

РАЗРАБОТКА И ОТЛАДКА МАКЕТА ИЗМЕРИТЕЛЬНОГО БЛОКА РЕГИСТРАЦИИ ДЛЯ ИНТЕРФЕЙСА МОЗГ — КОМПЬЮТЕР НА ОСНОВЕ ИНТЕГРАЛЬНОГО ИНСТРУМЕНТАЛЬНОГО УСИЛИТЕЛЯ

В.С. Ширяева

shiryaeavs@student.bmstu.ru

SPIN-код: 5001-2907

Д.Д. Морозов

morozovdd@student.bmstu.ru

SPIN-код: 9293-5278

Д.Ю. Кулешов

kuleshovdyu@student.bmstu.ru

SPIN-код: 5449-9453

МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Российская Федерация

Аннотация

Современное развитие технологии интерфейсов мозг — компьютер (ИМК) активно расширяет функционал реабилитационных мероприятий и возможностей для улучшения уровня жизни пациентов с нарушениями движения, в связи с чем все более востребованной становится проблема разработки дешевых и малогабаритных устройств, предназначенных для ежедневного использования. В статье описаны этапы проектирования блока регистрации биологических сигналов для потенциального применения в ИМК, осуществлены сборка и наладка схемы на безопасной и паяной макетных платах. Проведены исследования разрабатываемого макета с использованием лабораторного оборудования для оценки характеристик схемы. Получены результаты экспериментального исследования на здоровом добровольце для оценки работоспособности макета. Указаны основные проблемы, возникшие в ходе экспериментального исследования, и предложены методы их решения.

Ключевые слова

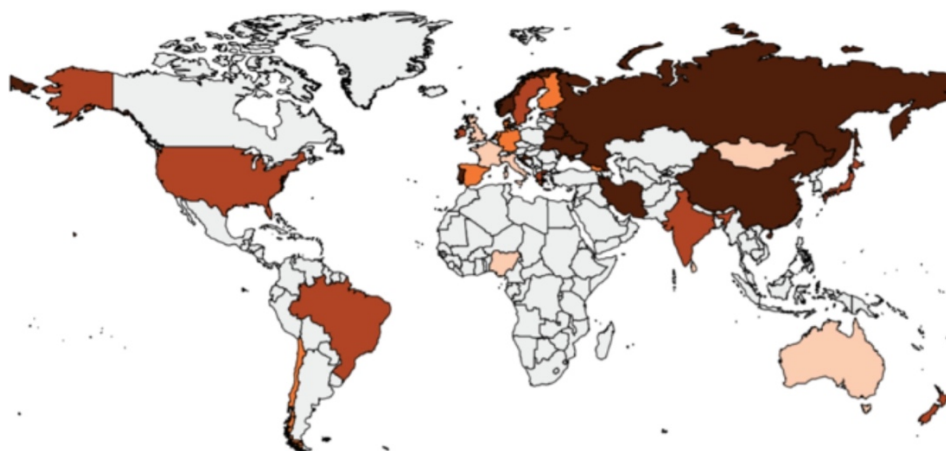
Инсульт, реабилитация, интерфейс мозг — компьютер, электроэнцефалография, вызванный потенциал Р300, аналоговый тракт, интегральный инструментальный усилитель, блок регистрации

Поступила в редакцию 24.02.2022

© МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2022

Введение. Инсульт — острое нарушение кровоснабжения головного мозга, которое может привести к инвалидизации пациента или стать причиной смерти. По данным статистики Всемирной Организации Здравоохранения и результатам опубликованного в журнале International Journal of Stroke исследования [1], заболеваемость инсультом растет с каждым годом и охватывает большинство стран мира (рис. 1, 2).

Одним из постинсультных осложнений является парез верхних конечностей, возникающий в 80 % случаев [3]. Реабилитация индивидуума с моторными нарушениями основана на базовых методах: лечебная физкультура, эрготерапия, терапия ограничением движения, массаж и др.



Уровень распространения
заболевания:

| | |
|--------------------|--------------------|
| Q1 (от 41 до 80) | Q2 (от 95 до 108) |
| Q3 (от 113 до 140) | Q4 (от 154 до 297) |
| Нет данных | |

Рис. 1. Карта заболеваемости инсультом в мире [1]

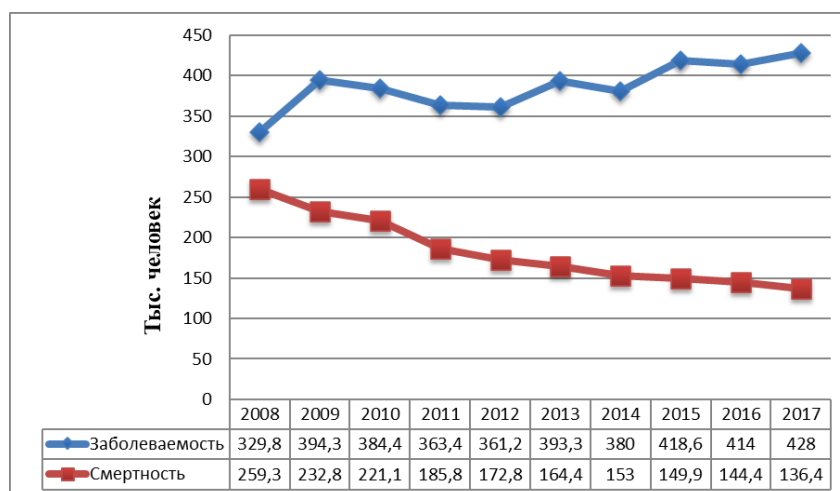


Рис. 2. Динамика первичной заболеваемости и смертности взрослого населения при инсульте в России [2]

На сегодняшний день наиболее широко распространена роботизированная реабилитация постинсультных пациентов, которая в комбинации с базовыми методами позволяет с большей эффективностью провести восстановление индивидуума даже с грубым парезом и восполнить утраченные им функции. Управление большинством используемых в клинической практике систем, таких как Hand of Nore, Amadeo и др. [4], основано на сигналах поверхностной электромиограммы (ЭМГ), которые менее выражены у пациентов с грубым парезом, что ограничивает их применение. Более того, существуют сложности при

распознавании необходимых типов базовых и комбинированных движений (в частности, мелкой моторики), по сигналам ЭМГ. Нивелировать данные недостатки позволяют интерфейсы мозг — компьютер (ИМК) [2, 5, 6] на основе сигналов головного мозга (рис. 3), таких как электроэнцефалографии (ЭЭГ), когнитивных вызванных потенциалов (ВП) P300, воображения движения (МІ) и др.

Интерфейсы мозг — компьютер классифицируются по инвазивности (неинвазивные, электрокортикографические (ЭКоГ) с микроэлектродами, ЭКоГ и проникающие в кору головного мозга [7] — см. рис. 3); по типу методу регистрации активности головного мозга (рис. 4). Наиболее распространенными являются неинвазивные ИМК, хотя они обладают меньшей точностью классификации и большей чувствительностью к артефактам [8].

Несмотря на высокое пространственное разрешение, применение инвазивных ИМК осложнено эффектом зарастания вживленных электродов соединительной тканью, приводящим к потере качества регистрируемого сигнала и риску инфекционного заражения [8].



Рис. 3. Классификация ИМК по степени инвазивности:

SCP — медленные корковые потенциалы; P300 — когнитивный ВП; SSVEP — стационарные зрительные ВП; МІ — воображение движения

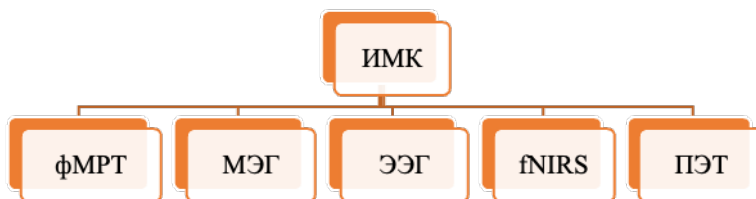


Рис. 4. Классификация ИМК по методу регистрации:

фМРТ — функциональная магнитно-резонансная томография; МЭГ — магнитоэнцефалография; fNIRS — функциональная ближняя инфракрасная спектроскопия; ПЭТ — позитронно-эмиссионная томография

Большинство нейроинтерфейсов включают в себя блок регистрации электрической активности мозга — электроэнцефалограф, который записывает сигналы с поверхности скальпа и очищает его от шумов (рис. 5). От качества обработки ЭЭГ-сигнала в данном блоке зависят функциональные возможности ИМК. Многие существующие системы решают данную проблему путем включе-

ния высокоточных измерительных схем в конструкцию ИМК, что значительно увеличивает их стоимость. В связи с этим актуальной задачей является разработка удешевленных и компактных приборов, которые станут доступными для ежедневного применения, с сохранением требуемой точности регистрации и удобства измерения. Поэтому целью данной работы является оценка типов возможных помех, сложности проектирования таких устройств и возможных конструктивных решений для построения блока регистрации биосигналов.

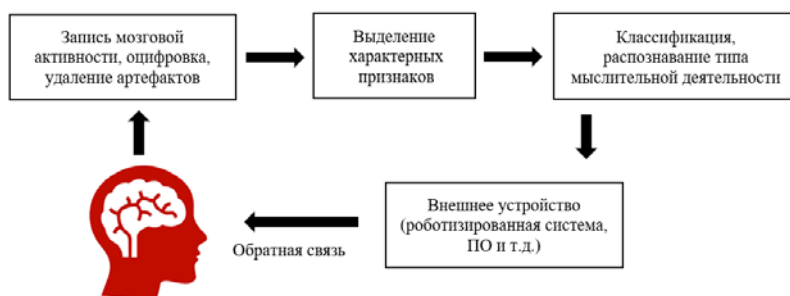


Рис. 5. Схема реализации ИМК

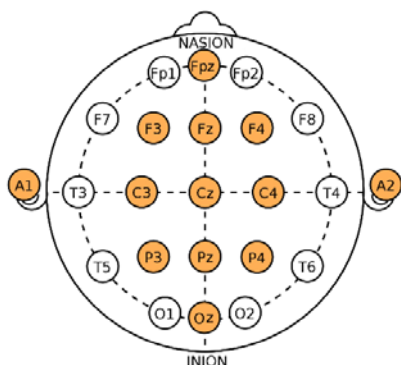


Рис. 6. Схема расположение электродов по системе «10–20», 21 канал

Особенности сигналов биоэлектрической активности головного мозга.

Электроэнцефалография — метод исследования электрической активности головного мозга, основанный на регистрации его электрических потенциалов. Сигнал представляет собой сложный колебательный электрический процесс, регистрируется при расположении электродов на поверхности скальпа по схеме «10–20» (рис. 6) и является результатом суммарной активности нейронов головного мозга [9].

Частотный диапазон ритмических колебаний биопотенциалов, который имеет диагностическое значение, лежит в интервале 0,5...40 Гц.

Кроме спонтанной активности головного мозга выделяют ВП — ответы мозга как на экзогенные события, такие как подача внешнего стимула — зрительного, слухового, тактильного, так и на эндогенные события, связанные с ожиданием, опознанием и принятием решения, такие как когнитивные вызванные потенциалы P300 [9]. Ответ головного мозга на стимулы оцениваются по основным параметрам ВП — пиковой латентности и амплитуды [9]. Пиковая латентность (мс) — время от момента подачи стимула до экстремума компонента. Амплитуда (мкВ) — определяется либо от нулевой линии («абсолютная амплитуда»), либо от пика предыдущего компонента («относительная амплитуда») до пика текущего компонента.

При регистрации сигналов с поверхности скальпа вместе с полезной составляющей в виде ритмики ЭЭГ и Р300 присутствует квазипостоянное напряжение поляризации на граничном слое электрод — кожа с амплитудой около 300 мВ [10] и синусоидальная сетевая помеха с амплитудой 1...20 В и частотой 50 Гц [11]. Наряду с физическими помехами существуют физиологические артефакты, к которым относятся сигналы ЭМГ, электроокулограммы (ЭОГ), электрокардиограммы (ЭКГ), кожно-гальваническая реакция (КГР) и др. [12, 13]. Амплитудные и частотные характеристики данных артефактов представлены в таблице.

Характеристика электрофизиологических артефактов [13]

| Диапазон | ЭКГ | ЭМГ | ЭОГ | Артефакт моргания | КГР |
|-----------------|--------------|-----------|-----------|-------------------|------------|
| Амплитудный, мВ | 0,1–5,0 | 0,01–1,00 | 0,02–2,00 | < 1 | 1–100 |
| Частотный, Гц | 0,01–2000,00 | 1–10000 | 0–30 | < 2 | 0,05–10,00 |

Основные требования к блоку регистрации. Типичный аналоговый тракт блока регистрации разрабатываемого измерительного преобразователя состоит из нескольких блоков:

- 1) инструментальный усилитель (ИУ);
- 2) фильтр верхних частот (ФВЧ);
- 3) фильтр нижних частот (ФНЧ);
- 4) масштабирующий усилитель (МУ).

Инструментальный усилитель предназначен для подавления синфазной наводки и первичного усиления сигнала в K_u раз. Минимальный требуемый коэффициент ослабления синфазного сигнала оценивается по формуле

$$K_{\text{ОСС}} = \frac{U_{\text{синф}} k}{U_{\text{Р300}}},$$

где $U_{\text{синф}}$ — амплитуда синфазного напряжения; $U_{\text{Р300}}$ — амплитуда ВП Р300; k — отношение уровня полезного сигнала к уровню шума.

Таким образом, чтобы выделить ВП Р300, имеющий амплитуду 10 мкВ, на фоне синфазной наводки 50 Гц с амплитудой 5 В при соотношении сигнала к шуму $k = 2$, необходим минимальный коэффициент $K_{\text{ОСС}} = 120$ дБ, что соответствует техническим требованиям к современным электроэнцефалографам [14].

Фильтр верхних частот предназначен для подавления всех сигналов с частотой менее 0,5 Гц. Таким образом будет удаляться потенциал поляризации электродов и другие низкочастотные шумы. Фильтр нижних частот предназначен для подавления сигнала вне исследуемого спектра выше 40 Гц, что позволяет избавиться от алайзинг-эффекта.

Масштабирующий усилитель предназначен для согласования динамического диапазона выходного сигнала аналогового тракта с динамическим диапазоном аналого-цифрового преобразователя (АЦП), что реализуется за счет вторичного усиления сигнала.

Описание конструкции блока регистрации. Основное назначение ИУ — ослаблять сетевую синфазную помеху 50 Гц, а также наводящиеся радиочастоты.

В данной работе был подобран ИУ INA118, поскольку он имеет низкий уровень шума и высокий коэффициент ослабления синфазной помехи, а также низкий входной ток смещения до 5 нА и низкое входное напряжение смещения до 50 мкВ, что делает его подходящим для использования в портативных конструкциях [15].

При регистрации сигналов ЭЭГ возникают различные помехи, источниками которых могут быть окружающая среда, а также физиологические артефакты (см. таблицу). Эти сигналы могут быть устранены с помощью фильтров нижних и верхних частот (ФНЧ и ФВЧ соответственно). Конструкция разрабатываемого блока регистрации включает полосовой фильтр Баттерворта 2-го порядка, построенный на операционных усилителях (ОУ) модели OP37G (рис. 7).

Перед тем как осуществить дискретизацию сигнала, необходимо подстроить динамические диапазоны сигнала и АЦП. Для упрощения и удешевления конструкции был использован АЦП, входящий в микроконтроллер MSP430G2553 с монополярным опорным напряжением 3,6 В.

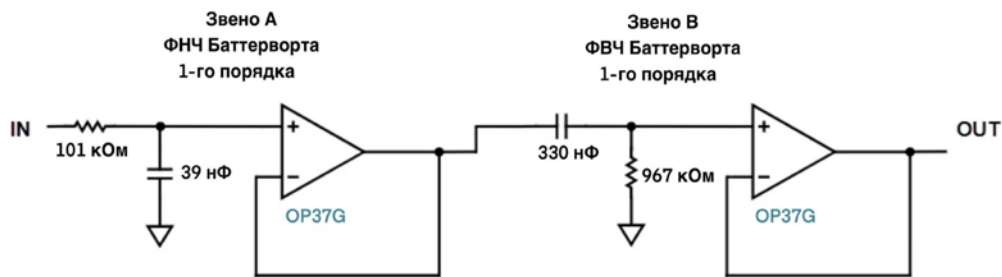


Рис. 7. Полосовой фильтр Баттерворта 2-го порядка

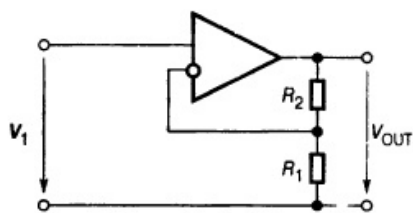


Рис. 8. Схема масштабирующего усилителя

С помощью МУ происходит вторичное усиление сигнала V_1 до опорного напряжения V_{OUT} за счет резисторов R_1 и R_2 в цепи обратной связи. Расчет МУ проводили в соответствии с типовой схемой (рис. 8) [16]. В качестве ОУ была выбрана модель OP37G из-за низкого напряжения смещения и высокой скорости нарастания выходного напряжения [17].

Разработанная схема была промоделирована в программе MicroCap 12 (рис. 9). На вход ИУ подавали синусоидальный сигнал частотой 9 Гц и амплитудой 600 мкВ, синфазная наводка частотой 50 Гц и амплитудой 1 В и потенциал поляризации 300 мВ (рис. 10, 11). На рис. 12 показано напряжение на выходе схемы при подаче на вход только синфазной составляющей. Видно, что амплитуда синфазной помехи на выходе схемы пренебрежимо мала.

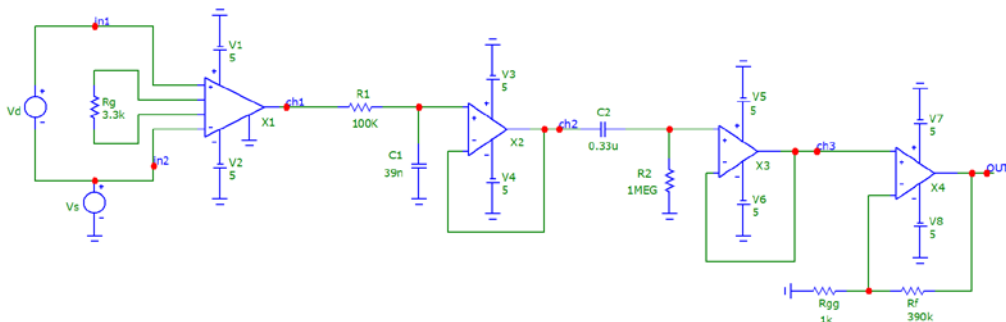


Рис. 9. Схема разработанного аналогового тракта в программе MicroCap 12

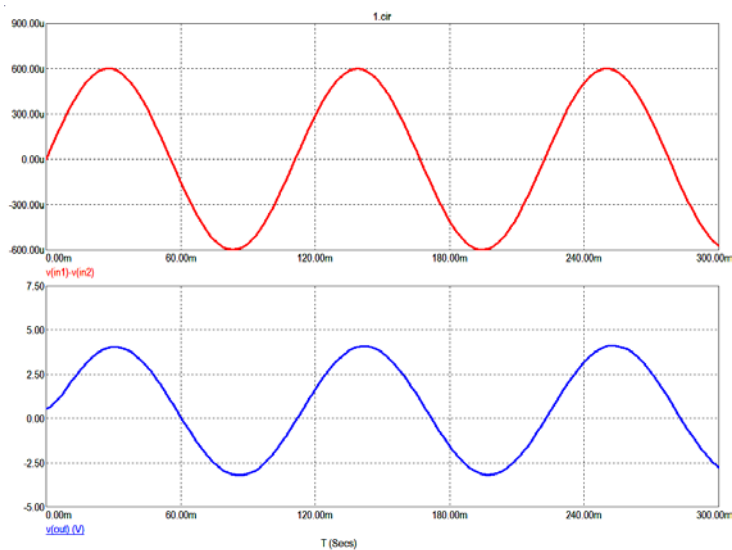


Рис. 10. Напряжение на выходе аналогового тракта, смоделированного в MicroCap 12

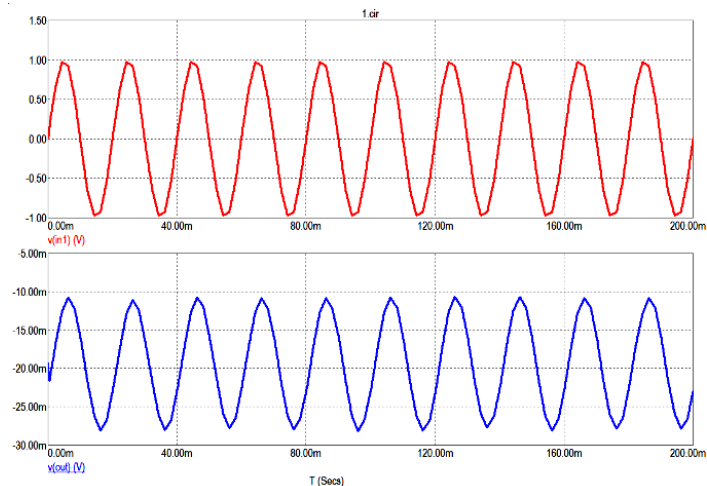


Рис. 11. Ослабление синфазной наводки на выходе аналогового тракта, смоделированного в MicroCap 12

Схема питания блока регистрации. Существует множество способов подключить схему питания блока регистрации. Почти во всех современных цифровых устройствах присутствует порт USB, однако для тестирования исследуемых макетов измерительного блока целесообразно уменьшить синфазную наводку, возникающую при подключении устройства к сети. Важно увеличить диапазон выходных напряжений без оценки шумовых характеристик повышающих стабилизаторов, а также более простым способом обеспечить электробезопасность схемы. Поэтому на начальном этапе в качестве источника питания был выбран аккумулятор (Security Force 1207) 12 В.

В связи с особенностями сигнала необходимо обеспечить биполярное питание, для этого рассматривается вариант проектирования «виртуальной земли». Ввиду простоты рассматривали схему, представленную на рис. 12, — делитель на двух резисторах с номиналами 1 кОм. Такая схема позволяла получить биполярное напряжение ± 6 В, но имела малую эффективность, так как передавала шумовые колебания напряжения аккумулятора на активные элементы схемы. С целью уменьшения вклада шумов в другом варианте использовали электролитические конденсаторы номиналами 100 мкФ, подключенные параллельно резисторному делителю по схеме, приведенной на рис. 13.

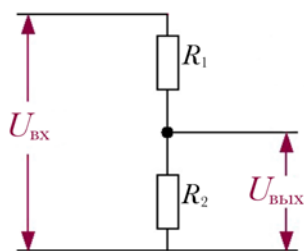


Рис. 12. Резисторный делитель

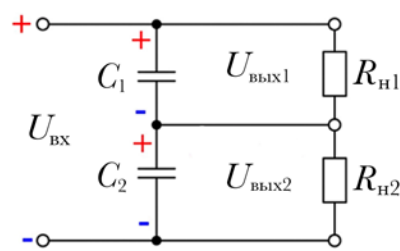


Рис. 13. Резисторно-емкостной делитель

Тестирование работы схемы на макетной плате. На первом этапе блок регистрации в соответствии со схемой (см. рис. 10) собран на макетной плате (рис. 14). Схема ИУ и МУ включала подстроечные резисторы для эмпирического подбора коэффициента усиления в каждой цепи.

Тестирование работы данной схемы осуществляли следующим образом: на вход подавали гармонические сигналы амплитудой 1...100 мВ и частотой от 0,1...100 Гц с помощью генератора UNI-T UTG1005A [18] (рис. 15). По известным входным сигналам регистрировали ответ системы на выходе схемы по осциллографу UNI-T UTD2025CL, сравнивали теоретический и экспериментально полученный коэффициенты усиления сигнала. Погрешность составляла порядка 10...20 %.

Также в результате проведенных исследований макета на осциллографе получено, что в полосе заграждения сигналы ослабляются в соответствии с рассчитанными при моделировании АЧХ фильтров примерно на 20 дБ/дек, а сигналы, имитирующие биологическую ритмику, очищены от сетевой наводки. При этом отношение сигнал/шум составляло примерно 8–10 раз.

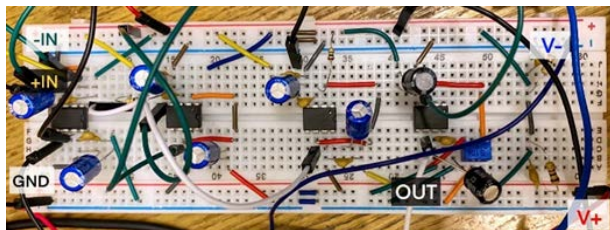


Рис. 14. Блок регистрации на Breadboard

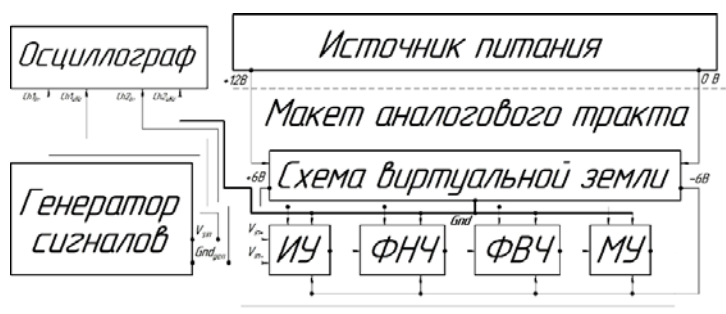


Рис. 15. Схема экспериментальной установки

Поскольку результаты лабораторных исследований были положительными, схема была апробирована на здоровом испытуемом. Регистрирующий электрод располагали в позиции Frz , референтный — $A1$ (см. рис. 6), заземляющий электрод — Nz . Однако при данных позициях электродов регистрировалась только синфазная помеха, даже относительно высокоамплитудный артефакт моргания выделить на фоне шума не удалось.

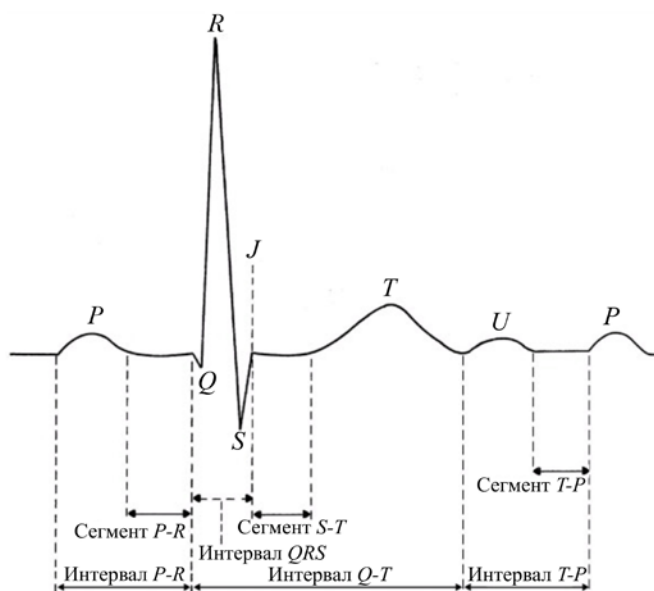


Рис. 16. ЭКГ-комплекс

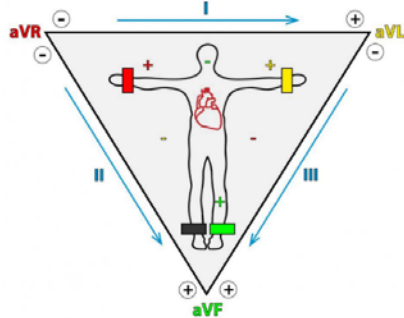


Рис. 17. Треугольник Эйнтховена

руках, заземляющий электрод на правой ноге (рис. 17).

В результате удалось зарегистрировать на осциллографе сигнал ЭКГ (рис. 18). Однако, как видно на рис. 18, соотношение сигнал/шум (отношение A_s/A_{noise}) достаточно мало, более того, схема была чрезвычайно чувствительна к вибрациям, контакт проводов очень нестабилен, в связи с чем возможно увеличение электромагнитной наводки 50 Гц на разные элементы схемы. Для устранения указанных недостатков была реализована схема блока регистрации на паечной макетной плате (рис. 19).

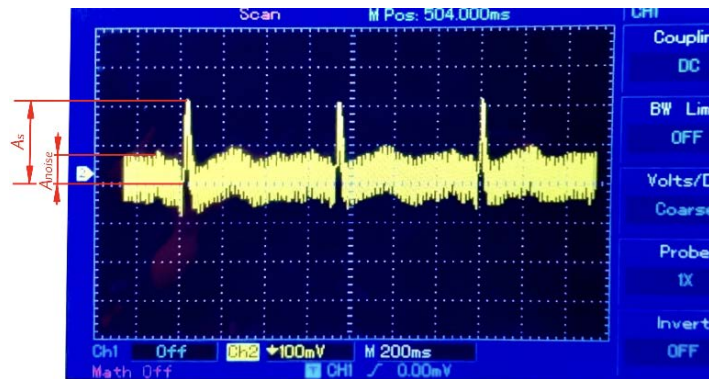


Рис. 18. Зарегистрированный на осциллографе сигнал ЭКГ на Breadboard

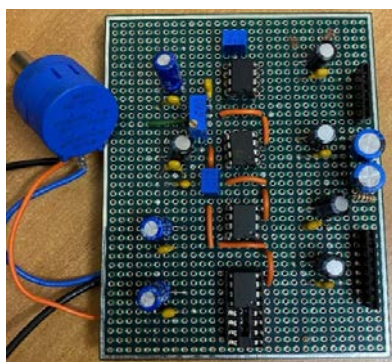


Рис. 19. Блок регистрации на паечной макетной плате

В связи с полученным отношением сигнала к шуму менее единицы для исследования возможных проблем схемы оценивали степень регистрации ЭКГ-сигнала и характерные для него комплексы. Общий вид ЭКГ-комплекса, включающего в себя зубцы, сегменты и интервалы, представлен на рис. 16. Для регистрации сигнала использовалось первое стандартное отведение. Одноразовые ЭКГ электроды 57×34 мм располагались на правой и левой

На втором этапе проектирования схемы подстроечный резистор на МУ был заменен прецизионным для уменьшения чувствительности коэффициента усиления к малым углам регулятора потенциометра, что обеспечивает точную корректировку схемы. Однако при увеличении коэффициента усиления и изменения соотношения сопротивлений резисторов R_{gg} к R_f (см. рис. 9) наблюдалась разбалансировка напряжения питания из-за сравнительного высокого им-

педанса виртуальной земли, что существенно искажало сигнал. Частично эта проблема была решена путем замены резисторно-конденсаторного делителя на полностью конденсаторный, состоящий из двух электролитических конденсаторов 100 мкФ. Однако наиболее рациональным для решения этой проблемы в дальнейшем является использование буферного усилителя и других схемотехнических решений, оценка эффективности которых является специальным вопросом дальнейших исследований.

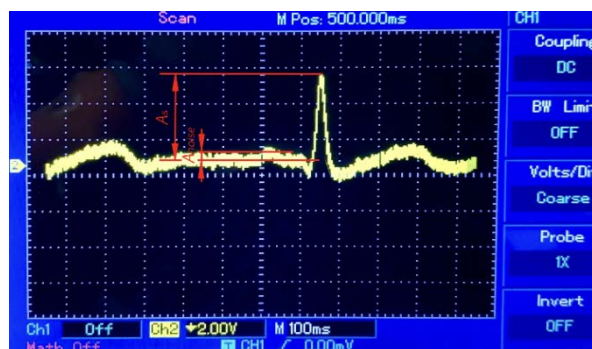


Рис. 20. Зарегистрированный на осциллографе сигнал ЭКГ на паечной макетной плате

Переход на паечную макетную плату улучшил качество регистрации сигнала (рис. 20), однако использование этой схемы не позволило зарегистрировать ЭЭГ-сигнал из-за выраженной амплитуды сетевой наводки, поэтому были протестированы следующие решения по ее подавлению:

1) экранирование платы в корпусе. Использование металлического корпуса позволяет ослабить синфазный сигнал, поступающий на плату в целом. Для этого необходимо поместить плату в корпус и соединить его с «землей» схемы. В данном случае замечено незначительное снижение амплитуды синфазной наводки на осциллографе;

2) взаимное скручивание проводов. Для защиты длинных линий, передающих ЭЭГ, эффективно использование многожильных экранированных проводов. Также можно скручивать одножильные проводники, образуя витую пару, в результате чего уменьшается площадь контура, образованного этими проводами, и, следовательно, электромагнитная наводка. Это подтверждается уменьшением амплитуды синфазной помехи на 6 дБ в проведенных экспериментах.

Другими применяемыми на практике методами устранения синфазной помехи являются:

3) использование «активной земли», когда биологический объект включается в контур отрицательной обратной связи. Такой метод теоретически позволяет уменьшить синфазную наводку из-за разбаланса входных сопротивлений электрод — кожа на 20...40 дБ [11];

4) изготовление схемы на печатной плате (рис. 21) позволит не только уменьшить площадь контура соединительных проводов, но и устранил проблему плохого контакта, чувствительности и малой мобильности схемы.

После преобразований в блоке аналоговой обработки биологический сигнал требовалось передать на компьютер с помощью АЦП. В ходе работы также настраивали работоспособность модуля АЦП, а его тестирование осуществляли путем проверки выведенных на монитор компьютера двоичных слов, получаемых из соответствующего регистра микроконтроллера. Однако при подключении схемы для передачи сигнала ЭКГ к отладочной плате микроконтроллера MSP430G2553 через некоторое время его работа становилась некорректной, а передача данных прекращалась, что было связано с малым входным сопротивлением. Для согласования блоков в схему перед АЦП был добавлен повторитель напряжения на ОУ, после чего описанная проблема больше не возникала.

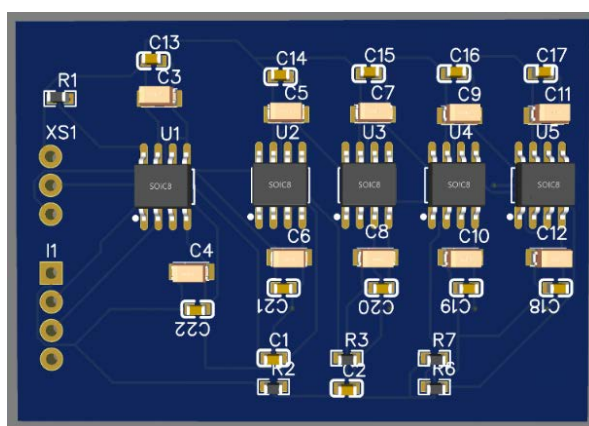


Рис. 21. Разработанная трехмерная модель аналогового тракта блока регистрации биосигналов

На заключительном этапе была разработана трехмерная модель двусторонней печатной платы аналогового тракта канала регистрации биосигналов в программном обеспечении EasyEDA. Данная плата содержит SOIC-элементы и SMD-компоненты и имеет два разъема: разъем питания схемы (XS1 на рис. 21) и разъем для получения входных и выходных сигналов (I1 на рис. 21). Таким образом, в дальнейшей работе планируются сборка и тестирование разработанной печатной платы, а также ее усовершенствование в соответствии с новыми схемотехническими решениями.

Заключение. В рамках настоящей работы построен макет блока регистрации биологических сигналов для ИМК. В соответствии с предъявленными требованиями разработана схема аналогового тракта блока регистрации, моделирование которого подтвердило его работоспособность. В ходе сборки и отладки макета выявлены основные сложности, связанные с высокоамплитудной сетевой наводкой, несимметричностью питания схемы, а также согласованием структурных элементов схемы. В дальнейшем планируется осуществить модернизацию схемы и ее монтаж на двусторонней печатной плате, что позволит повысить основные точностные параметры схемы и зарегистрировать сигнал ЭЭГ.

Литература

- [1] Kim J., Thayabaranathan T., Donnan G.A. et al. Global stroke statistics 2019. *Int. J. Stroke.*, 2020, vol. 15, no. 8, pp. 819–838. DOI: <https://doi.org/10.1177/1747493020909545>
- [2] Гремицкий И.С., Кулешов Д.Ю., Попова В.А. Применение вибротактильной стимуляции пальцев кисти в интерфейсе мозг — компьютер для реабилитации постинсультных пациентов. *Политехнический молодежный журнал*, 2021, № 11. DOI: <http://dx.doi.org/10.18698/2541-8009-2021-11-746>
- [3] Фадеев П.А. Инсульт. М., Мир и образование, 2008.
- [4] Weber L.M., Stein J. The use of robots in stroke rehabilitation: a narrative review. *NeuroRehabilitation*, 2018, vol. 43, no. 1, pp. 99–110. DOI: <https://doi.org/10.3233/nre-172408>
- [5] Gremitskiy I., Levadnyi I., Dmitriev A. The influence of vibro-tactile finger stimulation parameters on P300 characteristics changes for rehabilitation: pilot study on healthy subjects. *USBREIT*, 2021, pp. 137–140. DOI: <https://doi.org/10.1109/USBREIT51232.2021.9455117>
- [6] Dmitriev A., Al-harosh Moscow, Sergeev I. et al. The optimal stimulation mode and the number of averaging epochs selection for P300 detection. *USBREIT*, 2018, pp. 91–94. DOI: <https://doi.org/10.1109/USBREIT.2018.8384558>
- [7] Shokouejad Moscow, Park D.W., Jung Y.H. et al. Progress in the field of micro-electrocorticography. *Micromachines*, 2019, vol. 10, no. 1, art. 62. DOI: <https://doi.org/10.3390/mi10010062>
- [8] Фролов А.А., Бобров П.Д. Интерфейс мозг-компьютер: нейрофизиологические предпосылки и клиническое применение. *Журнал высшей нервной деятельности им. И.П. Павлова*, 2017, т. 67, № 4, с. 365–376. DOI: <https://doi.org/10.7868/S0044467717040013>
- [9] Гнездицкий В.В. Вызванные потенциалы мозга в клинической практике. Таганрог, Изд-во ТРТУ, 1997.
- [10] Орлов ЮН., Суглобова О.Н. Исследование характеристик биоэлектрических электродов. М., Изд-во МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2006.
- [11] Гордейчук А.П. Система "активной земли" в электрокардиографах. *Петербургский журнал электроники*, 2005, № 2, 82–87.
- [12] Зенков Л.Р. Клиническая электроэнцефалография с элементами эпилептологии. М., МЕДпрессинформ, 2016.
- [13] Кореневский Н.А., Попечителев Е.П. Узлы и элементы медицинской техники. Курск, КурсГТУ, 2009.
- [14] Neuron-Spectrum-5. 32-channel EEG and long-term monitoring system. *neurosoft.com: веб-сайт*. URL: <https://neurosoft.com/en/catalog/eeg/neuron-spectrum-5/> (дата обращения: 15.01.2022).
- [15] INA118 precision, low-power instrumentation amplifier. *ti.com: веб-сайт*. URL: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina118.pdf> (дата обращения: 15.01.2022).
- [16] Волович Г.И. Схемотехника аналоговых и аналого-цифровых электронных устройств. М., Додэка-XXI, 2005.
- [17] OP37. Low noise, precision, high speed operational amplifier. *analog.com: веб-сайт*. URL: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/OP37.pdf> (дата обращения: 15.01.2022).
- [18] Технические характеристики генератора произвольных форм сигналов UNI-T UTG1005A. *static.chipdip.ru: веб-сайт*. URL: <https://static.chipdip.ru/lib/113/DOC003113028.pdf> (дата обращения: 15.01.2022).

Ширяева Виктория Сергеевна — студентка кафедры «Биомедицинские технические системы», МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Российская Федерация.

Морозов Даниил Дмитриевич — студент кафедры «Медико-технические информационные системы», МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Российская Федерация.

Кулешов Дмитрий Юрьевич — студент кафедры «Медико-технические информационные системы», МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Российская Федерация.

Научный руководитель — Дмитриев Александр Николаевич, старший преподаватель кафедры «Медико-технические информационные системы», МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Российская Федерация.

Ссылку на эту статью просим оформлять следующим образом:

Ширяева В.С., Морозов Д.Д., Кулешов Д.Ю. Разработка и отладка макета измерительного блока регистрации для интерфейса мозг — компьютер на основе интегрального инструментального усилителя. *Политехнический молодежный журнал*, 2022, № 03(68). <http://dx.doi.org/10.18698/2541-8009-2022-03-778>

DESIGN AND DEBUGGING OF MEASURING REGISTRATION UNIT PROTOTYPE FOR BRAIN-COMPUTER INTERFACE BASED ON INTEGRATED INSTRUMENTAL AMPLIFIER

V.S. Shiryaeva

shiryaevavs@student.bmstu.ru
SPIN-code: 5001-2907
morozovdd@student.bmstu.ru
SPIN-code: 9293-5278
kuleshovdyu@student.bmstu.ru
SPIN-code: 5449-9453

Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russian Federation

Abstract

The modern development of brain-computer interfaces (BCI) technology is actively expanding the functionality of rehabilitation measures and opportunities to improve the standard of living for patients with movement disorders, so the problem of developing low-cost and small-sized devices for everyday use is becoming increasingly important. This article describes the stages of developing a biological signal registration unit for potential use in BCI, as well as assembly and adjustment of the circuit on a solderless and solderable breadboard. Analysis of this prototype was carried out with the help of laboratory equipment to estimate circuit characteristics. The results of the experimental study with a healthy volunteer to assess the performance of the prototype are obtained. The main problems encountered during the experimental study are identified and methods for solving them are proposed.

Keywords

Stroke, rehabilitation, brain-computer interface, electroencephalography, evoked potential P300, analog highway, integrated instrumental amplifier, recording unit

Received 24.02.2022

© Bauman Moscow State Technical University, 2022

References

- [1] Kim J., Thayabaranathan T., Donnan G.A. et al. Global stroke statistics 2019. *Int. J. Stroke.*, 2020, vol. 15, no. 8, pp. 819–838. DOI: <https://doi.org/10.1177/1747493020909545>
- [2] Gremitskiy I.S., Kuleshov D.Yu., Popova V.A. Application of fingers vibrotactile stimulation in the brain — computer interface for the rehabilitation of post-stroke patients. *Politekhicheskiy molodezhnyy zhurnal [Politechnical Student Journal]*, 2021, no. 11. DOI: <http://dx.doi.org/10.18698/2541-8009-2021-11-746> (in Russ.).
- [3] Fadeev P.A. Insul't [A stroke]. Moscow, Mir i obrazovanie Publ., 2008 (in Russ.).
- [4] Weber L.M., Stein J. The use of robots in stroke rehabilitation: a narrative review. *NeuroRehabilitation*, 2018, vol. 43, no. 1, pp. 99–110. DOI: <https://doi.org/10.3233/nre-172408>
- [5] Gremitskiy I., Levadny I., Dmitriev A. The influence of vibro-tactile finger stimulation parameters on P300 characteristics changes for rehabilitation: pilot study on healthy subjects. *USBREIT*, 2021, pp. 137–140. DOI: <https://doi.org/10.1109/USBREIT51232.2021.9455117>
- [6] Dmitriev A., Al-harosh Moscow, Sergeev I. et al. The optimal stimulation mode and the number of averaging epochs selection for P300 detection. *USBREIT*, 2018, pp. 91–94. DOI: <https://doi.org/10.1109/USBREIT.2018.8384558>

- [7] Shokouejad Moscow, Park D.W., Jung Y.H. et al. Progress in the field of micro-electrocorticography. *Micromachines*, 2019, vol. 10, no. 1, art. 62. DOI: <https://doi.org/10.3390/mi10010062>
- [8] Frolov A.A., Bobrov P.D. Brain-computer interface: neurophysiological background, clinical application. *Zhurnal vysshey nervnoy deyatel'nosti im. I.P. Pavlova* [Pavlov Journal of Higher Nervous Activity], 2017, vol. 67, no. 4, pp. 365–376. DOI: <https://doi.org/10.7868/S0044467717040013> (in Russ.).
- [9] Gnezditskiy V.V. Vyzvannye potentsialy mozga v klinicheskoy praktike [Evoked brain potential in chemical practice]. Taganrog, Izd-vo TRTU Publ., 1997 (in Russ.).
- [10] Orlov Yu.N., Suglobova O.N. Issledovanie kharakteristik bioelektricheskikh elektrodov [Study on characteristics of bioelectric electrodes]. Moscow, Bauman MSTU Publ., 2006 (in Russ.).
- [11] Gordeychuk A.P. Active earth system in an ECG machine. *Peterburgskiy zhurnal elektroniki* [Petersburg Electronics Journal], 2005, no. 2, 82–87 (in Russ.).
- [12] Zenkov L.R. Klinicheskaya elektroentsefalografiya s elementami epileptologii [Clinical electroencephalography with elements of epileptology]. Moscow, MEDpressinform Publ., 2016 (in Russ.).
- [13] Korenevskiy N.A., Popechitelev E.P. Uzly i elementy meditsinskoy tekhniki [Units and elements of medical technics]. Kursk, KursGTU Publ., 2009 (in Russ.).
- [14] Neuron-Spectrum-5. 32-channel EEG and long-term monitoring system. *neurosoft.com: website*. URL: <https://neurosoft.com/en/catalog/eeg/neuron-spectrum-5/> (accessed: 15.01.2022).
- [15] INA118 precision, low-power instrumentation amplifier. *ti.com: website*. URL: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina118.pdf> (accessed: 15.01.2022).
- [16] Volovich G.I. Skhemotekhnika analogovykh i analogo-tsifrovyykh elektronnykh ustroystv [Circuit engineering of analog and analog-digital electronic devices]. Moscow, Dodeka-XXI Publ., 2005 (in Russ.).
- [17] OP37. Low noise, precision, high speed operational amplifier. *analog.com: website*. URL: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/OP37.pdf> (accessed: 15.01.2022).
- [18] Tekhnicheskie kharakteristiki generatora proizvol'nykh form signalov UNI-T UTG1005A [Technical parameters of UNI-T UTG1005A arbitrary waveform generator]. *static.chipdip.ru: website* (in Russ.). URL: <https://static.chipdip.ru/lib/113/DOC003113028.pdf> (accessed: 15.01.2022).

Shiryaeva V.S. — Student, Department of Biomedical Technology Systems, Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russian Federation.

Morozov D.D. — Student, Department of Medical and Technical Information Systems, Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russian Federation.

Kuleshov D.Yu. — Student, Department of Medical and Technical Information Systems, Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russian Federation.

Scientific advisor — Dmitriev A.N., Senior Lecturer, Department of Medical and Technical Information Systems, Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russian Federation.

Please cite this article in English as:

Shiryaeva V.S., Morozov D.D., Kuleshov D.Yu. Design and debugging of measuring registration unit prototype for brain-computer interface based on integrated instrumental amplifier. *Politekhnicheskij molodezhnyy zhurnal* [Politechnical student journal], 2022, no. 03(68). <http://dx.doi.org/10.18698/2541-8009-2022-03-778.html> (in Russ.).