

DOI: <https://doi.org/10.30898/1684-1719.2025.11.33>

УДК: 004.032.26; 621.396

РАЗРАБОТКА АКТИВНЫХ РЕЗИСТИВНО-ЕМКОСТНЫХ ЭЛЕКТРОДОВ И ИССЛЕДОВАНИЕ СХЕМОТЕХНИЧЕСКИХ МЕТОДОВ МИНИМИЗАЦИИ ЭЛЕКТРОДНЫХ ШУМОВ В СИСТЕМЕ РЕГИСТРАЦИИ ЭЭГ СИГНАЛОВ «OPEN VCI»

Д.В. Журавлев, А.Н. Голубинский, Н.А. Летов

**Воронежский государственный технический университет
394006, Россия, г. Воронеж, ул. 20-летия Октября, д. 84**

Статья поступила в редакцию 5 сентября 2025 г.

Аннотация. Представлены разработанные применительно к системе интерфейса «мозг-компьютер» на основе аппаратного решения проекта «OpenBCI» (плата регистрации «Cyton») активные резистивно-емкостные электроды с единичным коэффициентом усиления. Также представлены варианты схемотехнической реализации общего (референтного) электрода и электрода активного помехоподавления. Описаны как схемотехнические, так и конструкторско-технологические решения печатных плат разработанных электродов. Проведено комплексное исследование влияния различных вариантов подключения к плате регистрации и схемотехнических исполнений электродов на такие параметры, как коэффициент ослабления синфазных сигналов, отношение сигнал/шум, коэффициент шума, фактор шума. Проведено имитационное моделирование и расчет параметров предложенных вариантов подключения электродов к усилителям биопотенциалов. Исследованы как монополярные, так и биполярные способы подключения электродов. Также исследованы варианты включений с использованием дополнительного

электрода смещения (шумоподавления) и без него. Выявлены способы подключений и схемотехнической реализации, позволяющие добиться наилучших значений рассматриваемых параметров. Изготовлены макеты электродов и проведены натурные эксперименты при непосредственной регистрации сигналов всей системой «Open BCI». Проведены расчеты рассматриваемых параметров. В результате измерений на практике подтверждена эффективность разработанных способов подключений электродов и вариантов их схемотехнических реализаций. Ценность данной работы состоит в том, что рассматриваемые параметры были рассчитаны непосредственно на всей системе регистрации, включающей в себя плату регистрации «Cyton» и разработанные резистивно-емкостные электроды с различными вариантами их подключений. Разработанная реализация электродов показала свою эффективность, работая в системе «Open BCI». При этом наилучшие значения измеряемых параметров, полученные после проведения натурных экспериментов, составили: 98,95 дБ для коэффициента ослабления синфазных сигналов, 0,421 дБ для коэффициента шума и 1,101 для фактора шума.

Ключевые слова: интерфейс «мозг-компьютер», резистивно-емкостные, емкостные, сухие активные электроды, плата «Cyton», коэффициент ослабления синфазных сигналов, коэффициент шума, фактор шума.

Финансирование: Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда № 24-29-20168, <https://rscf.ru/project/24-29-20168/>.

Автор для переписки: Журавлев Дмитрий Владимирович, ddom1@yandex.ru

Введение и постановка задачи

Интерфейсы «мозг-компьютер» (ИМК, BCI), основанные на регистрации электроэнцефалограммы (ЭЭГ), находят широкое применение [1-5] в медицине, нейрореабилитации, управлении внешними устройствами, нейромаркетинге и т.д. Современные ИМК состоят из носимых малогабаритных головных нейрогарнитур оснащенных электродами (пассивными или активными) и аппаратурой регистрации ЭЭГ сигналов. К аппаратуре регистрации также предъявляются требования автономности и миниатюризации. Регистрируемые сигналы обычно по радиоканалу передаются в компьютер или иное высокопроизводительное устройство для детальной предобработки и классификации. Типичным устройством регистрации ЭЭГ в системах ИМК является плата «Cyton» открытого проекта «Open BCI» [6-8], которая и будет рассматриваться в данной работе как основное средство регистрации ЭЭГ сигналов.

Однако одной из ключевых проблем практической реализации ИМК является низкая амплитуда полезных сигналов, составляющая единицы и десятки микровольт, на фоне существенно более мощных помех (до нескольких вольт) внешнего происхождения. Традиционные подходы к снижению подобных помех, включающие пассивное заземление и аналоговую фильтрацию [9], имеют ограниченную эффективность и требуют идеальных условий записи (экранированные помещения, тщательная подготовка электродов, кожи и т.д.). Поэтому в последние десятилетия распространение получили активные методы борьбы с помехами [10], в том числе и синфазными, среди которых наиболее известен контур так называемой «правой ноги» (Driven Right Leg, DRL) [11].

Регистрирующая плата «Cyton» оснащена современным 24-х битным 8-ми канальным аналого-цифровым преобразователем (АЦП) ADS1299 [12], включающим в себя мультиплексоры для переключения каналов, усилители биопотенциалов (УБП), фильтрующие элементы, устройства реализующие технологию DRL. Причем по паспортным данным, микросхема ADS1299 имеет

весьма неплохие характеристики шумоподавления: коэффициент ослабления синфазного сигнала (КОСС, CMRR) 110 дБ; отношение сигнал-шум (ОСШ, SNR) 121 дБ; входной ток смещения не более 300 пА; эквивалентный входной шум УБП не более 1 мкВ от пика до пика; среднеквадратическое значение интегрированного шума усилителя цепи DRL 2 мкВ.

Однако из-за повышенной зашумленности ЭЭГ сигналов в ИМК требуется активная минимизация шумов даже при использовании микросхем с такими хорошими параметрами, как у ADS1299. Повышенная зашумленность ЭЭГ связана с тем, что в ИМК целесообразно применять быстро устанавливаемые/быстроразъемные электроды «сухого» типа [13-15], позволяющие легко и быстро размещать нейрогарнитуру на голове. При этом сухие резистивно-емкостные или емкостные [16, 17] электроды вносят значительные помехи в регистрируемый сигнал, которые еще более усиливаются при движении головы оператора. В силу данных обстоятельств активные методы борьбы с помехами в ИМК особенно актуальны. Несмотря на широкое признание и применение активных методов борьбы с помехами и технологии DRL, до сих пор актуальным остается вопрос количественной оценки их эффективности, а также выбора оптимальных схемных решений.

Цель данной работы состоит в проектировании активных резистивно-емкостных электродов, комплексном исследовании вариантов их схемотехнической реализации и способов подключения к УБП, приводящих к минимизации шумовых характеристик при использовании их совместно с платой регистрации ЭЭГ сигналов «Cyton» проекта открытого типа «Open BCI».

Для достижения указанной цели было осуществлено выполнение целого ряда задач: разработка схемотехнической реализации активных резистивно-емкостных электродов; разработка топологической реализации печатной платы (ПП) и конструктивного исполнения электродов; разработка схемотехнической реализации активного референтного резистивно-емкостного электрода; разработка топологической реализации ПП и конструктивного исполнения

активного референтного электрода; разработка схемотехнической реализации активного дополнительного резистивно-емкостного электрода DRL; разработка топологической реализации ПП и конструктивного исполнения активного электрода DRL; проведение численного имитационного моделирования различных вариантов схемотехнических реализаций и способов подключения электродов к УБП с целью достижения наилучших показателей КОСС, ОСШ, коэффициента шума (КШ) и фактора шума (ФШ); изготовление макетов, проведение натурных экспериментов при различных схемотехнических реализациях и способах подключений к плате «Cyton» с целью подтверждения данных моделирования и выявления вариантов, дающих наилучшие показатели.

Многочисленные исследования [1-6] применений плат «Cyton» и «Daisy» открытого проекта «Open BCI» не предполагают исследования характеристик электродов непосредственно в связке с платами регистрации. Однако именно такое измерение характеристик позволяет сделать более точное представление о характере регистрации полезного сигнала в условиях сложной помеховой обстановки.

1. Разработка активных резистивно-емкостных электродов для системы «Open BCI»

Для решения проблем, связанных с высоким импедансом системы регистрации биопотенциалов, а также проблем, связанных с низкой амплитудой сигналов (порядка нескольких микровольт) и высоким уровнем шумов применяют активные электроды, содержащие операционный усилитель (ОУ) непосредственно в конструкции электрода [10]. Основным преимуществом такого решения является согласование импедансов и минимизация влияния импеданса перехода кожа-электрод. Усиление сигнала у источника повышает ОСШ. Также введение усилителя позволяет снизить влияние паразитных емкостей и повысить общую помехоустойчивость системы. Кроме того, использование экранирующих проводников, соединяющих электроды с УБП,

наличие специально подключенных сплошных слоев металлизации на ПП электродов позволяет добиться повышения КОСС. Для схемотехнической реализации активных электродов нами были использованы ОУ на базе микросхемы TLC272 [18]. ОУ имеют необходимый высокий входной импеданс 10^{12} Ом, уровень шума $25 \text{ нВ}/\sqrt{\text{Гц}}$, низкий дрейф входного напряжения смещения $\pm 1 \text{ мкВ}/^\circ\text{C}$. Кроме того, микросхема позволяет работать от двухполюсного источника питания $\pm 2.5 \text{ В}$. Это необходимо, так как плата регистрации «Cyton» также имеет двухполюсный источник $\pm 2.5 \text{ В}$ для питания входных микросхем ADS1299, включающих в себя УБП и АЦП. Плата «Cyton» имеет отдельные цепи цифровых и аналоговых земель (AGND и DGND). Это сделано для сокращения влияния импульсных помех возникающих при работе АЦП, мультиплексора, микроконтроллера на входные аналоговые узлы УБП. Поэтому для уменьшения помех именно аналоговую землю AGND целесообразно подключать к экранирующим оплеткам проводников от электродов и (или) к полигонам металлизации на ПП электродов.

На рис. 1 представлена схемотехническая реализация разработанных активных резистивно-емкостных электродов.

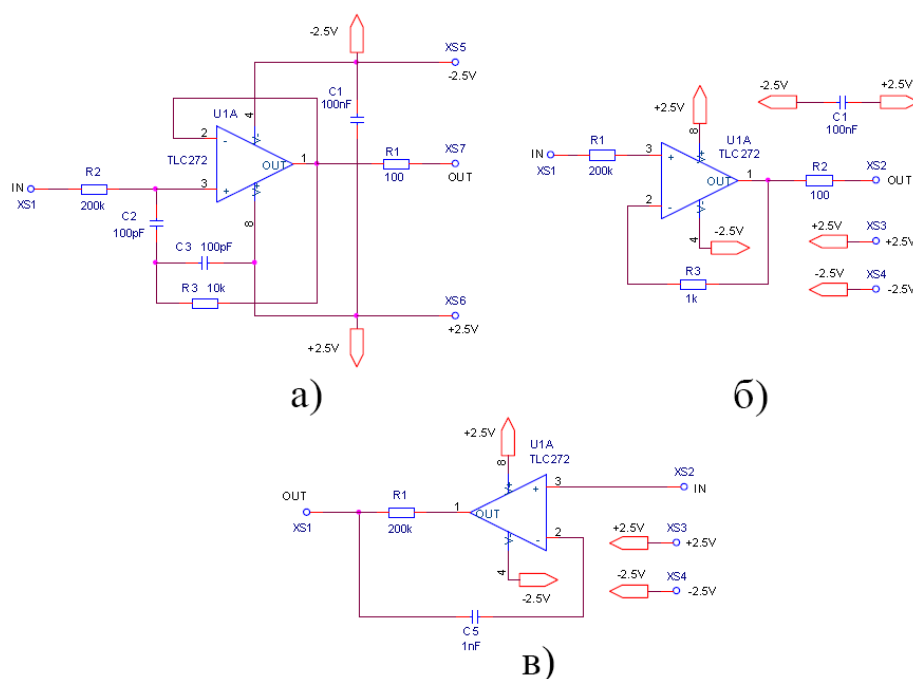


Рис. 1. Электрические принципиальные схемы активных резистивно-емкостных электродов: а) для основных активных электродов; б) общего (референтного) электрода; в) для электрода DRL.

Представленная на рис. 1а электрическая принципиальная схема служит основной схемой разработанных электродов. Контактная площадка XS1 соединяется с массивом из штырьковых элементов размерностью 4x4. Резистор R2 на схеме изначально служит для защиты пользователя от поражения электрическим током. Конденсатор C1 служит для фильтрации помех по питанию и должен быть установлен на ПП как можно ближе к микросхеме U1. Конденсаторы C2, C3 и резистор R3 образуют фильтр нижних частот (ФНЧ) для подавления всех сигналов с частотой выше 150 Гц. Буферизированный сигнал ЭЭГ поступает на вход УБП через резистор R1, который добавлен для обеспечения развязки выхода микросхемы U1 с входными схемами УБП.

Разработанные электроды могут подключаться к плате «Cyton» как по биполярной схеме включения, так и по монополярной. Разница между такими вариантами подключений показана на рис. 2.

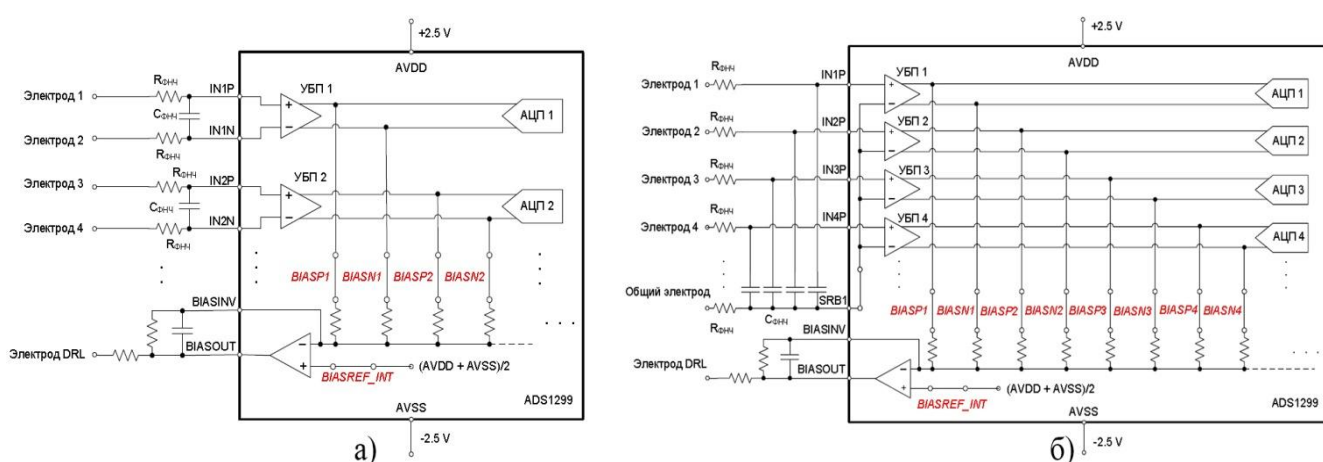


Рис. 2. Схемы подключения электродов к УБП микросхемы ADS1299:
а) биполярная; б) монополярная.

На рис. 2 схематично показаны соединения УБП, АЦП и ОУ формирующего напряжение смещения, подаваемое на электрод DRL. Положительный и отрицательный входы дифференциальных УБП обозначены как $INxP$ и $INxN$ соответственно. Общий отрицательный вывод всех УБП на рисунке 2б обозначен как $SRB1$. Резисторы и конденсаторы на входах УБП и выходе напряжения смещения $BIASOUT$ образуют ФНЧ для формирования полосы пропускания от 0 до 150 Гц.

Стандартная схема наложения электродов по системе 10-20 применительно к разработанному ИМК вследствие конструктивных особенностей нейрогарнитуры выглядит как представленная на рис. 3.

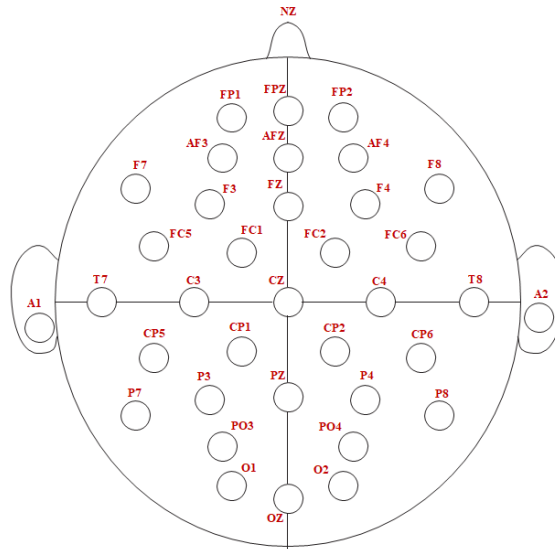


Рис. 3. Схема наложения электродов при использовании нейрогарнитуры разработанного ИМК.

Ориентируясь на рис. 3 можно сказать, что при биполярном включении электродов к положительным выводам УБП целесообразно подключать электроды, располагающиеся с одной из сторон головы (левой или правой), а к отрицательным с другой, симметрично относительно центральной линии. Электрод DRL при этом можно располагать как в центральных локациях, расположенных посередине головы (Nz, FPz, AFz, Fz, Cz, Pz, Oz), так и на ушных отведениях (A1, A2). При монополярном подключении электроды 1-4 обозначенные на рисунке 2б могут располагаться в любых локациях (не обязательно симметрично относительно друг друга). При этом общий электрод SRB1 и электрод DRL могут располагаться как в центральных локациях (Nz, FPz, AFz, Fz, Cz, Pz, Oz), так и на ушных отведениях (A1, A2). При 16-ти канальном исполнении регистрирующей аппаратуры ИМК монополярная схема включения позволяет регистрировать 16-ти каналные ЭЭГ данные, тогда как биполярная схема всего лишь 8-ми каналные. Однако благодаря симметричному расположению электродов при биполярной схеме включения удастся добиться больших значений показателей КОСС и ОСШ.

Для того чтобы эффективно использовать монополярную схему включения была предложена схмотехническая реализация общего (референтного) электрода, представленная на рис. 1б. Данная схема не имеет дополнительного ФНЧ и выполняет простое действие по буферизации ЭЭГ сигнала.

Чтобы минимизировать влияние соединительных проводов и переходного импеданса кожа-электрод была разработана дополнительная схема активного электрода DRL показанная на рис. 1в. Данная схмотехническая реализация может применяться как при использовании биполярной схемы подключения электродов, так и при монополярной.

Внешний вид (сверху и снизу) топологии для основных электродов (1а) и вид собранных ПП (сверху и снизу) для разработанных реализаций показан на рис. 4.

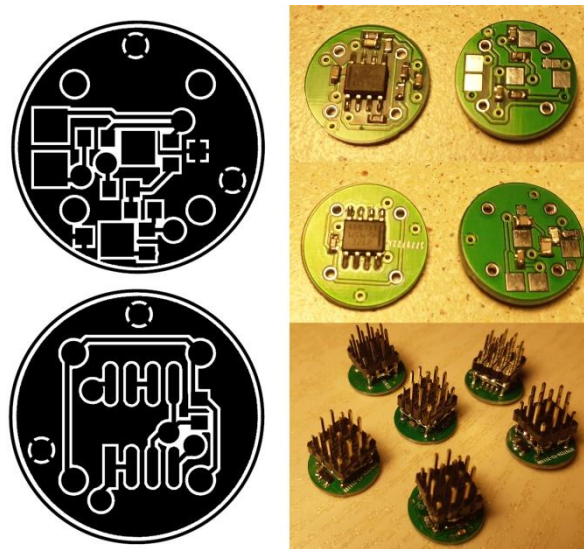


Рис. 4. Исполнение ПП разработанных электродов.

Внешний вид конструктивного исполнения электродов и их расположения непосредственно в каркасе нейрогарнитуры, показан на рис. 5.

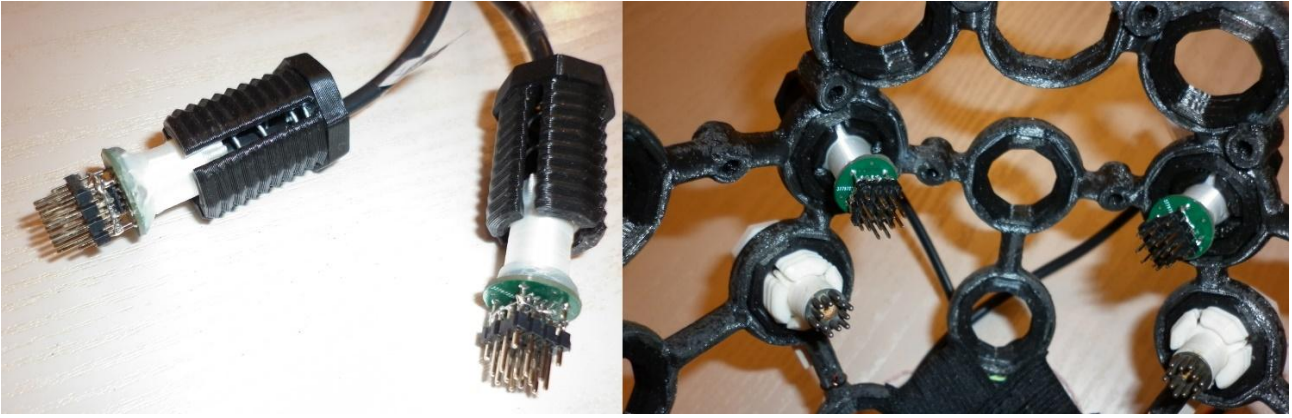


Рис. 5. Конструктивное исполнение электродов.

Конструктивно электроды выполнены в пластиковом корпусе, имеющем резьбу для ввинчивания в пластиковый каркас нейрогарнитуры. Для обеспечения резистивно-емкостного контакта с головой на ПП электродов установлен массив из штырьковых элементов. Чтобы не вызывать болезненных ощущений у оператора при контакте электродов с головой, основание электрода с закрепленной на нем ПП соединено с ввинчиваемым корпусом посредством мягкого пружинного элемента.

Все разработанные ПП выполнены в двухслойном исполнении с обязательным покрытием всех участков платы сплошным слоем металлизации (рис. 4). Для простоты организации экспериментов по исследованию разных вариантов подключений электродов на платах предусмотрены всевозможные контактные площадки и перемычки (соединители) позволяющие легко изменить вариант подключения электрода.

Все разработанные электроды соединялись с регистрирующей платой «Cyton» посредством экранированных 3-х жильных кабелей типа 32AWG. Один проводник служил для передачи сигнала, а два других для подачи питания ± 2.5 В на ОУ электродов.

2. Методика определения расчетных параметров и имитационное моделирование схмотехнических вариантов

Методика определения наилучших значений расчетных параметров состояла из четырех этапов и заключалась в следующем.

Первый этап – определение влияния вариантов подключения экранирующей оплетки соединительных проводов, идущих от электродов до УБП, на величину расчетных параметров. Схема, показавшая наилучшие результаты служила основой для проведения второго этапа исследования.

На втором этапе проводился анализ влияния согласующих резисторов на входе и выходе электродов на величину расчетных параметров. Результатом второго этапа исследования также являлось выявление схемы, дающей наилучший результат, которая служила основой для исследований на следующих этапах.

Третий этап был направлен на исследование особенностей реализации регистрирующей системы с использованием общего (референтного) электрода для всех каналов измерений. Использование референтного электрода необходимо только при монополярном подключении электродов. Однако в силу большой распространенности такой схемы снятия биопотенциалов было целесообразно исследовать влияние вида исполнения электрода на рассчитываемые параметры. Общий (референтный) электрод при этом может быть выполнен либо по схеме аналогичной основным электродам, либо по упрощенной схеме. На данном этапе исследования была проведена оценка влияния на исследуемые параметры двух вариантов исполнения общего электрода: вариант разработанной нами схемы активного универсального общего электрода и вариант соединения общего вывода УБП с кожей головы напрямую посредством проводника (обычный металлический электрод). Такая организация референтного электрода с использованием соединения простым проводником общего входа УБП напрямую с кожей головы часто применяется в приборах регистрации ЭЭГ. При этом сам электрод выполняется в виде ушного электрода-клипсы.

Четвертый этап исследования был направлен на определение влияния электрода DRL (общий для всех каналов электрод помехоподавления) на качество регистрации в регистрирующей системе. Для этого был взят вариант схемной реализации из числа вариантов, рассмотренных на предыдущих этапах исследований, позволивший получить наилучшие расчетные параметры. На основе этого варианта схемы проведено исследование двух вариантов включения разработанной схемы электрода DRL.

В результате выполнения приведенной методики, учитывая, что активные резистивно-емкостные электроды и электрод DRL соединяются с УБП многожильными экранированными проводниками, были сформированы 12 вариантов реализации подключений резистивно-емкостных электродов к УБП.

Первый этап исследования:

- 1) на оба входа (положительный и отрицательный) УБП были подключены одинаковые разработанные в данной работе схемные реализации резистивно-емкостных электродов; выводы экранирующей оплетки соединительных проводов и со стороны электродов, и со стороны усилителя никуда не подключены (т.е. экранирование соединительных проводников отсутствует);
- 2) реализация и подключение резистивно-емкостных электродов аналогично предыдущему варианту; выводы экранирующей оплетки со стороны платы регистрации Cyton подключены к аналоговой общей (земляной) шине AGND (при моделировании эффект подключения оплетки достигается за счет включения конденсаторов емкостью 3,3 нФ между выходами каждой из схем резистивно-емкостных электродов и шиной AGND); выводы экранирующей оплетки со стороны электродов не подключены;
- 3) реализация и подключение резистивно-емкостных электродов аналогично предыдущему варианту; выводы экранирующей оплетки со стороны платы регистрации Cyton подключены к аналоговой общей (земляной) шине AGND; выводы экранирующей оплетки со стороны электродов подключены к медному металлизированному полигону сверху и снизу ПП электрода (при

моделировании эффект подключения оплетки достигается за счет включения конденсаторов емкостью 3,3 нФ между входами каждой из схем резистивно-емкостных электродов и шиной AGND);

- 4) реализация и подключение резистивно-емкостных электродов аналогично предыдущему варианту; выводы экранирующей оплетки со стороны платы регистрации Cyton подключены к шине AGND; выводы экранирующей оплетки со стороны электродов не подключены; выходы электродов подключены к металлизации (сверху и снизу) на платах (данный эффект при моделировании достигается за счет соединения выхода электрода с его входом через конденсатор емкостью 3,3 нФ с одновременным соединением выхода электрода с шиной AGND через конденсатор емкостью 3,3 нФ);
- 5) реализация и подключение резистивно-емкостных электродов аналогично предыдущему варианту; выводы экранирующей оплетки со стороны платы регистрации Cyton подключены к шине AGND; выводы экранирующей оплетки со стороны электродов не подключены; к медному металлизированному полигону сверху и снизу ПП электрода подключены входы электродов (данный эффект при моделировании достигается за счет соединения выхода электрода с его входом через конденсатор емкостью 3,3 нФ с одновременным соединением входа и выхода электрода с шиной AGND через конденсаторы емкостью 3,3 нФ).

Второй этап исследования:

- 6) реализация и подключение резистивно-емкостных электродов аналогично предыдущему варианту; вариант подключения выводов экранирующей оплетки и слоев металлизации, соответствующий варианту 1-5, позволившему добиться наилучших значений рассчитываемых параметров; исключение из схемы (рис. 1а) выходного согласующего резистора R1;
- 7) реализация и подключение резистивно-емкостных электродов аналогично предыдущему варианту; аналогичный вариант подключения выводов экранирующей оплетки и слоев металлизации; исключение из схемы (рис. 1а) входного согласующего резистора R2;

- 8) реализация и подключение резистивно-емкостных электродов аналогично предыдущему варианту; аналогичный вариант подключения выводов экранирующей оплетки и слоев металлизации; исключение из схемы (рис. 1а) выходного согласующего резистора R1 и входного согласующего резистора R2.

Третий этап исследования:

- 9) реализация и подключение основного резистивно-емкостного электрода соединенного с положительным входом УБП аналогично одному из вариантов 6-8 показавшему наилучший результат; реализация и подключение к отрицательному входу УБП общего (референтного электрода) согласно схеме, представленной на рис. 1б;
- 10) реализация и подключение основного резистивно-емкостного электрода соединенного с положительным входом УБП аналогично одному из вариантов 6-8 показавшему наилучший результат; имитация ушного электрода-клипсы соединенного с отрицательным входом УБП посредством кабеля имеющего экранирующую оплетку (отрицательный выход генератора сигнала соединен с отрицательным входом УБП при этом эффект подключения вывода экранирующей оплетки к шине AGND со стороны УБП достигается за счет включения конденсатора емкостью 3,3 нФ между входом УБП и шиной AGND).

Четвертый этап исследования:

- 11) реализация и подключение обоих резистивно-емкостных электродов аналогично одному из вариантов 6-8 показавшему наилучший результат; используется разработанная схемотехническая реализация активного электрода DRL представленная на рис. 1в (электрод DRL являясь электродом активного помехоподавления, осуществляет подачу напряжения синфазных помех в противофазе, снятого со средней точки УБП и тем самым компенсируя напряжение синфазных помех, действующее одновременно на входах обоих резистивно-емкостных электродов) (подключение выхода электрода DRL к входам резистивно-емкостных

электродов осуществляется через разделительные резистор сопротивлением 24 КОм и конденсатор емкостью 3,3 нФ соединенные параллельно; данная R-C цепь является эквивалентом кожно-электродного перехода); выводы экранирующей оплетки со стороны электрода DRL не подключены; выводы экранирующей оплетки со стороны УБП не подключены;

- 12) реализация и подключение обоих резистивно-емкостных электродов аналогично одному из вариантов 6-8 показавшему наилучший результат; используется разработанная схемотехническая реализация активного электрода DRL представленная на рис. 1в; выводы экранирующей оплетки со стороны электрода DRL подключены к слоям (верхнему и нижнему) металлизации на ПП электрода DRL; выводы экранирующей оплетки со стороны среднего вывода УБП подключены к шине AGND на плате регистрации Cyton.

Для определения варианта подключения электродов, которое обеспечивает наилучшее прохождение регистрируемого сигнала на фоне помех, проведено имитационное моделирование в системе автоматизированного проектирования OrCAD 16.6 и расчет таких параметров как КОСС (CMRR), ОСШ (SNR), коэффициент шума (КШ; NF) и фактор шума (ФШ; F) всей системы (резистивно-емкостные электроды => плата «Cyton» => персональный компьютер (ПК) с доработанной программой «OpenBCI GUI»).

КОСС характеризует степень ослабления синфазных помех дифференциальной измерительной системой УБП. Чем больше значение КОСС, тем лучше дифференциальный усилитель выделяет полезные сигналы среди помех синфазного рода. Присутствующие на входе УБП резистивно-емкостные электроды в идеале не должны увеличивать КОСС, кроме того, схемотехнические способы подключения электродов с применением средств экранизации должны способствовать повышению общего значения КОСС всей системы. Однако на практике это не всегда так. Итоговый расчет КОСС в данной работе проводился по формуле:

$$CMRR = 20 \lg \left(\frac{\psi_{BbIX}}{\psi_{BX}} \right), \text{ (дБ)}, \quad (1)$$

где $\psi_{BbIX} = U_{BbIX.C} / U_{BbIX.П}$, (мкВ); $\psi_{BX} = U_{BX.C} / U_{BX.П}$, (мкВ).

В формуле (1): $U_{BX.C}$ – напряжение входного полезного сигнала частотой 10 Гц; $U_{BX.П}$ – напряжение помех частотой 50 Гц на входе системы; $U_{BbIX.C}$ – напряжение выходного полезного сигнала частотой 10 Гц; $U_{BbIX.П}$ – напряжение помех частотой 50 Гц на выходе системы.

ОСШ показывает уровень присутствующего шума в смеси полезного сигнала и помех либо на входе, либо на выходе системы относительно уровня полезного сигнала и определяется по формуле:

$$SNR = 10 \log_{10} \left(\frac{P_C}{P_{III}} \right) = 20 \lg \left(\frac{A_C}{A_{III}} \right), \text{ (дБ)}, \quad (2)$$

где P_C , P_{III} – средние мощности сигнала и шума соответственно (мВт);

A_C , A_{III} – среднеквадратические значения (СКЗ) амплитуды сигнала и шума соответственно (мкВ СКЗ; uVrms).

Коэффициент шума, измеряемый в децибелах, показывает, во сколько раз уменьшается ОСШ смеси сигнала и помехи при прохождении через всю систему регистрации (резистивно-емкостные электроды => плата «Cyton» => ПК с доработанной программой «OpenBCI GUI») и определяется по формуле:

$$NF = \frac{SNR_{BX}}{SNR_{BbIX}}, \text{ (дБ)}, \quad (3)$$

где SNR_{BX} – ОСШ на входе системы; SNR_{BbIX} – ОСШ на выходе системы.

КШ, выражаемый в безразмерных единицах, называется фактором шума, который связан с КШ следующим выражением:

$$F = 10^{NF/10}. \quad (4)$$

В идеальном случае если система не вносит искажений в полезный сигнал, ФШ будет равен 1. В реальных системах ФШ всегда больше 1. Чем больше ОСШ, тем лучше. Однако схемотехнические цепи резистивно-емкостных электродов и УБП неизбежно вносят искажения в полезный сигнал,

поэтому ОСШ на выходе системы всегда меньше, чем ОСШ на входе. Основной задачей данного исследования является выявление схемотехнических реализаций всей системы (резистивно-емкостные электроды => плата «Cyton» => ПК с доработанной программой «OpenBCI GUI»), позволяющих добиться максимальных значений КОСС и минимальных значений КШ и ФШ.

Для того чтобы провести моделирование и расчет необходимых параметров была использована схема подключения задающих генераторов (рис. 6) с дифференциальным сбалансированным входом, позволяющая подключить на входы электродов источник синусоидального сигнала напряжением 5 мВ и частотой 10 Гц (полезный сигнал) и источник синусоидального сигнала напряжением 1 В и частотой 50 Гц (помеха). При натурных экспериментах была использована такая же схема подключения генераторов. При этом в схеме были использованы высокоточные резисторы с допуском 0,1 % номиналом 93,1 КОм.

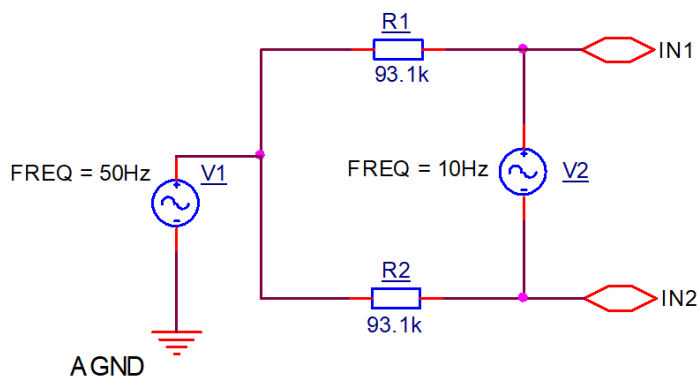


Рис. 6. Схема подключения генераторов с дифференциальным сбалансированным входом.

Далее было проведено имитационное моделирование предложенных 12-ти вариантов схемотехнических реализаций, регистрация уровней входных и выходных значений напряжений помех и сигнала, а также расчет следующих параметров: КОСС всей системы; ОСШ на входе электродов; ОСШ на выходе УБП; КШ всей системы; ФШ всей системы. Все итерации проводились при установленном коэффициенте усиления УБП равном $\times 8$. Результаты расчетов показателей приведены в табл. 1.

Таблица 1. Расчетные значения параметров.

Вариант включения	КОСС, (дБ)	КШ, (дБ)	ФШ
Первый этап			
№1	102,30	0,722	1,180
№2	102,90	0,477	1,116
№3	103,51	0,471	1,114
№4	103,48	0,466	1,113
№5	105,02 (лучший результат 1)	0,461	1,112
Второй этап			
№6	105,21 (лучший результат 2)	0,304	1,072
№7	102,66	0,463	1,112
№8	104,09	0,483	1,117
Третий этап			
№9	101,69	0,341	1,081
№10	99,10	0,723	1,181
Четвертый этап			
№11	110,49 (лучший результат 3)	0,127	1,029
№12	108,60	0,328	1,078

Анализируя приведенные расчетные значения, можно сделать следующие выводы.

На первом этапе исследования наилучшие значения КОСС, КШ и ФШ имела схема подключений электродов, соответствующая варианту №5. В данной схеме экранирующие оплетки соединительных кабелей со стороны электродов никуда не подключены и висят в воздухе, хотя по логике вещей их было-бы целесообразно соединить с металлизированными полигонами на ПП электрода, как это сделано при варианте подключения №3. Между тем соединение металлизированных полигонов ПП с входами электродов приводит к увеличению активной емкости резистивно-емкостного электрода, что приводит к улучшению расчетных показателей.

На втором этапе исследования было определено, что наличие выходного согласующего резистора номиналом 100 Ом приводит к ухудшению качества регистрируемого сигнала.

На третьем этапе исследования было определено, что при монополярной схеме включения электродов, так же как и при биполярной, в качестве референтного (общего) электрода целесообразно использовать электрод, выполненный по схеме полостью идентичной той, по которой выполнены основные электроды. Причем длину, тип проводников, соединяющих основные

электроды и референтный электрод с УБП лучше брать одинаковыми. Применение общего контактного металлического электрода, соединенного с УБП простым проводником, приводит к значительному ухудшению значений расчетных показателей.

На четвертом этапе исследований была показана целесообразность применения активного помехоподавления при помощи, разработанного резистивно-емкостного электрода DRL по предложенной схеме, причем было определено, что наиболее эффективным является подключение электрода DRL к выходу средней точки УБП с помощью кабеля без экранирующей оплетки.

Таким образом, схема соединений позволившая добиться наилучших значений расчетных показателей КОСС, КШ и ФШ являлась схема, соответствующая варианту №11.

На рис. 7 представлены графики амплитудно-частотной (АЧХ) и фазо-частотной (ФЧХ) характеристик соответствующие 11-му варианту реализации системы (резистивно-емкостные электроды => УБП), полученные в результате имитационного моделирования.

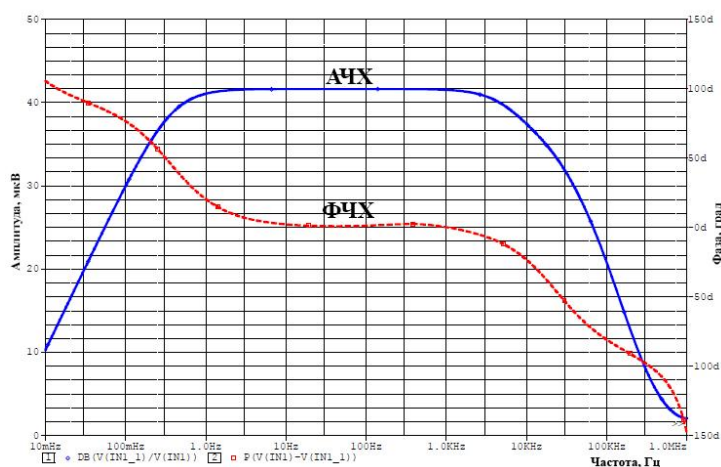


Рис. 7. АЧХ и ФЧХ системы соответствующие 11-му варианту включения, полученные в результате имитационного моделирования.

На графиках АЧХ и ФЧХ видно, что в необходимом частотном диапазоне 1-100 Гц схемой вносятся минимальные искажения, а значит, полезный сигнал может быть пропущен с наивысшей достоверностью.

3. Проведение натуральных экспериментов

Далее были проведены экспериментальные исследования различных вариантов включений разработанных резистивно-емкостных электродов. Были исследованы 12 вариантов включений приведенные выше. В качестве аппаратуры регистрации ЭЭГ сигналов использовали 8-ми канальную плату регистрации «Cyton» собранную по материалам открытого источника проекта «OpenBCI». Плата регистрации «Cyton» позволяет проводить регистрацию входных сигналов с помощью дифференциальных УБП, оцифровывать данные и передавать их по радиоканалу стандарта Wi-Fi (через плату «WiFi Shield») на ПК. Информация, передаваемая на ПК в режиме реального времени, может быть отображена в виде мгновенных значений амплитуды сигналов (выраженной в микровольтах) в определенном установленном частотном диапазоне либо на фиксированной частоте. Программное обеспечение, принимающее данные на ПК и интерпретирующее их было модернизировано таким образом, что имелась возможность выбора необходимой частоты сигнала и просмотра СКЗ его амплитуды (после прохода через АЦП).

Коэффициент усиления УБП был выставлен $\times 8$, также как и при имитационном моделировании. Частота дискретизации АЦП составляла 250 Гц. Также как и при имитационном моделировании были использованы два генератора синусоидальных сигналов для генерации помехового сигнала (1 В; 50 Гц) и полезного сигнала (20 мВ; 10 Гц). Для генерации исходных сигналов и их просмотра в режиме реального времени был использован 4-х канальный осциллограф «RIGOL MSO8104» имеющий в своем составе 2-х канальный генератор сигналов. Генераторы к УБП подключались через плату соединений, выполненную в соответствии со схемой, представленной на рис. 6. Общая схема измерительной установки приведена на рис. 8.

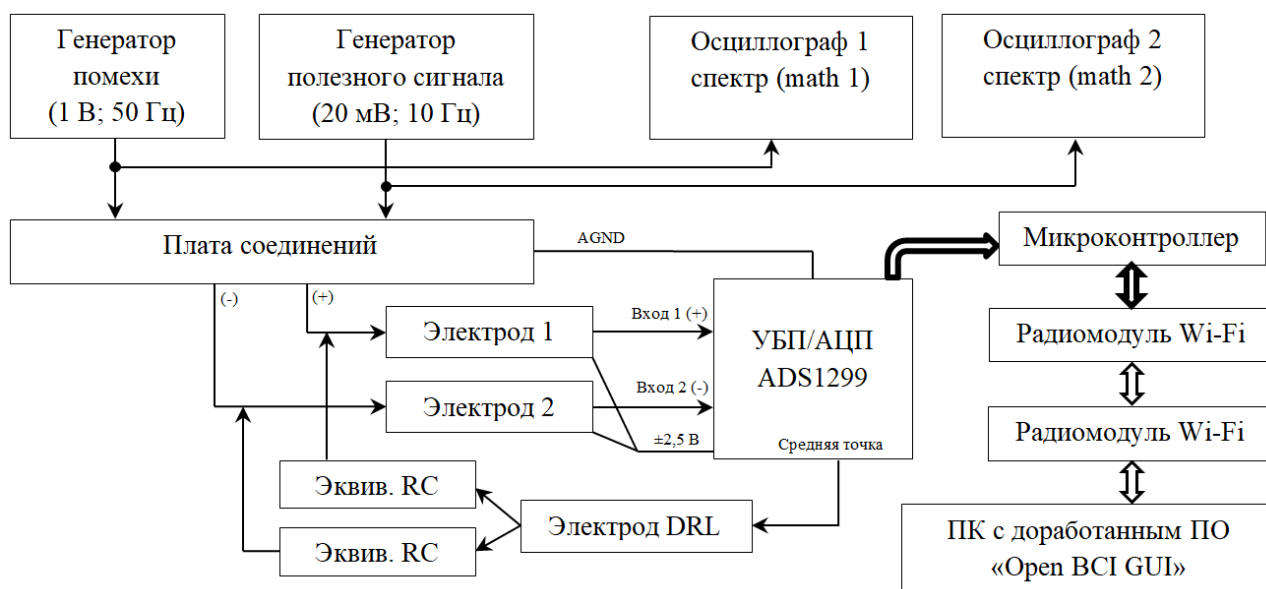


Рис. 8. Схема измерительной установки для проведения экспериментальных исследований.

Пример рабочего окна осциллографа «RIGOL MSO8104» с отображенными сгенерированными для подачи на вход системы регистрации синусоидальными сигналами и их спектральными представлениями показан на рис. 9.

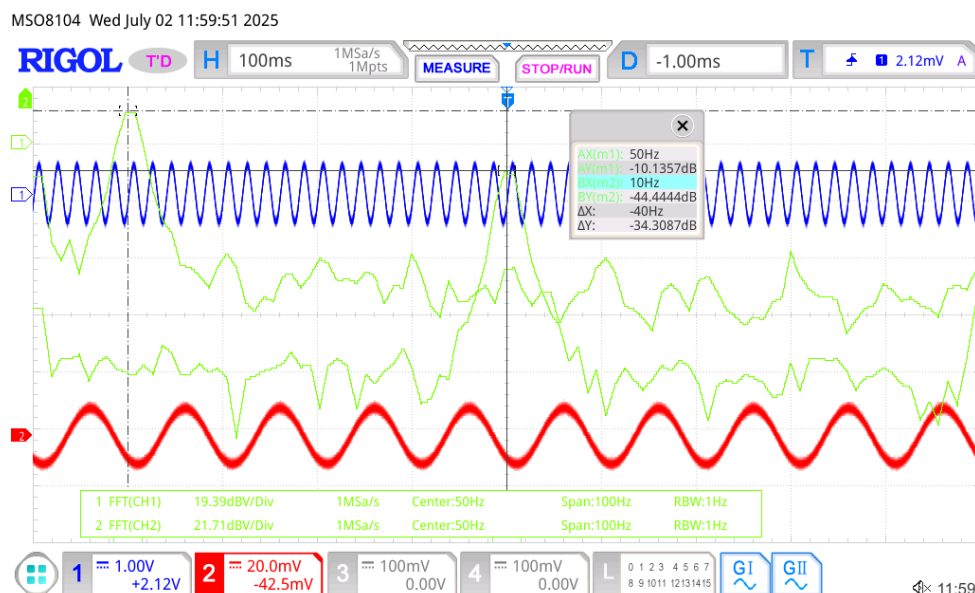


Рис. 9. Сигналы, подаваемые на вход системы регистрации.

В результате натурных измерений при всех 12-ти вариантах включений были рассчитаны необходимые параметры, значения которых приведены в табл. 2.

Таблица 2. Результаты расчетов параметров, выполненные при натурных экспериментах.

Вариант включения	КОСС, (дБ)	КШ, (дБ)	ФШ
Первый этап			
№1	96,08	0,754	1,189
№2	96,41	0,760	1,191
№3	96,67	0,752	1,189
№4	96,71	0,740	1,185
№5	96,73 (лучший результат 1)	0,716	1,179
Второй этап			
№6	96,94 (лучший результат 2)	0,677	1,168
№7	95,81	0,698	1,174
№8	96,63	0,679	1,169
Третий этап			
№9	96,62	0,721	1,180
№10	95,93	0,753	1,189
Четвертый этап			
№11	98,95 (лучший результат 3)	0,421	1,101
№12	98,66	0,463	1,112

Анализируя результаты, представленные в табл. 2 можно сделать вывод о том, что натурные испытания на макетах разработанных резистивно-емкостных электродов полностью подтверждают расчетные показатели, полученные при имитационном моделировании. Это говорит о правильности предложенных схемных решений эквивалентных моделей для имитации различных вариантов включений электродов.

В процессе экспериментов был построен график реальной АЧХ всей тестируемой системы (резистивно-емкостные электроды => плата Cyton => ПК с доработанной программой «OpenBCI GUI»). При этом была использована схема включения электродов, соответствующая варианту №6. Полученная АЧХ всей системы представлена на рис. 10.

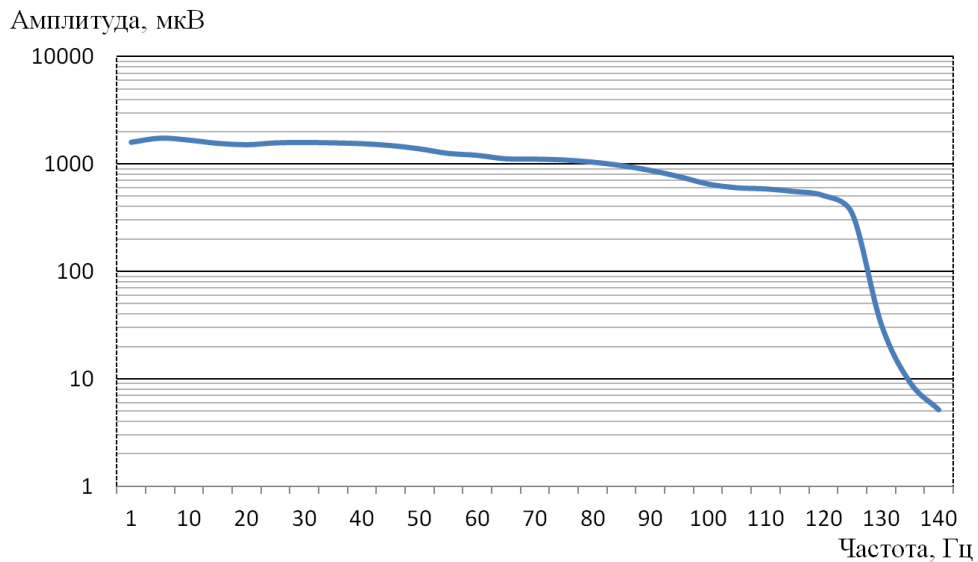


Рис. 10. АЧХ всей системы регистрации.

Для того чтобы визуально оценить зависимость КШ и ФШ от частоты можно отобразить эти показатели на частотной оси (рис. 11). Данные значения также как и АЧХ представлены для варианта исполнения №6.

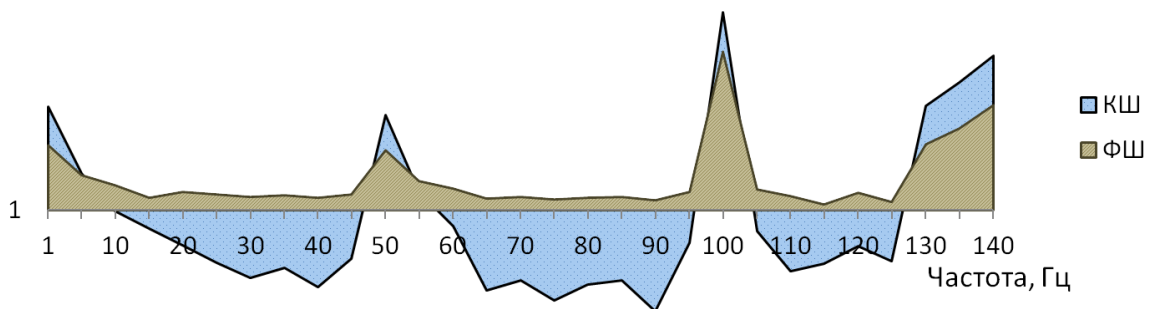


Рис. 11. График зависимости КШ и ФШ от частоты.

Из рисунка видно, что значения КШ и ФШ имеют приемлемые значения в частотном диапазоне примерно от 15 Гц до 125 Гц, однако при этом наблюдаются значительные выбросы данных показателей с пиками на частотах 1 Гц, 50 Гц, 100 Гц, 150 Гц. Данные резкие увеличения значений КШ и ФШ на приведенных частотах свидетельствуют о работе цифрового режекторного фильтра, настроенного на подавление помех частотой 50 Гц от осветительной сети. Появившиеся всплески на частотах 1 Гц, 100 Гц, 150 Гц являются побочным эффектом работы фильтра. Однако без работы фильтра не удалось бы достичь столь низких значений КШ и ФШ в остальных частотных диапазонах.

Заключение

Данная работа посвящена разработке резистивно-емкостных электродов, а также исследованию совместной их работы с платой регистрации ЭЭГ «Cyton» при различных вариантах включений электродов. Разработанные электроды были специально адаптированы для совместной работы с платой «Cyton» для этого было осуществлено их питание от двухполюсного источника напряжением $\pm 2,5$ В вырабатываемого платой регистрации.

Впервые проведено исследование характеристик всей системы регистрации (резистивно-емкостные электроды => плата Cyton => ПК с доработанной программой «OpenBCI GUI»), а не ее частей по отдельности.

Для осуществления поставленной цели были выполнены следующие задачи: проведена разработка схемотехнической и топологической реализации ПП активных резистивно-емкостных электродов различных исполнений; предложено схемное решение и проведена разработка ПП резистивно-емкостного электрода помехоподавления DRL; изготовлены макеты разработанных электродов; были проведены, как имитационное моделирование, так и натурные эксперименты для выявления оптимальных включений электродов и схемотехнических реализаций всей системы регистрации, дающих наилучшие показатели КОСС, ОСШ, КШ, ФШ.

В результате исследований была установлена целесообразность подключения активных электродов к плате регистрации «Cyton» посредством трехжильных экранированных кабелей (тип 32AWG) с экранирующей оплеткой, подключенной к общей шине «аналоговой земли» AGND со стороны платы «Cyton». Было установлено, что значительного улучшения показателей КОСС = 96,73 дБ, КШ = 0,716 дБ, ФШ = 1,179 (показатели, полученные при натурных экспериментах) всей системы удастся добиться при соединении входов электродов с металлизированными медными полигонами на их платах.

Была выявлена нецелесообразность применения выходных согласующих резисторов между электродами и входами УБП на плате регистрации «Cyton». Были исследованы как монополярные, так и биполярные варианты включений

электродов. Также было показано, что применение электродов имеющих идентичную схемотехническую реализацию на обоих входах дифференциального усилителя полностью оправдано и приводит к увеличению качества регистрации ЭЭГ сигналов. При этом расчетные показатели улучшаются и принимают следующие значения: КОСС = 96,94 дБ, КШ = 0,677 дБ, ФШ = 1,168.

Разработанная реализация электрода DRL показала свою эффективность и может быть использована совместно с платой регистрации «Cyton» при этом наилучшие значения измеряемых параметров при натурных экспериментах составили: КОСС = 98,95 дБ, КШ = 0,421 дБ, ФШ = 1,101.

Данная работа может быть полезна разработчикам носимых ИМК на основе системы регистрации «Open BCI» так как предлагает схемотехнические решения позволяющие повысить качество регистрируемых ЭЭГ сигналов и тем самым увеличить точность классификации сигналов и принятии решений в человеко-машинных интерфейсах.

Финансирование: Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда № 24-29-20168, <https://rscf.ru/project/24-29-20168/>.

Литература

1. Arana-De-Las-Casas N.I. et al. Real-time mental workload measurement for four break configurations in cognitive tasks using the EEG-based workload index (EWI). – 2024.
2. Prado V. et al. A software to measure quantitative electroencephalogram during the performance of a psychological cognitive task using the OpenBCI hardware // Human Factors in Software and Systems Engineering. – 2022. – Т. 61. – №. 61.
3. Liu J., Li B., Cao J. Construct and Evaluate a Phone Dialing System Leveraging SSVEP Brain-Computer Interface // International journal of computers & technology. – 2023. – Т. 23. – С. 128-135.

4. Qiu J.M., Casey M.A., Diamond S.G. Assessing feedback response with a wearable electroencephalography system // *Frontiers in Human Neuroscience*. – 2019. – Т. 13. – С. 258.
5. Sahoo S. et al. IIST BCI Dataset-6 for Selected Common Odia words // *Authorea Preprints*. – 2024.
6. Официальный сайт проекта «OpenBCI». URL: <https://github.com/OpenBCI/> (дата обращения: 01.09.2025).
7. Cardona-Álvarez Y.N. et al. A novel OpenBCI framework for EEG-based neurophysiological experiments // *Sensors*. – 2023. – Т. 23. – №. 7. – С. 3763.
8. Журавлев Д.В. Аппаратура для электроэнцефалографических исследований. – 2021.
9. Chi Y.M., Jung T.P., Cauwenberghs G. Dry-contact and noncontact biopotential electrodes: Methodological review // *IEEE reviews in biomedical engineering*. – 2010. – Т. 3. – С. 106-119.
10. Bednar T. et al. Common-mode voltage reduction in capacitive sensing of biosignal using capacitive grounding and DRL electrode // *Sensors*. – 2021. – Т. 21. – №. 7. – С. 2568.
11. Choi K.J., Sim J.Y. An 18.6- μ W/Ch TDM-Based 8-Channel Noncontact ECG Recording IC With Common-Mode Interference Suppression // *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*. – 2022. – Т. 16. – №. 6. – С. 1021-1029.
12. Официальное описание микросхемы ADS1299 на сайте производителя. URL: <https://www.ti.com/product/ADS1299> (дата обращения: 01.09.2025).
13. Damalerio R.B. et al. Development of Low-Contact-Impedance Dry Electrodes for Electroencephalogram Signal Acquisition // *Sensors*. – 2023. – Т. 23. – №. 9. – С. 4453.
14. Abu-Saude M., Morshed B.I. Inductive Coupling of Bipolar Signals with a Conjugate Coil Pair for an Analog Passive ECG Sensor Using a PPy-Coated pVCNT Dry Electrodes // *Sensors*. – 2023. – Т. 23. – №. 11. – С. 5283.

15. Peng H.L. et al. Development of a flexible dry electrode based MXene with low contact impedance for biopotential recording // Measurement. – 2022. – Т. 190. – С. 110782.
16. Savchuk A. Development of a model of electric impedance in the contact between the skin and a capacitive active electrode when measuring electrocardiogram in combustiology // Eastern-European Journal of Enterprise Technologies. – 2021. – Т. 110. – №. 5.
17. Wang Y. et al. Noncontact ECG measuring system based on capacitive PCB electrodes // The Proceedings of the 9th Frontier Academic Forum of Electrical Engineering: Volume I. – Singapore: Springer Singapore, 2021. – С. 607-615.
18. Официальное описание микросхемы TLC272 на сайте производителя. URL: <https://www.ti.com/product/TLC272/> (дата обращения: 01.09.2025).

Для цитирования:

Журавлев Д.В., Голубинский А.Н., Летов Н.А. Разработка активных резистивно-емкостных электродов и исследование схемотехнических методов минимизации электродных шумов в системе регистрации ЭЭГ сигналов «Open BCI» // Журнал радиоэлектроники. – 2025. №. 11. <https://doi.org/10.30898/1684-1719.2025.11.33>