31] А. Финьомарк, К. Лимсакул и П. Пхукпаттаранонт, «Новое извлечение признаков для надежного распознавания образов ЭМГ», *препринт arXiv arXiv:0912.3973*, 2009.