

Министерство образования и науки РФ
Воронежский государственный технический университет

Итоговый отчет по стратегическому проекту
«Система мониторинга функциональных параметров человека»

Руководитель проекта – доцент кафедры радиоэлектронных устройств и систем, к.т.н., доцент

Журавлёв Д.В.

Воронеж

2017 г.

Введение

В настоящее время в связи с бурным развитием малогабаритных индивидуальных персональных вычислительных средств (смартфоны, планшетные персональные компьютеры (ПК), индивидуальные ПК различные по форм-фактору: laptop, nettop, tablet PC, palmtop и др.) началась плотная их интеграция с телемедицинскими системами различного назначения. Построение телемедицинской системы на основе персональных вычислительных средств значительно упрощается. Это связано с тем, что персональное вычислительное устройство (например смартфон) всегда находится в непосредственной близости от пользователя. Устройство, как правило, имеет широкоформатный жидкокристаллический дисплей для отображения информации, предустановленную операционную систему с набором приложений, встроенные стандартные интерфейсы обмена информацией по радиоканалу для подключения различных внешних устройств и обеспечения выхода в сеть Интернет. При этом персональное устройство имеет значительные вычислительные мощности, достаточные для выполнения программного кода управляющей оболочки телемедицинской системы.

Стратегический проект “Система мониторинга функциональных параметров человека” предусматривает создание демо-версии информационно-вычислительной телемедицинской системы основанной на использовании удаленных облачных серверов, мобильных персональных вычислительных устройств и малогабаритных микродатчиков-регистраторов.

Главная цель создания системы мониторинга человека это решение трех социально важных задач:

- обеспечение общедоступности медицинского и социального обслуживания населения;
- обеспечение единого высокого качества медицинского и социального обслуживания населения независимо от их места жительства и социального положения;
- создание постоянных рабочих мест для высококвалифицированного технического и медицинского персонала, обеспечивающего создание и эксплуатацию системы мониторинга.

Основными задачами создания телемедицинской системы являются:

- обеспечение общедоступности и высокого стандарта качества медицинского обслуживания;
- обслуживание населения и оказание качественной медицинской помощи населению удаленно, независимо от места жительства;
- ускоренный обмен и внедрение в здравоохранение современных медицинских методик;
- обеспечение эффективной системы подготовки и переподготовки медицинских кадров;
- развитие связанных с областью телемедицины научных и промышленных сфер;
- реализация различных специальных программ оказания телемедицинских услуг;
- разработка нормативно-правового обеспечения трансграничных телемедицинских услуг;

– подготовка, повышение квалификации и сертификация специалистов в области телемедицины и телемедицинских технологий.

Состав, функциональные возможности и схема организации работы системы определяются:

- задачами, стоящими перед здравоохранением;
- состоянием экономического, социального, демографического развития;
- географическими и климатическими особенностями города,
- взаимодействием с другими ФЦП и приоритетными национальными проектами.

Основные преимущества малогабаритных персональных микродатчиков-регистраторов следующие. Портативный микродатчиков-регистратор можно брать с собой на отдых, на дачу, в командировку. Современные технологии позволяют любому пользователю выбрать портативный ЭКГ аппарат, купить диагностический прибор и получить возможность регулярного самоконтроля работы сердечно-сосудистой системы, оперативной корректировки физических нагрузок, рациона питания и образа жизни. Программные алгоритмы портативного электрокардиографа позволяют проследить динамику работы сердца за определенный период времени, сравнить результаты, выявить улучшения или ухудшения.

Не секрет, что посещение медицинского учреждения, длинные очереди, отсутствие условий для комфортного ожидания, являются серьезным стрессом. А стрессовые ситуации категорически противопоказаны людям с заболеваниями сердечно-сосудистой системы. Наличие домашнего портативного электрокардиографа позволит избежать дополнительных стрессовых ситуаций, связанных с необходимостью посещения медучреждения. Количество посещений поликлиники или мед-центра сводятся к необходимому минимуму. При этом пациент прибывает на прием к врачу (при необходимости) с готовыми результатами электрокардиограммы. Имея в наличии данные электрокардиограмм, врач получает четкую и полную картину состояния сердечно-сосудистой системы пациента, может оценить изменения в работе миокарда в соответствии с множеством параметров, сопоставить и проанализировать их, чтобы выявить факторы, влияющие на здоровье и назначить максимально эффективный курс лечения. Портативный кардиограф, разработанный специально для домашнего применения, будет полезен людям, перенесшим инфаркт или оперативное вмешательство. Домашний кардиограф позволит свести к минимуму опасности реабилитационного периода, избежать осложнений и оценить эффективность медикаментозной терапии.

Ничто не мешает купить мониторы ЭКГ здоровым пользователям. Мобильный кардиограф способен выявить проблемы кардиологических патологий на самых ранних стадиях, снизить риск развития болезней сердца.

Мобильный электрокардиограф может использоваться в домашних условиях для контроля работы сердечной мышцы людей, занимающихся спортом. Любители активного образа жизни, экстремального отдыха, профессиональные спортсмены имеют возможность контролировать работу сердца во время тренировки, до ее начала и по окончании. Статистика измерений позволяет оптимально скорректировать физическую нагрузку, разработать персональную тренировочную про-

грамму, избежать перенапряжения. С помощью электрокардиографа можно проводить нагрузочные тесты и снимать электрокардиограмму в полевых условиях.

1. Обзор аналогов

В настоящее время бурно развивается рассмотренный сегмент рынка телемедицинских систем и существует множество наработок в области создания 2-х уровней системы микродатчик-регистратор >> персональное вычислительное устройство. Рассмотрим основные существующие устройства, занимающие определенные доли мирового и Российского рынков изделий персональной медицинской техники.

Однако в первую очередь целесообразно рассмотреть кардиограф разработанный, выпускаемый и продаваемый компанией ООО “Медицинские компьютерные системы” г. Зеленоград (<http://www.kardi.ru/>). Данный прибор не соответствует классу индивидуальных повседневно носимых приборов, однако он имеет ряд документально подтвержденных технических характеристик, которые можно считать эталонными при разработке микродатчиков-регистраторов. Прибор имеет все необходимые Российские сертификаты соответствия, удостоверения и заключения.

Рассматриваемый прибор регистрирует электрокардиограмму (ЭКГ) покоя в течение 30 секунд от четырех электродов с рук и ног. Некоторые исполнения прибора требуют подключения дополнительных шести грудных электродов для регистрации стандартной 12-ти канальной ЭКГ. Прибор без помощи компьютера или телефона передаст ЭКГ на сервер из любого места, где имеется связь с сотовым оператором. Внешний вид прибора показан на рисунке 1. Процесс диагностирования показан на рисунке 2. Внешний вид приложения для операционной системы (ОС) Android показан на рисунке 3.



Рис. 1. – Внешний вид прибора



Рис. 2. – Процесс регистрации ЭКГ

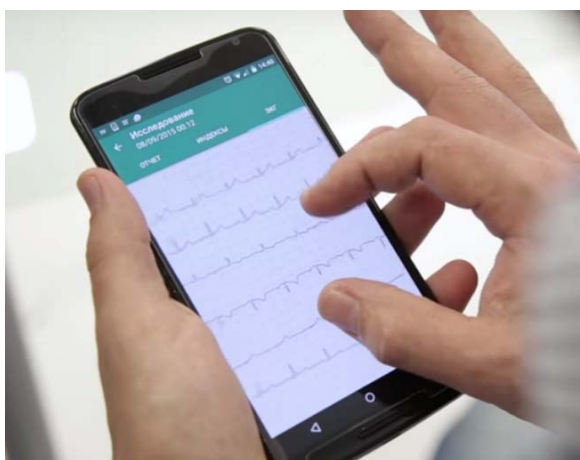


Рис. 3. – Просмотр результатов диагностики

Технические характеристики прибора представлены в таблице 1.

Таблица 1

Параметр	Значение
Регистрируемые отведения ЭКГ	6 стандартных: I, II, III, aVR, aVL, aVF
Частотный диапазон	0,05 ... 70 Гц по уровню - 3дБ
Динамический диапазон сигнала	±250 мВ
Уровень собственных шумов	не более 20 мкВ пик-пик
Частота дискретизации	500 Гц
Длительность регистрации	30 секунд
Неравномерность АЧХ в диапазоне частот от 0,5 Гц до 100 Гц	от -10% до +5%
Объем передаваемой записи ЭКГ	менее 100 килобайт, сжатие без потерь
Число регистраций при полностью заряженном аккумуляторе	не менее 15 (типично 30-40), зависит от качества мобильной связи
Время зарядки аккумулятора устройства	не более 2,5 часов
Технология передачи	GSM/GPRS класс 4 (2 Вт) для 900 МГц, GSM/GPRS класс 1 (1 Вт) для 1800 МГц, GPRS класс 10

В приборе реализована возможность прямой передачи диагностируемой информации по каналу GPRS (через встроенную SIM карту) на удаленный сервер. Сервер обрабатывает и автоматически формирует заключение на основе анализа микро альтернатив ЭКГ. Краткое заключение может быть отправлено на мобильный телефон в виде SMS-сообщения. Высокая чувствительность анализа позволяет выявлять устойчивые изменения на ранних стадиях заболеваний.

Прибор разработан не для диагностирования вида патологии (болезни), а для раннего выявления электрофизиологических изменений, ведущих к отклонению от нормы или развивающейся патологии. Все ЭКГ и заключения хранятся на удаленном сервере. Доступ защищен паролем входа в кабинет и протоколом шифрования передаваемых данных. Находясь в личном кабинете на сервере, можно анализировать результаты исследований, сравнивать их, комментировать исследования, просматривать и печатать ЭКГ. Для доступа к кабинету может быть использован интернет-браузер или мобильное приложение, установленное на смартфон под управлением ОС Android или Apple-iOS.

Прибор соответствует требованиям: ТУ 9442-038–17635079-2012, ГОСТ Р 50444-92, ГОСТ Р 50267.0-92, ГОСТ Р 50267.0.2-2005, ГОСТ Р 50267.0.4-99, ГОСТ Р 50267.25-94, ГОСТ Р МЭК 60601-2-51-2008. Это изделие в отличие от всех нижеприведенных устройств **является изделием медицинской техники**. Стоимость прибора для индивидуального потребителя находится в пределах 20-25 тыс. руб.

Далее рассмотрим микродатчик-регистратор для регистрации ЭКГ и температуры тела (гаджет для снятия электрокардиограммы в реальном времени QardioCore), разработанный американской компанией Qardio, Inc. (<https://www.getqardio.com>). Внешний вид прибора показан на рисунке 4. Прибор является непосредственным аналогом разрабатываемых микродатчиков-регистраторов.



Рис. 4. – Внешний вид микродатчика-регистратора

Прибор имеет следующие характеристики:

- Габаритные размеры: 185 x 87 x 9 мм;

- Вес: 130 гр.;
- Климатическое исполнение: IP65;
- Частота регистрируемого сигнала: 0.05 – 40 Гц;
- Производительность АЦП: 600 отсчетов в секунду;
- Регистрируемые параметры: 1 канал ЭКГ (непрерывный режим), температура кожи;
- Радио интерфейс: Bluetooth 4.0;
- Время непрерывной работы от встроенного аккумулятора: 8 часов.
- Тип ОС смартфона: Apple iOS 9.0 и выше.

QardioCore позиционируется разработчиками как первый мобильный носимый ЭКГ-аппарат, который можно использовать непрерывно. Стильный датчик крепится на теле, как нагрудный пульсометр, и не доставляет дискомфорта во время использования. Среди его возможностей не только одноканальная электрокардиограмма:

- Запись пульса;
- Оценка вариабельности сердечного ритма (ВСР);
- Трекинг частоты дыхания;
- Определение температуры кожи.

Прилегающая к телу сторона имеет четыре металлических контакта для записи одноканальной ЭКГ, а также специальную поверхность, которая обеспечивает плотную фиксацию датчика на одном месте. Девайс работает с устройствами IOS (9.0 и выше) и позволяет отправлять данные в AppleHealth. Удобное и полностью русифицированное приложение обеспечивает быстрый доступ к данным и истории измерений. Модель синхронизируется с устройством по Bluetooth, однако для завершения подключения потребуется коснуться девайса смартфоном.

Стоимость прибора для российского потребителя составляет около 35 тыс. руб.

Далее рассмотрим ЭКГ регистратор (кардиофлешка ECG Dongle) разработанный группой компаний «Нордавинд» (<http://nordavind.ru/node/1151>). ECG Dongle – это очень дешёвый вариант ЭКГ регистратора по сравнению с вышеприведенными аналогами. Внешний вид устройства показан на рисунке 5.



Рис. 5. – Внешний вид кардиофлешки ECG Dongle

Кардиофлешка ECG Dongle позволяет просто и точно получить данные о работе сердца, с помощью мобильного приложения и облачного сервиса «Кардио-

Облако» легко отправить их кардиологу и быстро получить его мнение о состоянии сердечно-сосудистой системы.

Функциональные возможности:

- измерение частоты сердечных сокращений;
- отображение работы сердца в режиме реального времени;
- наличие бесплатного мобильного приложения для Android и iOS (до версии 9 включительно);
- отправка врачу-кардиологу полученных результатов измерений через мобильное приложение.

ECG Dongle: представляет собой устройство в виде флешки весом 9 граммов; подключается к телу человека с помощью четырех электродов, которые легко установить самостоятельно; подключается к мобильному устройству на базе Android по USB через стандартный OTG-кабель; подключается к мобильному устройству на базе iOS (до версии 9 включительно) через специальный переходник; не имеет собственных элементов питания, использует аккумулятор смартфона или планшета.

Результаты исследования регистрации ЭКГ можно отправить в облачный сервис для получения мнения врача-кардиолога. ECG Dongle обладает следующими преимуществами: дает возможность следить за своим здоровьем, не меняя привычного ритма жизни; позволяет проводить исследования сердца близким и друзьям; сокращает затраты на медицинское обслуживание; при использовании не требует медицинского и технического образования; прост в эксплуатации.

Доступные для всеобщего ознакомления технические характеристики устройства приведены в таблице 2.

Таблица 2

Наименование параметра (характеристики), ед. измерения	Значение параметра (характеристики)
A/D-преобразователь	12 бит/1000 Гц
Количество линейно независимых каналов	2
Количество отведений	6
Количество кабелей для подключения электродов	4
Аккумулятор и зарядное устройство	Отсутствуют (питание от мобильного устройства через USB-разъем)

Мобильное приложение доступно для смартфонов и планшетов с операционной системой Android и iOS (до версии 9 включительно). Системные требования для мобильного приложения следующие:

- Планшет или смартфон, поддерживающий подключение USB-устройств (стандарт USB OTG);
- Операционная система Android не ниже версии 4.2. Сохранение данных в PDF доступно для версий Android не ниже 4.4;
- Подключение к сети Интернет для загрузки бесплатного приложения и отправки данных в облачный сервис для получения мнения врача;

– 15 Мб оперативной памяти и до 15 Мб памяти для установки приложения.

Интеграция с интернет-сервисом «КардиоОблако» позволяет отправить полученные данные врачу-кардиологу, который анализирует их и выдает мнение о состоянии сердечно-сосудистой системы и рекомендации: например, ограничить определенные виды активности или посетить специалиста для дополнительной диагностики.

Результаты замеров можно сохранить в формате PDF, MIT-BIN и EDF (для Android 4.4 и выше) или отправить на сервис «КардиоОблако». Рекомендуемая розничная цена – 3 500 рублей.

В качестве примера реализации фитнес-трекеров можно привести устройство Mi Band 2 компании Xiaomi (<http://www.mi.com/ru/>). Внешний вид составных частей устройства показан на рисунке 6.



Рис. 6. – Составные части браслета Mi Band 2

Оригинальный фитнес-браслет Xiaomi Mi Band 2 - многофункциональное компактное устройство для активных людей ведущих здоровый образ жизни. Браслет имеет OLED-дисплей, на котором отображается информация о текущем времени, количество потраченных калорий, пройденное расстояние, пульс, количество шагов и многие данные. С помощью кнопки расположенной на передней панели можно переключать выводимую информацию на дисплей. Для удобства браслет Mi Band 2 имеет возможность бесконтактного управления. Всего лишь поворотом запястья можно менять информацию (пульс, расстояние, количество шагов и т.д.), а при поднятии запястья отображается текущее время.

На внутренней стороне, которая контактирует с запястьем, находится оптический пульсометр. Он измеряет частоту сердцебиения и отображает данные на дисплей, тем самым позволяя вам регулировать время и интенсивность физической нагрузки. В браслете Xiaomi Mi Band 2 установлена система подсчета шагов. С помощью нее браслет распознает движения, не относящиеся к ходьбе, и при подсчете не учитывает такие движения, тем самым повышается точность измерений, в отличие от многих других фитнес-браслетов. Браслет Xiaomi имеет пыле и влагозащиту по стандарту IP 67, что дает возможность делать подсчеты в

различных условиях. Нет необходимости его снимать при купании в водоемах или принятии душа. Стоимость браслета составляет от 1500 до 3000 руб.

Итак, нами был проведен краткий обзор основных существующих разработок малогабаритных индивидуальных приборов контроля функциональных параметров человека. Однако при детальном рассмотрении каждой разработки можно выявить ряд особенностей:

- отсутствие беспроводных малогабаритных микродатчиков-регистраторов, обеспечивающих регистрацию основных функциональных параметров человека в соответствии с действующей нормативной документацией РФ (все рассмотренные приборы имеют довольно “абстрактные” технические характеристики, требующие улучшения и экспериментального подтверждения).
- отсутствие микродатчиков-регистраторов собранных с использованием отечественной элементной базы и собственно отсутствие самих отечественных систем на кристалле адаптированных для регистрации ЭКГ и температуры.
- отсутствие возможности интеграции в глобальную Российскую телемедицинскую систему.

В соответствии с Указом Президента РФ от 7 июля 2011 г. N 899 "Об утверждении приоритетных направлений развития науки, технологий и техники в Российской Федерации и перечня критических технологий Российской Федерации" с изменениями и дополнениями от 16 декабря 2015 г. можно выделить основные направления, в рамках которых были проведены исследование и разработка системы неинвазивного контроля функциональных показателей человека. Приоритетные направления развития науки, технологий и техники: индустрия наносистем (п.2); информационно-телекоммуникационные системы (п.3); робототехнические комплексы (системы) военного, специального и двойного назначения (п.п.6.1). Критические технологии Российской Федерации: биомедицинские и ветеринарные технологии (п.4); компьютерное моделирование наноматериалов, наноустройств и нанотехнологий (п.7); нано-, био-, информационные, когнитивные технологии (п.8); технологии информационных, управляющих, навигационных систем (п.13); технологии наноустройств и микросистемной техники (п.14).

Согласно конкурсной документации на получение грантов Российского научного фонда по тематике исследования можно выделить следующие научные приоритеты:

1. П9. Перспективные промышленные биотехнологии;
 - 1.1. Задача: П9-4. Биотехнологии производства лекарственных препаратов и медицинских изделий;
 - 1.1.1. Ключевая проблема: П9-4-5. Разработка новых тест-систем для медицинской диагностики;
2. П11. Интеллектуальные технологии в робототехнических и мехатронных системах;
 - 2.1. Задача: П11-2. Развитие интерфейса человек-робот;

- 2.1.1. Ключевая проблема: П11-2-1. Развитие новых неинвазивных сенсорных систем, включая силомоментное оучувствление, электромиографию и электроэнцефалографию;
- 2.2. Задача: П11-3. Сенсорные системы и алгоритмы обработки информации;
 - 2.2.1. Ключевая проблема: П11-3-5. Разработка методов комплексирования информации, поступающей от разнородных сенсоров с учётом различия их динамических и информационных характеристик.
- 2.3. Задача: П11-4. Элементная база робототехнических и мехатронных систем.
 - 2.3.1. Ключевая проблема: П11-4-1 Совершенствование элементной базы робототехнических систем (увеличение быстродействия, мощности вычислений, надёжности, энергоэффективности, устойчивости к различным воздействиям и т.п);
- 2.4. Задача: П11-8. Биомедицинские приложения робототехнических систем.
 - 2.4.1. Ключевая проблема: П11-8-5 Совершенствование телемедицинских технологий, дающих возможность оказывать робототехническую медицинскую помощь пациентам, находящимся в труднодоступных областях, а также проводить обучение медперсонала работы с такими системами;
 - 2.4.2. Ключевая проблема: П11-8-7 Совершенствование технических характеристик роботизированных систем, направленное на уменьшение размеров/увеличение мобильности устройств и дальнейшее снижение степени инвазивности.

В связи с вышеизложенным совершенствование существующих разработок телемедицинских систем и создание новых является приоритетной задачей. Тематика исследований в рамках разработанной системы в целом, а также отдельных ее элементов полностью соответствует выделенным научным приоритетам.

2. Архитектура системы

Разрабатываемая информационно-вычислительная система (ИВС) (телемедицинская система на основе индивидуальных микродатчиков-регистраторов) пятого поколения позволяет устранить основные недостатки систем четвертого поколения: большие капиталовложения в компьютеризацию учреждений, предъявление высоких требований к квалификации пользователей. Концептуальная модель ИВС предполагает использование блочно-модульного принципа построения системы, что позволяет формировать её иерархический состав гибко и просто в зависимости от задач применения. ИВС также может быть использована для контроля функциональных параметров пациентов группы риска по различным заболеваниям, военнослужащих выполняющих боевые задания в отрыве от основных групп войск, так и контроля технических параметров различных сред и устройств в промышленности.

Область применения системы ограничена лишь набором аналоговых и цифровых датчиков. Система способна отслеживать показания различных типов дат-

чиков одновременно, например, следить за концентрацией углекислого газа в помещении, частотой пульса человека, атмосферным давлением и влажностью, передавая параметры на удаленный сервер. Также ИВС позволяет формировать управляющие сигналы для исполнительных устройств: включить вентиляцию, управлять освещением и т.д. Отличительной особенностью данной системы является то, что ее архитектура строится на стандартных персональных вычислительных средствах, таких как смартфон, коммуникатор, планшетный ПК или нетбук.

Основными показателями разработанной ИВС являются универсальность, микроминиатюризация/энергоэффективность и точность измерений.

Универсальность системы заключается в использовании в своем составе стандартных технических средств таких как: носимые индивидуальные средства коммуникации (смартфоны, коммуникаторы, планшетные компьютеры); активное Wi-Fi оборудование и стандартные интерфейсы сетей Ethernet; серверы онлайн-хранилища распределённые в сети “Интернет”.

Высоких показателей микроминиатюризации и энергоэффективности удастся достичь благодаря разработке интеллектуальных датчиков включающих в себя сверхбольшую интегральную схему (СБИС) построенную по принципу “система на кристалле”, а также применением генератора питающего напряжения, основанного на термоэлектрическом эффекте, совместно с повышающим преобразователем напряжения.

В первую очередь данная ИВС ориентирована для сбора и обработки показаний с микро-датчиков-регистраторов расположенных на теле человека. Система проводит анализ показаний датчиков, определение граничных значений показаний, генерацию и выдачу информационных сообщений о приближении показаний к граничным значениям или их превышении, отображения в структурированной форме всех полученных данных. Система в автоматическом режиме проводит запись всех полученных данных в “Облачное хранилище данных”. Облачное хранилище данных (англ. cloud storage) — модель онлайн-хранилища, в котором данные хранятся на многочисленных распределённых в сети “Интернет” серверах, предоставляемых в пользование клиентам, в основном, третьей стороной. Преимущества модели облачного хранилища:

- Возможность доступа к данным с любого компьютера, имеющего выход в “Интернет”;
- Возможность организации совместной работы с данными;
- Высокая вероятность сохранения данных даже в случае аппаратных сбоев;
- Клиент платит только за то место в хранилище, которое фактически использует, но не за аренду сервера, все ресурсы которого он может и не использовать;
- Клиенту нет необходимости заниматься приобретением, поддержкой и обслуживанием собственной инфраструктуры по хранению данных, что, в конечном счёте, уменьшает общие издержки производства;
- Все процедуры по резервированию и сохранению целостности данных производятся провайдером «облачного» центра, который не вовлекает в этот процесс клиента.

Структурная схема трехуровневой дистанционной ИВС представлена на рисунке 7.

Система может включать в себя неограниченное количество “пользователей”. Под “пользователем” понимается одно персональное носимое устройство 2-го уровня, имеющее уникальный MAC-адрес.

MAC-адрес (от англ. Media Access Control – управление доступом к среде, также Hardware Address) – уникальный идентификатор, присваиваемый каждой единице активного оборудования или некоторым их интерфейсам в компьютерных сетях Ethernet. Этот номер используется для идентификации отправителя и получателя фрейма. В широковещательных сетях (таких, как сети на основе Ethernet) MAC-адрес позволяет уникально идентифицировать каждый узел сети и доставлять данные только этому узлу. Таким образом, MAC-адреса формируют основу сетей на канальном уровне, которую используют протоколы более высокого (сетевого) уровня. Для преобразования MAC-адресов в адреса сетевого уровня и обратно применяются специальные протоколы (например, ARP и RARP в сетях IPv4 и NDP в сетях на основе IPv6).



Рис. 7. – Трехуровневая дистанционная ИВС

К каждому персональному носимому устройству может быть подключено несколько микродатчиков-регистраторов (устройств 1-го уровня). Возможное количество одновременно подключенных микродатчиков-регистраторов для каждого конкретного устройства 2-го уровня зависит от производительной мощности этого устройства. Программа установленная на устройстве 2-го уровня, зная характеристики оборудования этого устройства, автоматически рассчитывает возможное количество подключаемых устройств 1-го уровня.

При появлении в системе устройства 2-го уровня необходимо пройти процедуру регистрации устройства. При этом происходит автоматическое создание разделов базы данных разбитых по группам “пользователей”. Формирование локаль-

ных и глобальных групп пользователей позволяет соблюдать четкую иерархию и принадлежность конкретного обследуемого человека к медицинскому учреждению, группе больных и т.д. При этом медицинский работник может осуществить поиск пациентов как по Ф.И.О. так и по другим признакам идентификационной принадлежности. Все регистрируемые параметры конкретного пациента идентифицируются и записываются в общую базу данных расположенную на 3-м уровне системы. Доступ к регистрируемым параметрам пациента может быть открыт как самому пациенту, так и третьим лицам по согласованию с пациентом.

Основу ИВС составляют устройства 1-го уровня. Устройства 1-го уровня представляют собой малогабаритные приборы на основе стандартной системы на кристалле с блоками радиочастотного интерфейса. Они имеют сверхнизкое потребление питания, что позволяет им непрерывно функционировать в течение длительного времени. Применение генератора питающего напряжения, основанного на термоэлектрическом эффекте, совместно с повышающим преобразователем напряжения позволяет использовать для питания устройства энергию человеческого тела.

В структуру устройств 1-го уровня входят следующие основные блоки:

- Блок усиления и согласования уровней сигналов аналоговых датчиков;
- Цифровые интерфейсы захвата данных с интеллектуальных датчиков (при необходимости);
- Процессорное ядро, логика управления и принятия решений;
- Память программ;
- Память данных;
- АЦП;
- Блок цифровых компараторов;
- Модули приема/передачи данных;
- Блок ШИМ;
- Модуль высокоскоростного ввода/вывода;
- Модуль радиочастотного интерфейса;
- Блок питания устройства.

Обобщенная структурная схема системы на кристалле для устройств 1-го уровня показана на рисунке 8.



Рис. 8 - Структурная схема системы на кристалле

Основой системы является микропроцессорное ядро, выполняющее программу, которая содержится во встроенной памяти в системе на кристалле или во внешней памяти. Система принимает решения исходя из показаний датчиков, которые могут быть подключены по двум типам интерфейсов: аналоговому и цифровому.

Аналоговый интерфейс осуществляет захват показаний датчиков как непосредственно с чувствительных элементов датчиков без промежуточной обработки, так и после встроенных схем усиления датчиков (при наличии таковых), а также выполняет начальную обработку аналоговых сигналов (адаптацию к входным параметрам АЦП).

Для эффективной работы с датчиками, выходные сигналы которых могут находиться в широком диапазоне напряжений, от единиц микровольт до десятков вольт, в структуру системы входит блок усиления\нормализации аналоговых сигналов, в составе которого используется набор операционных усилителей с регулируемым коэффициентом усиления. Слабые сигналы усиливаются, а сильные сигналы ослабляются до рабочих уровней аналого-цифровых преобразователей, осуществляющих оцифровку сигналов датчиков. Нормализованные сигналы датчиков поступают на входы АЦП, входящих в состав системы на кристалле, которые выполняют оцифровку их в масштабе реального времени.

Цифровой входной интерфейс может принимать предварительно обработанные данные с внешних датчиков и передавать оцифрованные сигналы на последующую обработку минуя тракт аналоговых преобразователей. Обмен цифровыми данными при этом может производиться по различным видам протоколов: CAN, RS232, RS485, SPI, I2C, LIN, параллельная шина и др. В этом случае в качестве внешних датчиков могут быть использованы интеллектуальные датчики или аналоговые датчики с внешними АЦП.

Регистратор событий, в структуру которого входят встроенные АЦП и цифровые интерфейсы приема данных, передает оцифрованные сигналы датчиков на последующую обработку, при этом данные могут быть помещены на хранение в кратковременную память.

Программа обработки показаний датчиков выполняется из внутренней памяти системы на кристалле и сравнивает текущие показания с пороговыми значениями, которые могут быть установлены предварительно и определены независимо для каждого типа или номера датчика. Количество ступеней программного компаратора ограничено фактически лишь разрядностью АЦП, что позволяет реализовать с помощью системы большое количество уровней формирования предупреждающих сообщений и индикаторов тревоги. Ресурсы системы поддерживают программную коррекцию показаний датчиков, учитывая технологически обусловленный разброс параметров датчиков, а также, в зависимости от требований потребителя, позволяют выполнять различные виды подстройки системы под показания тех или иных датчиков (температурную коррекцию, подстройку порога чувствительности и др.).

После формирования сигналов сообщений о приближении к порогу срабатывания, предупредительных сообщений или сигналов тревоги вступает в работу блок обмена данными и сигналами управления. Выработанные сигналы передаются по радиоканалу на устройство 2-го уровня. Так же на устройство 2-го уровня могут быть переданы все регистрируемые сигналы в режиме реального времени.

Блок обмена данными и сигналами управления поддерживает обмен данными или командами с любыми устройствами 2-го уровня и позволяет выполнять программирование системы в соответствии с требованиями потребителя, изменять программный код в зависимости от типа используемых датчиков, корректировать алгоритмы обработки сигналов датчиков и формирования ответных сигналов, что делает систему гибкой и универсальной, обеспечивает возможность использования ее для широкого спектра приложений и применений.

С помощью стандартных интерфейсов к системе на кристалле подключен радиомодуль Bluetooth.

Этапы разработки системы мониторинга заключаются в следующем:

- Системное проектирование; Декомпозиция проекта, – разбиение его на составные части (блоки), выбор общей архитектуры устройства, определение способов взаимодействия составных частей друг с другом, разработке спецификаций для каждого блока;
- Проектирование или подбор компонентов системы; Определение основных способов выполнения требований спецификаций, осуществляется физическая разработка и отладка отдельных компонентов системы;
- Сборка системы, физическое проектирование; Иерархическое объединение блоков проекта в единое целое; Разработанные на этапе проектирования блоки организуются в соответствии со спецификациями в единый комплекс; Выполняется функциональное моделирование проекта, разработка физического представления системы (топология), аналоговое (смешанное) моделирование;
- Программное проектирование, отладка проекта; Разработка базового программного обеспечения системы.

Основная часть исследований проведена в области проектирования устройств 1-го уровня (носимых микродатчиков-регистраторов).

Реализацию основной программно-управляемой части устройств 1-го уровня целесообразно выполнять в виде интегральной микросхемы типа «система на кристалле», что позволяет получить в итоге компактное устройство с низким потреблением, высоким быстродействием, максимальным набором функциональных параметров, большим объемом встроенной памяти, необходимой для реализации гибких пользовательских программ, широким набором периферийных интерфейсов для быстрого обмена данными с внешними устройствами, наличием встроенного многоканального АЦП требуемой разрядностью. Система на кристалле должна работать под управлением высокопроизводительного процессорного ядра с удобной и гибкой системой команд.

Для качественной разработки гибкой подсистемы управления (микроконтроллера) также необходимо произвести декомпозицию системы на кристалле для определения подходящей архитектуры и последующего поблочного иерархического проектирования. Для формирования быстрой, надежной и гибкой системы представляется целесообразным разработка системы на кристалле со следующей архитектурой:

- 16 или 32-разрядное процессорное ядро (ЦПУ), работающее на частотах от 20 МГц и выше, обеспечивающее конвейерную обработку команд/данных, что позволит получить высокое быстродействие всей системы с минимальным количеством циклов простоя процессорного ядра;
- модуль PTS (сервер периферийных транзакций), поддерживающий передачу данных в момент простоя шины данных, что обеспечивает транзакции без остановки ЦПУ, повышая тем самым быстродействие системы, задействует высокоскоростной обмен данными, необходимый для контроля за датчиками в масштабе реального времени;
- быстродействующий 8-16 канальный АЦП с разрядностью 12-16 бит или несколько независимых АЦП, поддерживающих оцифровку как одиночных, так и непрерывно меняющихся сигналов. Оптимальным является применение АЦП со встроенным усилителем входных сигналов с программируемым коэффициентом усиления и поддерживающим дифференциальный и несимметричный режим работы входов. Наличие блока цифровых компараторов в составе АЦП позволит обеспечить аппаратную фиксацию событий, регистрируемых аналоговыми датчиками, фиксацию выхода состояния входных сигналов за границы установленного рабочего диапазона без применения программных решений, сократив тем самым загрузку ядра системы и общее время отклика на событие;
- встроенная память программ и память данных типа Flash, EEPROM объемом 8 К и более;
- ОЗУ объемом 1К и более;
- модули последовательных интерфейсов типа UART, I2C, SPI;
- параллельные порты ввода\вывода;
- модуль многоканальных широтно-импульсных модуляторов;
- модуль HSIO – подсистема высокоскоростной регистрации внешних событий, высокоскоростного вывода и формирования последовательности тактовых им-

пульсов, необходимая для использования в быстродействующих системах управления;

- система управления энергопотреблением, обеспечивающая гибкое управление потреблением за счет реализации различных режимов сохранения мощности, в том числе с помощью отключения неиспользуемых периферийных блоков от ветвей тактирования;
- модуль отладки пользовательских программ, позволяющих выполнять качественную пошаговую отладку загруженных в память системы программ.

Обмен ЦПУ с перечисленными блоками предлагается выполнять, используя протоколы шинного обмена с отдельными шинами адреса и данных. Кроме того для расширения адресного пространства целесообразно представляется такая организация системы, при которой возможно подключение внешних запоминающих устройств, например, с помощью внешней мультиплексной шины адреса/данных, совмещенной с параллельными портами ввода/вывода. Такое решение позволит существенно расширить объем адресуемой памяти системы, а также использовать различные программы обработки событий без перестройки и перепрограммирования системы за счет того, что одна из программ может находиться во внутренней памяти системы на кристалле, а еще несколько различных программ могут располагаться на внешних адресуемых запоминающих устройствах.

Для построения подобной системы подходит архитектура Фон Неймана. Система, реализованная по указанной архитектуре имеет системную магистраль для обмена данными с внешней памятью и дополнительными периферийными устройствами. Система команд предлагаемого устройства сможет поддерживать широкий набор методов адресации, в т.ч. битовую адресацию. Процесс выборки и выполнения команд независимый, что позволяет минимизировать время простоя, как контроллера команд, так и ЦПУ. С целью расширения функционала системы, т.е. для обеспечения ее функциональности целесообразно ввести в систему возможность управления стартовым адресом, что позволит запускать выполнение программы с различных внешних запоминающих устройств или из различных областей внутренней памяти.

Разрешающая способность АЦП обеспечивает качество оцифровки сигналов датчиков, так 14-16 АЦП способен качественно преобразовывать слабые или изменяющиеся в небольшом диапазоне амплитуд сигналы. По этой причине, а также с целью оптимизации оцифровки сигналов с различной амплитудой рекомендуется выполнять разработку или использовать СФ блок АЦП с разрешающей способностью 14-16 бит, встроенным усилителем входных сигналов и поддержкой обработки непрерывно меняющихся сигналов. Для уменьшения действия синфазных помех необходимо предусмотреть возможность работы АЦП в режиме дифференциального входа. Оптимальной архитектурой модуля АЦП является схема с независимой обработкой каждого канала, позволяющая задавать настройки преобразования для каждого канала отдельно, либо АЦП, способный работать в режиме сканирования каналов. Рекомендуемое количество входных каналов АЦП – 8-16.

Модуль скоростного ввода может записывать время внешних событий с определенной разрешающей способностью, обеспечивая регистрацию внешних событий независимо по нескольким входным каналам и может быть использован при работе с цифровыми и интеллектуальными датчиками. Захват событий целесообразно предусмотреть по различным условиям (нарастающий/спадающий фронт сигнала и др.).

Модуль высокоскоростного вывода предназначен для инициализации событий в определенные моменты времени, базирующиеся на значениях внутренних таймеров. Эти события могут заключаться, например, в запуске преобразования, формирования программных временных задержек, установке или сбросе выходных линий. Выходные линии могут использоваться в качестве ШИМ-формирователя с изменяемой частотой и скважностью для подключения цифровых и интеллектуальных датчиков.

Наличие модуля часов реального времени RTC с независимым таймером позволит: отсчитывать текущую дату и время; контролировать время наступления событий в масштабе реального времени, запоминать и передавать время прихода сигналов датчиков, измерять длительные интервалы времени, например, между сигналами датчиков.

Контроллеры последовательных интерфейсов в составе системы на кристалле могут быть использованы как для обмена данными между блоками универсальной системы, так и для командного управления и обмена данными между системой и внешними устройствами.

В составе системы на кристалле целесообразно предусмотреть следующие модули последовательной передачи информации, обеспечивающие высокую степень универсальности передачи данных за счет обеспечения поддержки ряда широко используемых протоколов:

Синхронный последовательный интерфейс SPI. Интерфейс предназначен для быстрого синхронного обмена данными между системой на кристалле и периферией, например, между системой и модулем радиоканала, или между несколькими системами. Протокол SPI должен поддерживать: полнодуплексную, трехпроводную синхронную передачу данных, работу в режимах Master или Slave, обмен данными начиная с «младшего» или «старшего» бита, программирование скорости передачи;

Двухпроводный последовательный синхронный интерфейс I2C. Модуль должен обеспечивать полную поддержку двухпроводного синхронного интерфейса I2C/SMBus, что позволит обеспечить легкое соединение со многими запоминающими устройствами и устройствами ввода вывода, включая EEPROM, SRAM, счетчики, АЦП, ЦАП и др. периферийными устройствами. Модуль должен обеспечивать следующие функции: поддержку стандартного (Standart), скоростного (F/S) и высокоскоростного (Hs) режимов; работу в режимах Master или Slave, возможность подключения нескольких ведущих устройств (режим Multi-Master); возможность одновременного обращения ко всем устройствам шины (global call), функции отслеживания ошибок в пакетах данных, возможность обращения одного или нескольких Slave-устройств к Master с получением отклика последнего;

Последовательный интерфейс UART, обеспечивающий синхронный и асинхронный режимы работы. Асинхронные режимы должны быть полнодуплексными, поддерживать 7, 8 и 9 битные пакеты, возможность дополнения данных битом четности при передаче и контроля бита четности при приеме, поддерживать стандартные и широко используемые скорости передачи информации.

Интеграция в контроллер CAN-интерфейса позволит передавать сообщения с использованием широко распространенного в настоящее время CAN-протокола. Принятая в CAN-сети схема передачи сообщений обеспечит широкие возможности при создании и модернизации системы, а также при подключении новых устройств. CAN использует многоступенчатый механизм исправления ошибок, что существенно повышает помехоустойчивость каналов передачи данных и цепей управления системы.

Система на кристалле должна иметь несколько стандартных портов ввода/вывода. Оптимальным является совмещение входных линий АЦП с портом ввода цифровых данных, что позволит уменьшить общее количество выводов системы, и присутствие в составе системы квазидвунаправленных портов. Также существенно сократить общее количество внешних выводов микросхемы позволит использование мультиплексной внешней шины, объединенной с параллельными портами ввода/вывода и задействование выводов стандартных портов под альтернативные функции, например, входные и выходные линии последовательных интерфейсов, ШИМ-контроллера, входов/выходов HSIO.

Модуль отладки в составе системы на кристалле необходим для существенного упрощения процесс отладки программного обеспечения. Модуль отладки должен поддерживать режимы пошаговой отладки, переход на указанный внешним отладчиком адрес, режим аппаратного сброса.

Аналоговые датчики проектируются или выбираются исходя из их назначения и рабочих условий эксплуатации. Уровни выходных сигналов датчиков практически не важны, т.к. они могут быть откорректированы и оптимизированы блоком усиления и нормализации сигналов. Особое внимание стоит обратить на стабильность их показаний при одинаковых условиях и разброс этих показаний по диапазону работоспособности датчика. В данном случае технологии производства датчиков не являются критичными и могут быть выбраны исходя из достижения оптимальных параметров.

Блок усиления и нормализации сигналов предназначен для совместной работы с аналоговыми датчиками с целью оптимизации характеристик выходного сигнала аналоговых датчиков и подгонке их к оптимальному диапазону работоспособности АЦП. Блок должен обеспечивать усиление слабого сигнала аналоговых датчиков до требуемого уровня, достаточного для выполнения качественного преобразования с помощью АЦП и приведение амплитуды сигнала к требуемой за счет усиления, ослабления, «притягивания» сигнала к диапазону преобразования АЦП. При разработке блока целесообразно использовать малошумящие операционные усилители с широким диапазоном коэффициента усиления, а сам блок должен обеспечивать перестройку усиления. Оптимальным является реализация,

в которой перестройка выполняется автоматически или с помощью управляющих сигналов системы.

Разработку блока усиления и нормализации целесообразно выполнять в составе системы на кристалле. Это позволит адаптировать выходные уровни блока к требованиям, предъявляемым к входным сигналам АЦП, позволит исключить «лишние» электрические компоненты входного тракта АЦП, необходимые для приведения уровней входных сигналов к требованиям АЦП, обеспечит целостность сигналов.

Крайне важным представляется обеспечение поддержки блоком усиления и нормализации работы с датчиками, имеющими пониженное напряжение питания и низкие уровни выходного сигнала, сопоставимые с утечками.

С целью отработки процесса проектирования, оптимизации производительности общей системы, ее потребляемой мощности, используемых системных ресурсов представляется целесообразной разработка макетного образца системы с использованием прототипа системы на кристалле (микроконтроллера) с учетом требований к универсальной системе регистрации и обработки данных.

Прототипом системы на кристалле могут послужить микроконтроллеры серии 1874 производства ОАО «НИИЭТ», как наиболее подходящие под требования спецификации. Оптимальным выбором является микроконтроллер 1874BE96T. Структурная схема архитектуры МК 1874BE96T показана на рисунке 9.

Микроконтроллер 1874BE96T соответствует главным требованиям спецификации. Являясь современным 16-разрядным микроконвертером (МК) с усовершенствованной архитектурой MCS-96, эта интегральная схема включает в себя:

- восемь 16-разрядных сигма-дельта АЦП, работающих с непрерывно меняющимися сигналами, каждый из которых управляется отдельно, имеет встроенный источник опорного напряжения, усилитель с регулируемым коэффициентом усиления с максимальным значением 38 дБ, способен работать в режиме дифференциального или несимметричного входа;
- тип и объем внутренней памяти: память программ EEPROM – 16Kx16, ОЗУ – 2Kx8, расширенное ОЗУ – 2Kx8;
- интерфейсы;
- ШИМ;
- ЦАП.

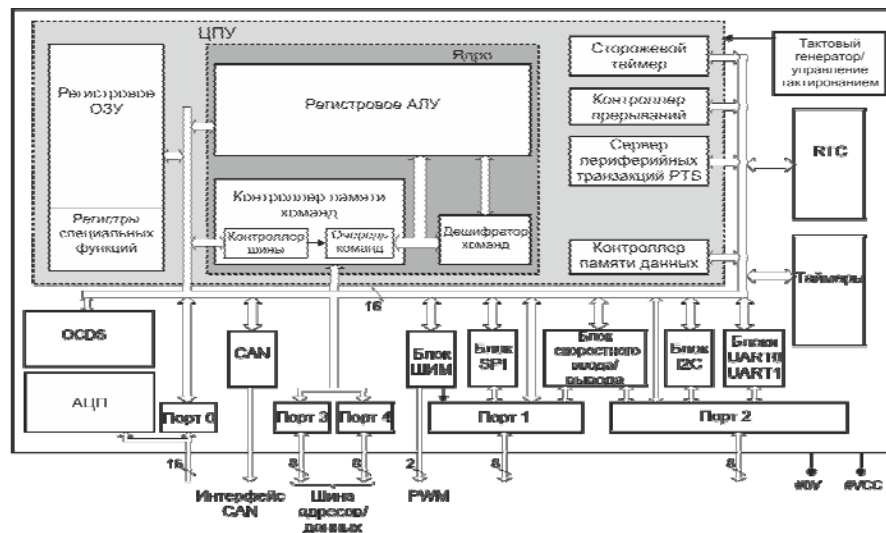


Рис. 9. - Структурная схема архитектуры МК 1874BE96T

Предусмотренный модуль отладки OCDS существенно упрощает процесс отладки пользовательского программного обеспечения и три режима энергосбережения. При использовании архитектуры МК 1874BE96T (рис. 9) предполагаются следующие основные направления работ:

- повышение производительности архитектуры прототипа;
- увеличение объемов встроенной памяти;
- увеличение общего количества каналов регистрации событий АЦП;
- повышение быстродействия АЦП;
- реализация модуля часов реального времени RTC и включение его в состав структурных блоков прототипа;
- разработка и встраивание в архитектуры системы CAN-узла для обеспечения обмена данными системы на кристалле с внешними устройствами по CAN-протоколу;
- оптимизация нагрузочных характеристик портов и снижение собственного тока потребления микросхемы.

Альтернативной указанному МК являются все микросхемы серии 1874 с похожей архитектурой, а также более производительные микроконтроллеры серии 1887.

3. Показатели функционального состояния человека

Организм человека является носителем разных форм информации, отражающей его сложную и многофункциональную структуру. Средства и методы получения информации о функциональном состоянии человека делят на инвазивные и неинвазивные. Инвазивная процедура получения диагностических данных всегда связана с проникновением через естественные внешние барьеры организма и проводится в основном в амбулаторных условиях. Неинвазивная методы исключают какое-либо воздействие на естественные внешние барьеры организма и поз-

воляют получать информацию о функциональном состоянии человека в любом месте без причинения вреда его тканям и органам.

Основными критериями при разработке системы контроля функциональных показателей человека являлись:

- построение системы на основе аппаратных средств, имеющихся у пациента;
- микроминиатюризация интеллектуальных датчиков;
- получение диагностируемой информации без вмешательства в работу организма человека.

Поэтому функциональное состояние человека определялось с использованием методов только неинвазивной диагностики.

Любой процесс измерения физиологических параметров можно выразить операторным уравнением:

$$\begin{aligned} LAx &= L\lambda = \gamma, \\ Ax &= \lambda \end{aligned} \quad (1)$$

где L – оператор, характеризующий систему мониторинга; A – пространственно-временной оператор, отображающий множество исследуемых физиологических функций $X \ni x$ во множество их проявлений $\Lambda \ni \lambda$; γ – результат измерения на выходе системы мониторинга.

Важнейшим проявлением жизнедеятельности являются электрические процессы, протекающие во всех органах и тканях организма и лежащие в основе таких физиологических функций, как возбуждение, торможение, секреция. Поэтому изучение суммарной электрической активности различных биологических структур занимает большое место в физиологических исследованиях. В настоящее время электрофизиологические методики ориентированы в основном на измерение биоэлектрических явлений как функций времени t , т.е. электрофизиологических процессов. Источники же биоэлектрической активности создают четырехразмерное поле биопотенциалов:

$$\lambda(r) = \lambda(t, R) \quad (2)$$

где $R = (x, y, z)$ – вектор пространственных координат.

Основные электрические и неэлектрические параметры неинвазивной диагностики, используемые для определения функционального состояния человека приведены в таблице 3.

Таблица 3 – Параметры неинвазивной диагностики

Параметры	Полоса регистрируемых частот, Гц	Амплитудный диапазон, мкВ	Краткое описание параметра
Электрокардиограмма (ЭКГ) Частота пульса (ЧП)	0.2 – 100	$10^2 - 5 \cdot 10^3$	методика регистрации (с помощью накожных электродов) и исследования электрических полей, образующихся при работе сердца
Электроэнцефалограмма (ЭЭГ)	0.5 – 100	$10 - 2 \cdot 10^2$	графическое изображение колебательного электрического процесса, который снимается с электродов, размещенных на поверхности скальпа, результат электрической суммации и фильтрации элементарных процессов в нейронах
Электромиограмма (ЭМГ)	10 – 500	$10 - 5 \cdot 10^3$	регистрация (с помощью накожных электродов) электрической активности мышц и исследование биоэлектрических потенциалов, возникающих в скелетных мышцах при возбуждении мышечных волокон
Электрогастрограмма (ЭГГ) Электрогастроэнтерограмма (ЭГЭГ)	0.05 – 0.2	$10 - 5 \cdot 10^3$	исследование электрической активности желудка и кишечника (накожные измерительные электроды расположены на поверхности передней брюшной стенки)
Электроретинограмма (ЭРГ)	0.3 – 100	$10^2 - 10^3$	регистрация (с помощью впаянного в контактную линзу и накладываемого на глаз электрода) и исследование биопотенциалов сетчатки глаза, возникающих в результате воздействия света на глаз
Электроокулограмма (ЭОГ)	0.5 – 15	$10 - 3 \cdot 10^3$	регистрация (с помощью впаянного в контактную линзу и накладываемого на глаз электрода) и исследование глазных мышц, наружного слоя сетчатки благодаря изменениям биопотенциалов во время движения глаза при стимуляции сетчатки
Кожно-гальванический рефлекс (КГР)	0 – 0.5	$10^2 - 10^4$	биоэлектрическая активность, фиксируемая на поверхности кожи, обусловленная деятельностью потовых желез и выступающая компонентом ориентировочного рефлекса, эмоциональных реакций организма, связанных с работой симпатической нервной системы; обычно регистрируют с пальцев и кистей рук с помощью накожных электродов
Реокардиограмма (РКГ)	0.1 – 100	–	метод исследования сердечной деятельности (неинвазивное определение величины ударного объема сердца), основанный на измерении (с помощью накожных электродов) изменений полного электрического сопротивления (импеданса) грудной клетки
Реопневмограмма (РППГ) Реограмма	0 – 50	–	импедансное мониторирование движений грудной клетки – регистрация изменения электрического сопротивления ткани с помощью накожных электродов
Баллистокардиограмма (БКГ)	0.2 – 100	$10 - 10^3$	метод изучения сократительной способности мышцы сердца путем регистрации толчков (электромагнитный и фотоэлектрические датчики) в теле человека, возникающих в связи с сердечной деятельностью
Векторкардиограмма (ВКГ)	40 – 250	$10 - 10^2$	метод исследования сердца, основанный, как и электрокардиография, на регистрации изменений за сердечный цикл суммарного вектора электродвижущих сил сердца, но в проекции его не на линию (ось отведения), а на плоскость
Температура (ТТ)	0 – 0.1	зависит от типа датчика	измерение температуры (одноточечной или дифференциальной) различных участков поверхности тела человека с помощью терморезистивных датчиков, полупроводниковых датчиков, термоэлектрических

			датчиков (термопары), пирометров, акустических термодатчиков, пьезоэлектрических термодатчиков и др.
Электропневмограмма (ЭПНГ) Частота дыхания (ЧД)	0 – 50	зависит от типа датчика	регистрация с помощью ниппельных резиновых трубок, пьезодатчиков либо тензодатчиков дыхательных движений (частота дыхания, амплитуда дыхательных волн, соотношение глубины вдоха и выдоха)
Сфирмограмма (СФГ)	0 – 20	зависит от типа датчика	графическая регистрация пульсовых колебаний сосудов (при помощи пелотных датчиков или воронок с воздушной передачей), позволяющая судить об их упруго-вязких свойствах
Электроплетизмограмма (ЭПГ)	0 – 5	зависит от типа датчика	метод исследования кровенаполнения органа или участка тела, основанный на регистрации их электрического сопротивления или диэлектрических свойств, закономерно изменяющихся в процессе кровообращения
Фонокардиограмма (ФКГ)	1 – 1000	зависит от типа датчика	запись вибраций и звуковых сигналов (с помощью виброакустических датчиков), издаваемых при деятельности сердца и кровеносных сосудов
Кинетокардиограмма (ККГ)	1 – 50	зависит от типа датчика	регистрация низкочастотных колебаний грудной стенки (с помощью датчиков преобразующих механические колебания в электрические), вызванных деятельностью сердца и движением крови по крупным сосудам
Сейсмокардиограмма (СКГ)	1 – 20	зависит от типа датчика	метод исследования механических проявлений сердечной деятельности (разновидность БКГ) (датчик имеет сейсмическую массу, упруго связанную с его корпусом, вибрация грудной клетки вызывает в датчике затухающие колебания преобразуемые в ЭДС)
Артериальное давление (АД) Тахоосциллограмма	0 – 100	зависит от типа датчика	давление крови определяется объемом крови, перекачиваемым в единицу времени сердцем и сопротивлением сосудистого русла (емкостные датчики пульсовой волны, пьезоэлектрические, фотоэлектрические и др.)
Пульсовая оксиметрия	0 – 100	зависит от типа датчика	процедура для измерения концентрации кислорода в крови; метод основан на характеристиках поглощения света красного и инфракрасного диапазонов насыщенным и обедненным кислородом гемоглобином (фотоэлектрические датчики)
Радиотермометрия (РТМ)	10^8	$10 - 2 \cdot 10^2$	метод микроволновой радиотермометрии основан на измерении интенсивности собственного электромагнитного излучения внутренних тканей пациента в диапазоне сверхвысоких частот (в качестве датчиков используют микроволновые антенны)

Не все приведенные параметры имеют одинаковую информационную ценность, некоторые из них не несут новой информации относительно другого параметра. Поэтому особенно важно выделить основные регистрируемые параметры необходимые для определения функционального состояния человека. Этими параметрами являются: электрокардиограмма, температура, пульсовая оксиметрия. Кроме того в системе необходимо организовать контроль следующих показателей:

- Подсчет количества шагов;
- Отслеживание местоположения человека по GPS;
- Возможность отрисовки проделанного пути на карте;

- Отслеживание сжигаемых калорий;
- Наблюдение за осанкой человека, благодаря наличию акселерометров;
- Контроль за фазами сна человека;
- Обеспечение пробуждения человека во время благоприятной фазы сна.

Для обеспечения одного из основных показателей ИВС, энергоэффективности и малогабаритности устройств 1-го уровня, необходимо определить оптимальное соотношение между количеством и качеством измеряемой информации. Мерой количества информации обычно принимается мера, базирующаяся на понятии энтропии H определяемой для источника дискретных сообщений:

$$H = - \sum_{i=1}^n \rho(x_i) \log \rho(x_i), \quad (3)$$

где $\rho(x_i)$ – вероятность i -го состояния;

и для источника непрерывных сообщений

$$H = - \int_{-\infty}^{\infty} \rho(x) \log \rho(x) dx, \quad (4)$$

где $\rho(x)$ – плотность распределения состояний элементов непрерывного сообщения x источника.

При этом количество информации, содержащейся в дискретном сообщении, принимается равным:

$$I = mH = -m \sum_{i=1}^n \rho(x_i) \log \rho(x_i), \quad (5)$$

где m – число символов, входящих в состав сообщения.

Если в дискретном сообщении, создаваемом источником, существуют статистические связи только между смежными символами x_i, x_j то

$$I = -m \sum_{i=1}^n \rho(x_i) \sum_{j=1}^n \rho(x_i/x_j) \log \rho(x_i/x_j). \quad (6)$$

Число различных уровней непрерывного сообщения при воздействии интенсивных помех при $|x_{\max}| = |x_{\min}|$ равно

$$n = 1 + 1/\varepsilon_0, \quad (7)$$

где ε_0 — относительная ошибка.

Можно осуществить дискретизацию непрерывного сигнала во времени в соответствии с теоремой Котельникова с шагом

$$\Delta t \leq \frac{1}{2F_B}, \quad (8)$$

где F_B — верхняя частота в спектре $x(t)$.

При этом общее количество временных отсчетов

$$m = 2F_B T, \quad (9)$$

где T — длительность передаваемого сообщения.

При этом передача непрерывного сообщения будет сведена к передаче дискретного (распределение мгновенного значения $x(t)$ полагается равномерным) с общим числом возможных состояний

$$M = n^m = (1 + 1/\varepsilon_0)^{2F_B T} \quad (10)$$

Максимальное количество информации в таком сообщении будет равно

$$I_{\max} = \log M = 2F_B T \log(1 + 1/\varepsilon_0), \quad (11)$$

Если x распределено по одномерному нормальному закону, то для источника с ограниченной средней мощностью максимальное количество информации определится как

$$I_{\max} = 2F_B T H_{\max}, \quad (12)$$

где

$$H_{\max} = \ln \sqrt{2\pi e \sigma_x}; \quad (13)$$

σ_x — дисперсия величины x .

Для оценки существенности информации в настоящее время нет общепринятой меры. Однако в теории информации известно несколько определений ценности информации, наиболее распространенными из которых являются меры, предложенные А.А. Харкевичем и Р.Л. Стратоновичем.

Ценность информации, по Харкевичу, измеряется приращением вероятности достижения цели:

$$\tilde{I} = \log \frac{P_1}{P_0} = \log P_1 - \log P_0, \quad (14)$$

где P_0 – вероятность достижения цели до получения информации; P_1 – вероятность достижения цели после получения дополнительной информации.

Логарифмическая мера взята для обеспечения условия аддитивности. По Стратоновичу, ценность информации V определяется как уменьшение уровня потерь после получения дополнительного количества информации:

$$V = R_0 - R_1, \quad (15)$$

где R_0 – средние потери до получения информации; R_1 – потери после получения дополнительного количества информации.

Для определения ценности в биомедицинской системе передачи информации больше подходит $\tilde{I}$, хотя она не определяет удельную ценность текущей информации. Для учета ценности текущей информации введем функцию

$$\rho = \lim_{\Delta I \rightarrow 0} \frac{\Delta \log_2 P}{\Delta I} = \frac{d}{dl} \log_2 P, \quad (16)$$

где P – текущая вероятность достижения цели; ΔI – приращение количества информации.

Мера ценности ρ характеризует скорость изменения вероятности достижения цели с получением информации. Для независимых источников А, В и их объединения можно записать:

$$\rho_A = \frac{d}{dl} \log P_A; \quad \rho_B = \frac{d}{dl} \log P_B; \quad \rho_{AB} = \frac{d}{dl} \log P_{AB}, \quad (17)$$

где $\rho_A, \rho_B, \rho_{AB}$ – ценность информации в системах А, В, АВ соответственно; P_A, P_B, P_{AB} – вероятность достижения цели системами А, В, АВ соответственно.

Учитывая независимость А и В, получим

$$P_{AB} = P_A \cdot P_B; \quad \rho_{AB} = \frac{d}{dl} \log(P_A \cdot P_B) = \rho_A + \rho_B; \quad (18)$$

Для вероятности достижения цели

$$P = \exp \left\{ \int_{\Delta I} \rho \cdot dI \right\}, \quad (19)$$

Оценка ρ сверху дает $\rho \leq d \ln(1/P_0)/dI$.

Если ввести понятие информационного состояния потребителя, характеризуемого в момент времени t тремя координатами (ρ, I, T) , то из одного информационного состояния в момент времени t_1 с координатами (ρ_1, I_1, T_1) в другое состояние в момент t_2 с координатами (ρ_2, I_2, T_2) можно перейти с определенной скоростью $v(\cdot)$. Если определить элемент длины dl в пространстве координат (ρ, I, T) через $dl = \sqrt{dI^2 + d\rho^2 + dT^2}$, то скорость изменения состояния потребителя определится как $v(\cdot) = dl/dt$.

Уравнение, определяющее период перехода из состояния с координатами (ρ_1, I_1, T_1) при $t = t_1$ в состояние с координатами (ρ_2, I_2, T_2) при $t = t_2$:

$$\tau = t_2 - t_1 = \int_{I_1}^{I_2} \frac{\sqrt{1 + \dot{\rho}^2 + \dot{T}^2}}{v(\cdot)} dI, \quad (20)$$

где $\dot{\rho} = \frac{d\rho}{dI}$; $\dot{T} = \frac{dT}{dI}$.

Оптимальная связь между ценностью и количеством переработанной информации реализуется с помощью оптимальных алгоритмов, минимизирующих период адаптации τ при заданной вероятности достижения цели P . Математически эта задача сводится к минимизации функционала (28) при граничных условиях $\tau_1 = \tau(I_1)$; $\tau_2 = \tau(I_2)$; $T(I_1) = T_1$; $T(I_2) = T_2$. Решение этой задачи определяется системой уравнений:

$$\left. \begin{aligned} \frac{\sqrt{1 + \dot{\rho}^2 + \dot{T}^2}}{v^2(\cdot)} \frac{dv(\cdot)}{d\rho} + \frac{d}{dI} \left[\frac{v(\cdot)\rho - (1 + \dot{\rho}^2 + \dot{T}^2) \frac{dv(\cdot)}{d\rho}}{v^2(\cdot)\sqrt{1 + \dot{\rho}^2 + \dot{T}^2}} \right] &= \mu, \\ \frac{\sqrt{1 + \dot{\rho}^2 + \dot{T}^2}}{v^2(\cdot)} \frac{dv(\cdot)}{dT} + \frac{d}{dI} \left[\frac{\dot{T}}{v(\cdot)\sqrt{1 + \dot{\rho}^2 + \dot{T}^2}} \right] &= 0. \end{aligned} \right\} \quad (21)$$

Вероятность достижения цели равна площади между кривой $\rho(I)$ и осью абсцисс и определится уравнением

$$P = \frac{\mu^2}{2} \arcsin \frac{I - C_2}{\mu} + \frac{I - C_2}{2} \sqrt{\mu^2 - (I - C_2)^2} + C, \quad (22)$$

где C – постоянная интегрирования.

Количество выделяемой для передачи и передаваемой информации в системе должно находиться в определенной зависимости от ее текущей ценности, для повышения эффективности работы системы в целом. Так, в какой-то момент $t = t_0$ отбор малоценной информации может быть прекращен, и по телеметрическому каналу будет передаваться более ценная информация от другого источника.

4. Метод приема и передачи UART

При передачи данных по радиоканалу в микродатчиках-регистраторах использован стандартный метод UART. Передача данных в UART осуществляется по одному биту в равные промежутки времени. Этот временной промежуток определяется заданной скоростью UART и для конкретного соединения указывается в бодах (что в данном случае соответствует битам в секунду). Существует общепринятый ряд стандартных скоростей: 300; 600; 1200; 2400; 4800; 9600; 19200; 38400; 57600; 115200; 230400; 460800; 921600 бод. Максимальная скорость классического последовательного порта (COM-порта) компьютера равна 115 200 бодам. Скорость (S , бод) и длительность бита (T , секунд) связаны соотношением $T = 1/S$. Скорость в бодах иногда называют сленговым словом бодрейт или бит-рейт.

Помимо информационных бит, UART автоматически вставляет в поток синхронизирующие метки, так называемые стартовый и стоповый биты. При приёме эти лишние биты удаляются из потока. Обычно стартовый и стоповый биты обрамляют один байт информации (8 бит), при этом младший информационный бит передаётся первым, сразу после стартового. Встречаются реализации UART, передающие по 5, 6, 7, или 9 информационных бит. Обрамленные стартом и стопом биты являются минимальной посылкой. Некоторые реализации UART используют два стоповых бита при передаче для уменьшения вероятности рассинхронизации приёмника и передатчика при плотном трафике. Приёмник игнорирует второй стоповый бит, воспринимая его как короткую паузу на линии.

Принято соглашение, что пассивным (в отсутствие потока данных) состоянием входа и выхода UART является логическая 1. Стартовый бит всегда логический 0, поэтому приёмник UART ждёт перепада из 1 в 0 и отсчитывает от него временной промежуток в половину длительности бита (середина передачи стартового бита) (Рисунок 10). Если в этот момент на входе всё ещё 0, то запускается процесс приёма минимальной посылки. Для этого приёмник отсчитывает 9 битовых длительностей подряд (для 8-битных данных) и в каждый момент фиксирует состояние входа. Первые 8 значений являются принятыми данными, последнее значение проверочное (стоп-бит). Значение стоп-бита всегда 1, если реально принятое значение иное, UART фиксирует ошибку.

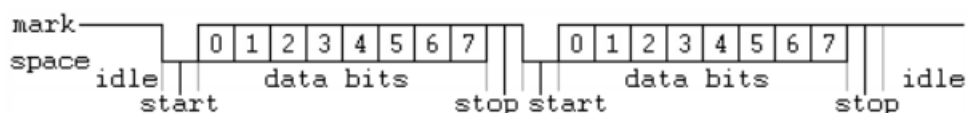


Рис. 10. - Формат данных протокола UART

Для формирования временных интервалов передающий и приёмный UART имеют источник точного времени (тактирования). Точность этого источника должна быть такой, чтобы сумма погрешностей (приёмника и передатчика) установки временного интервала от начала стартового импульса до середины стопового импульса не превышала половины (а лучше хотя бы четверти) битового интервала. Для 8-битной посылки $0,5/9,5 = 5\%$ (в реальности не более 3%). Поскольку эта сумма ошибок приёмника и передатчика плюс возможные искажения сигнала в линии, то рекомендуемый допуск на точность тактирования UART не более $1,5\%$.

Поскольку синхронизирующие биты занимают часть битового потока, то результирующая пропускная способность UART меньше скорости соединения. Например, для 8-битных посылок формата 8-N-1 синхронизирующие биты занимают 20% потока, что при физической скорости линии $115\,200$ бод означает полезную скорость передачи данных $92\,160$ бит/с или $11\,520$ байт/с.

Многие реализации UART имеют возможность автоматически контролировать целостность данных методом контроля битовой чётности. Когда эта функция включена, последний бит данных в минимальной посылке («бит чётности») контролируется логикой UART и содержит информацию о чётности количества единичных бит в этой минимальной посылке. Различают контроль на чётность (Even parity), когда сумма количества единичных бит в посылке является четным числом, и контроль на нечётность (Odd parity), когда эта сумма нечетна. При приеме такой посылки UART может автоматически контролировать бит чётности и выставлять соответствующие признаки правильного или ошибочного приема (Рисунок 11).



Рис. 11. - Пояснение контроля четности

Был выработан и прижился короткий способ записи параметров UART, таких, как количество бит данных, наличие и тип бита чётности, количество стоп-бит. Выглядит как запись вида цифра-буква-цифра, где:

– Первая цифра обозначает количество бит данных, например, 8.

- Буква обозначает наличие и тип бита четности. Встречаются N (No parity) — без бита четности; E (Even parity) — с битом проверки на четность, O (Odd parity) — с битом проверки на нечетность;
- Последняя цифра обозначает длительность стоп-бита. Встречаются значения 1, 1.5 и 2 для длительности стоп-бита в 1, 1.5 и 2 битовых интервала соответственно.
- Например, запись 8-N-1 обозначает, что UART настроен на 8 бит данных без бита четности и один стоповый бит. Для полноты параметров эту запись снабжают указанием скорости UART, например, 9600/8-N-1.

4.1. Расчет скорости передачи кардиографической информации

Скорость работы UART измеряется в бодах, а скорость передачи полезных данных - в битах и байтах в секунду.

Скорость передачи данных в битах в секунду:

$$V_{bit} = \frac{d}{d+1+s+p} V_{UART} \quad (23)$$

где V_{UART} — скорость UART (например: 9600, 115200), бод;

d — количество бит данных;

s — количество стоповых бит;

p — количество бит четности, $p = 1$ если бит четности присутствует, или $p = 0$ если бит четности отсутствует;

единица в знаменателе отражает наличие стартового бита.

С учетом, что один байт содержит 8 бит, из предыдущей формулы можно получить скорость передачи полезных данных в байтах в секунду:

$$V_{byte} = \frac{V_{bit}}{8} = \frac{d}{(d+1+s+p) \cdot 8} V_{UART} \quad (24)$$

Для работы UART чаще всего используется режим 8-N-1, при котором $d = 8$, $p = 0$, $s = 1$. Для этого режима скорость передачи полезных данных равна:

$$V_{bit} = \frac{8}{8+1+1+0} V_{UART} = 0.8 \cdot V_{UART}$$

Отсюда следует, что КПД для такого режима составляет 80 %.

В таблице 4 ниже приводится КПД для разных режимов работы UART.

Таблица 4

d, бит	p, бит	s, бит	КПД, %
5	0	1	71
5	0	1,5	67
5	0	2	62
5	1	1	62
5	1	1,5	59
5	1	2	56
6	0	1	75
6	0	1,5	71
6	0	2	67
6	1	1	67
6	1	1,5	63
6	1	2	60
7	0	1	78
7	0	1,5	74
7	0	2	70
7	1	1	70
7	1	1,5	67
7	1	2	64
8	0	1	80
8	0	1,5	76
8	0	2	73
8	1	1	73
8	1	1,5	70
8	1	2	67
9	0	1	82
9	0	1,5	78
9	0	2	75
9	1	1	75
9	1	1,5	72
9	1	2	69

Не часто поддерживаемый режим 9-N-1 дает наилучший результат (82 %), но отличающийся от 8-N-1 лишь на 2 %.

Между порциями полезных данных может быть ненулевая задержка, что уменьшает скорость передачи данных. Если не учитывать эту задержку, то количество секунд требуемых для передачи D байт рассчитывается по следующей формуле:

$$t = \frac{D}{V_{byte}} = \frac{D \cdot (d + 1 + s + p) \cdot 8}{d} V_{UART} \quad (25)$$

Например, время передачи 1 МБ (1 048 576 байт) со скоростью 9 600 бод в режиме 8-N-1 составляет 18 минут и 12 секунд, а при скорости 115 200 бод – 1 минуту 31 секунду.

В таблице 5 представлено сравнение скоростей передачи данных для стандартных скоростей UART.

Таблица 5

Скорость UART, бод	Скорость передачи данных, байт/с		Время передачи 1 МБ, час:мин:сек	
	Данные: 8 бит Стоп: 1 бит Четность: нет	Данные: 8 бит Стоп: 1 бит Четность: да	Данные: 8 бит Стоп: 1 бит Четность: нет	Данные: 8 бит Стоп: 1 бит Четность: да
300	30	27,3	09:42:33	10:40:48
600	60	54,5	04:51:16	05:20:24
1 200	120	109,1	02:25:38	02:40:12
2 400	240	218,2	01:12:49	01:20:06
4 800	480	436,4	00:36:25	00:40:03
9 600	960	872,7	00:18:12	00:20:01
19 200	1 920	1 745,5	00:09:06	00:10:01
38 400	3 840	3 490,9	00:04:33	00:05:00
57 600	5 760	5 236,4	00:03:02	00:03:20
115 200	11 520	10 472,7	00:01:31	00:01:40

В настоящий момент COM-порт компьютера вытеснен USB. Тем не менее UART широко используется в различных приборах. Для связи их с компьютером существуют преобразователи USB-UART. И любой микроконтроллер имеет один или более UARTов. В таблице 6 приводится информация о максимальных скоростях работы различных микросхем.

Таблица 6

Микросхема	Назначение микросхемы	Максимальная скорость UART, Мбод	Максимальная скорость передачи данных в режиме 8-N-1, Байт/с
CP2101	Преобразователь USB-UART	0,9216	92 160
CP2102/3/9/10	Преобразователь USB-UART	1	100 000
CP2104/5/8	Преобразователь USB-UART	2	200 000
FT232R	Преобразователь USB-UART	3	300 000
FT232H	Преобразователь USB-UART	12	1 200 000
STM32F7	Микроконтроллер	27	2 700 000
STM32F4	Микроконтроллер	11,25	1 250 000

Небольшие скорости обусловлены тем, что UART тактируется с частотой во много раз превышающей скорость его работы. Чем больше тактов на один бит данных, тем надежнее связь. Чаще всего на 1 бит приходится 16 тактов. Кроме этого встречаются микросхемы поддерживающие 4, 8 и 10 тактов на бит.

Рассчитаем максимальную частоту сигнала ЭКГ передаваемого по протоколу UART. Выберем следующие исходные данные: $V_{UART} = 115200$, $d = 8$, $s = 2$, $p = 1$. Далее рассчитаем скорость:

$$V_{byte} = \frac{V_{bit}}{8} = \frac{d}{(d + 1 + s + p) \cdot 8} V_{UART} = \frac{8}{(8 + 1 + 2 + 1) \cdot 8} \cdot 115200 = 9600$$

Пусть мы хотим пропустить сигнал ЭКГ с частотой 70 Гц, тогда на один период синусоиды приходится:

$$\frac{V_{byte}}{70} = \frac{9600}{70} \approx 137$$

Практика показывает, что сигнал, воспроизведенный менее чем по 140 отсчетам, имеет значительную деформацию при воспроизведении.

5. Разработка макета микродатчика-регистратора на базе микроконтроллера ATmega328p

Так как назначение этой системы заключается в получении, оцифровке, передаче и обработке информации, то входными данными является сердечный ритм человеческого организма. После снятия сигнала с электродов информация передается по проводникам на усилитель. Далее информация подается на вход АЦП (аналого-цифровой преобразователь) микроконтроллера ATmega328P.

В результате преобразования полученный результат отправляется по интерфейсу UART на радиомодуль. Модуль передает данные по каналу на любое устройство с ОС Android. На устройстве происходит конечная обработка и графическое представление информации.

Для реализации данного проекта необходимо использовать среды разработки программного обеспечения и Android приложений.

Передача происходит следующим образом: на передающей стороне формируется сигнал с требуемыми характеристиками (частота и амплитуда сигнала). Далее сигнал модулирует более высокочастотное колебание и излучается антенной в пространство. На приёмной стороне радиоволны наводят модулированный сигнал в антенне, он демодулируется и фильтруется. Таким образом, происходит извлечение полезного сигнала. Получаемый сигнал может несколько отличаться от передаваемого передатчиком (искажения вследствие помех и наводок).

Для передачи данных целесообразно использовать Модуль Bluetooth HC-06 (чип Bluetooth – BC417143 производства CSR company (Cambridge Silicon Radio)) имеющий следующие технические характеристики:

- протокол связи – Bluetooth Specification v2.0+EDR;
- радиус действия – до 10 метров (уровень мощности 2);
- совместимость со всеми Bluetooth-адаптерами, которые поддерживают SPP;
- объем flash-памяти (для хранения прошивки и настроек) – 8 Мбит;
- частота радиосигнала – 2.40 .. 2.48 ГГц;
- хост-интерфейс – USB 1.1/2.0 или UART;
- энергопотребление – ток в течение связи составляет 30-40 мА. Среднее значение тока около 25 мА. После установки связи потребляемый ток 8 мА. Режим сна отсутствует.

Все модули HC-03...HC-06 выполнены на базе одного микроконтроллера BC417143, поэтому их (модулей) функционал отличается только его прошивкой.

Bluetooth-модули могут иметь два режима работы – master (ведущий) и slave (ведомый), причём для модулей HC-04 и HC-06 определённый режим уже установлен на заводе-изготовителе и меняться не может, разве что перепрошивкой (например HC-04-M – master или HC-06-S – slave). А вот модули HC-03 и HC-05 позволяют выбрать нужный режим работы с помощью AT-команд, причём изначально в этих модулях установлен режим slave. Bluetooth-модули HC-04 и HC-06, и, соответственно, HC-03 и HC-05 взаимно совместимы между собой по функ-

циям. HC-04 и HC-06 - это ранние версии модулей, в которых, помимо невозможности изменения режима работы, имеются всего несколько рабочих AT-команд: установка имени Bluetooth-модуля (только для slave), пароля, скорости передачи данных и проверка номера версии. Набор команд в HC-03 и HC-05 является более широким, поэтому они более предпочтительны для радиолюбительского применения.

Распиновка выводов HC-06 (рисунок 12):

- TX, RX, CTS, RTS – линии UART;
- PCM CLK, PCM OUT, PCM IN, PCM SYNC – последовательный PCM-интерфейс (импульсно-кодовая модуляция) для передачи цифрового звука;
- AIO0, AIO1 – линии аналогового входа/выхода;
- RESET – линия сброса;
- 3.3 V – питание;
- GND – земля;
- NC – не задействован;
- USB D+, USB D- – линии данных интерфейса USB;
- CSB, MOSI, MISO, CLK – интерфейс SPI;
- PIO0-PIO11 – линии ввода/вывода.

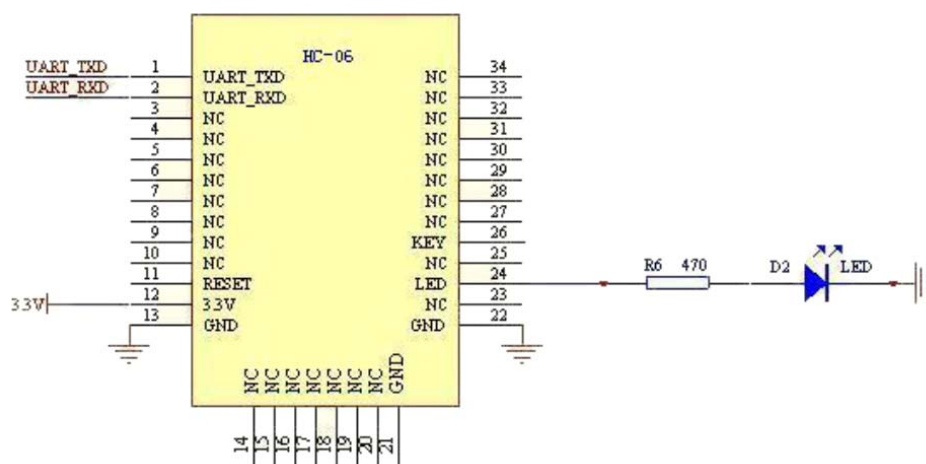


Рис. 12. – Распиновка модуля HC-06

Для минимума работы с модулем достаточно подключить RXD и TXD выводы микроконтроллера (3.3V) к, соответственно, UART_RXD и UART_TXD выводам Bluetooth-модуля, ну и естественно подключить питание к выводам 3.3V и GND. Для связи между двумя Bluetooth-модулями требуется выполнение как минимум двух условий: соединение должно быть установлено между ведущим и ведомым модулями; правильность пароля.

Модули HC-04/HC-06 изначально имеют такие настройки: скорость UART - 9600 (8 бит данных, без бита чётности, стоп бит (8N1)); пароль - 1234. Чаще всего прошивка модуля предполагает его работу в качестве ведомого (slave) устройства.

Модули HC-03/HC-05 изначально имеют такие настройки: скорость UART - 38400 (8N1) для 1-го режима АТ-команд (модуль входит в этот режим при одновременной подаче питания на модуль и на PIN34) и 9600 (8N1) для 2-го режима АТ-команд (модуль входит в этот режим подачей '1' на PIN34 после включения питания модуля) и для режима обмена данными; пароль - 1234.

В отличие от HC-03/HC-05, где вход в режим АТ-команд осуществляется манипуляциями с выводом PIN34, модули HC-04/HC-06 в режиме АТ-команд находятся до установки связи с другим Bluetooth-устройством (о чём свидетельствует мигающий LED). Непрерывное горение LED будет свидетельствовать о входе в режим передачи данных.

Схема подключения модуля Bluetooth HC-06 показана на рисунке 13.

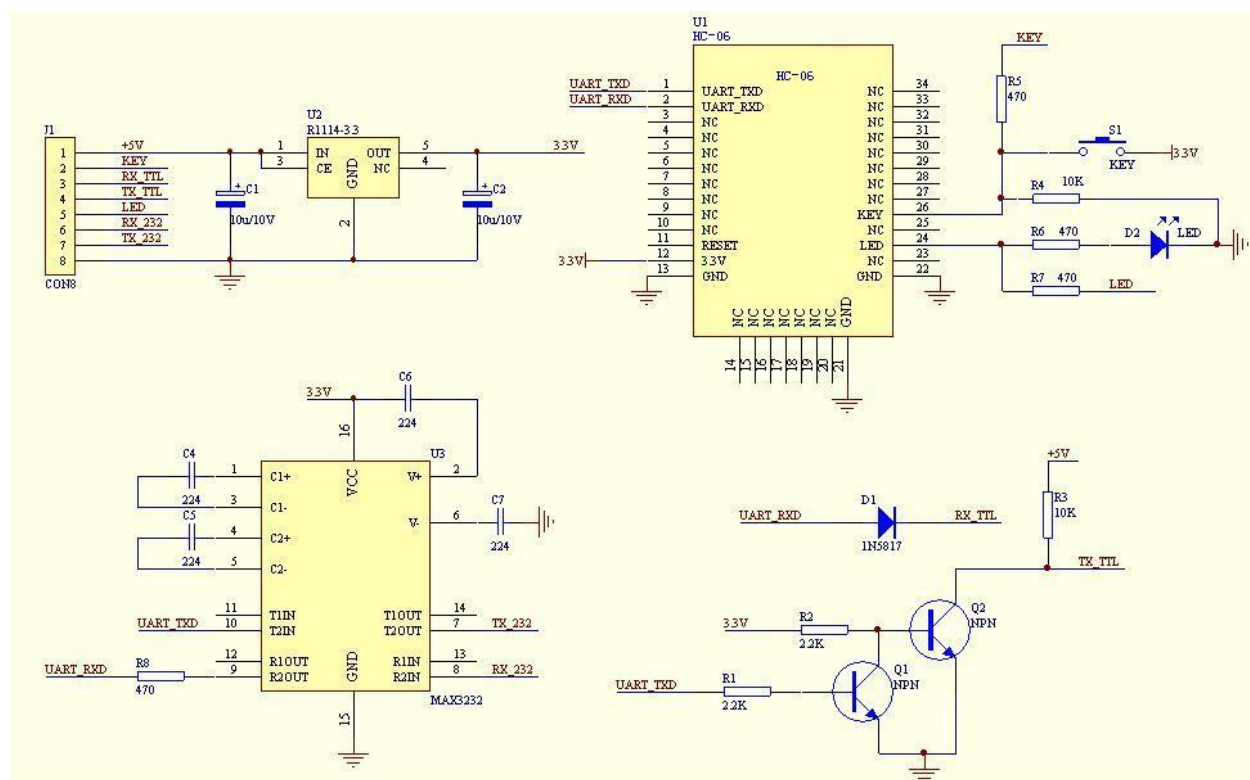


Рис. 13. – Схема подключения модуля Bluetooth HC-06

Arduino Pro Mini построена на микроконтроллере ATmega328p. Платформа содержит 14 цифровых входов и выходов (6 из которых могут использоваться как выходы ШИМ), 6 аналоговых входов, резонатор, кнопку перезагрузки и отверстия для монтажа выводов. Блок из шести выводов может подключаться к кабелю FTDI или плате-конвертеру Sparkfun для обеспечения питания и связи через USB.

Существует две версии платформы Pro Mini. Одна версия работает при напряжении 3.3 В и частоте 8 МГц, другая при напряжении 5 В и частоте 16 МГц.

Характеристики микроконтроллера ATmega328p приведены в таблице 7

Таблица 7

Рабочее напряжение	3.3 В или 5 В (в зависимости от модели)
Входное напряжение	3.35-12 В (модель 3.3 В) или 5-12 В (модель 5 В)
Цифровые Входы/Выходы	14 (6 из которых могут использоваться как выходы ШИМ)
Аналоговые входы	6
Постоянный ток через вход/выход	40 мА
Флеш-память	16 Кб (2 используются для загрузчика)
ОЗУ	1 Кб
EEPROM	512 байт
Тактовая частота	8 МГц (модель 3.3 В) или 16 МГц (модель 5 В)

Arduino Pro Mini может получать питание: через кабель FTDI, или от платы-конвертора, или от регулируемого источника питания 3.3 В или 5 В (зависит от модели платформы) через вывод Vcc, или от нерегулируемого источника через вывод RAW. Выводы питания: RAW. Для подключения нерегулируемого напряжения; VCC. Для подключения регулируемых 3.3 В или 5 В; GND. Выводы заземления.

Микроконтроллер ATmega328p имеет: 16 кБ флеш-памяти для хранения кода программы (2 кБ используется для хранения загрузчика), 1 кБ ОЗУ и 512 байт EEPROM (которая читается и записывается с помощью библиотеки EEPROM).

Каждый из 14 цифровых выводов Pro, используя функции pinMode(), digitalWrite(), и digitalRead(), может настраиваться как вход или выход. Выводы работают при напряжении 3,3 В. Каждый вывод имеет нагрузочный резистор (стандартно отключен) 20-50 кОм и может пропускать до 40 мА. Некоторые выводы имеют особые функции:

Последовательная шина: 0 (RX) и 1 (TX). Выводы используются для получения (RX) и передачи (TX) данных TTL. Данные выводы имеют соединение с выводами TX-0 и RX-1 блока из шести выводов.

Внешнее прерывание: 2 и 3. Данные выводы могут быть сконфигурированы на вызов прерывания либо на младшем значении, либо на переднем или заднем фронте, или при изменении значения. Подробная информация находится в описании функции attachInterrupt().

ШИМ: 3, 5, 6, 9, 10, и 11. Любой из выводов обеспечивает ШИМ с разрешением 8 бит при помощи функции analogWrite().

SPI: 10 (SS), 11 (MOSI), 12 (MISO), 13 (SCK). Посредством данных выводов осуществляется связь SPI, которая, хотя и поддерживается аппаратной частью, не включена в язык Arduino.

LED: 13. Встроенный светодиод, подключенный к цифровому выводу 13. Если значение на выводе имеет высокий потенциал, то светодиод горит.

На платформе Pro Mini установлены 6 аналоговых входов, каждый разрешением 10 бит (т.е. может принимать 1024 различных значения). Четыре из них расположены на краю платформы, а другие два (входы 4 и 5) ближе к центру. Измерение происходит относительно земли до значения VCC. Некоторые выводы имеют дополнительные функции:

I2C: A4 (SDA) и A5 (SCL). Посредством выводов осуществляется связь I2C (TWI), для создания которой используется библиотека Wire.

Существует дополнительный вывод на платформе:

Reset. Низкий уровень сигнала на выводе перезагружает микроконтроллер. Обычно применяется для подключения кнопки перезагрузки на плате расширения, закрывающей доступ к кнопке на самой плате Arduino.

На платформе Arduino Pro Mini установлено несколько устройств для осуществления связи с компьютером, другими устройствами Arduino или микроконтроллерами. ATmega168 поддерживает последовательный интерфейс UART TTL, осуществляемый выводами 0 (RX) и 1 (TX). Мониторинг последовательной шины (Serial Monitor) программы Arduino позволяет посылать и получать текстовые данные через подключение USB.

Библиотекой SoftwareSerial возможно создать последовательную передачу данных через любой из цифровых выводов Pro Mini.

ATmega328p поддерживает интерфейсы I2C (TWI) и SPI. В Arduino включена библиотека Wire для удобства использования шины I2C. Более подробная информация находится в документации. Для использования интерфейса SPI обратитесь к техническим данным микроконтроллера ATmega328p.

Платформа программируется посредством ПО Arduino. Подробная информация находится в справочнике и инструкциях.

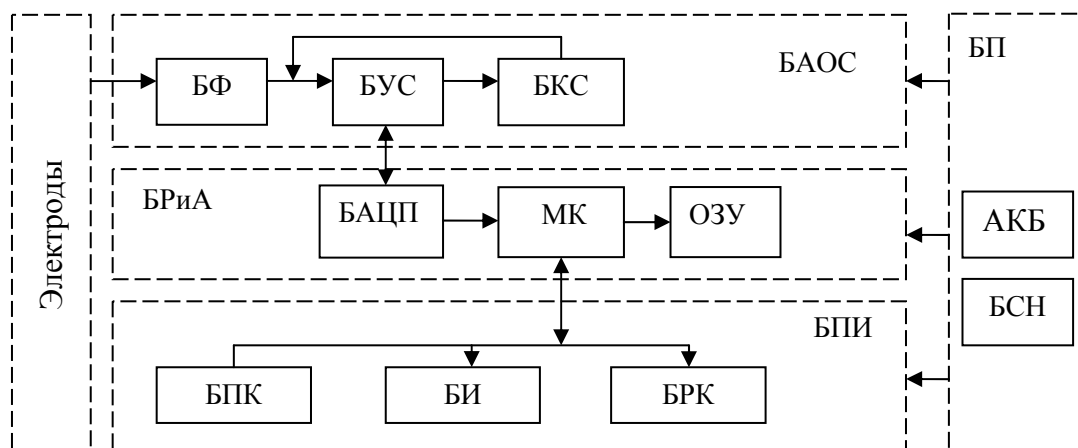
Имеется возможность не использовать загрузчик и запрограммировать ATmega328p с помощью внешнего программатора. Подробная информация находится в данной инструкции.

Arduino Pro Mini разработана таким образом, чтобы перед записью нового кода перезагрузка осуществлялась самой программой, а не нажатием кнопки на платформе. Один из выводов на блоке из шести выводов подключен к линии перезагрузки микроконтроллеров ATmega328p. Данный вывод соединен с одной из линий управления потоком конвертора USB-to-serial, подключенного к блоку: к линии RTS при использовании кабеля FTDI или к линии DTR при использовании платы-конвертора Sparkfun. Активация данной линии, т.е. подача сигнала низкого уровня, перезагружает микроконтроллер. Программа Arduino, используя данную функцию, загружает код одним нажатием кнопки Upload в самой среде программирования. Подача сигнала низкого уровня по линии перезагрузки скоординирована с началом записи кода, что сокращает таймаут загрузчика.

Функция имеет еще одно применение. Перезагрузка Pro Mini происходит каждый раз при подключении к программе Arduino на компьютере с ОС Mac X или Linux (через USB). Следующие полсекунды после перезагрузки работает загрузчик. Во время программирования происходит задержка нескольких первых байтов кода во избежание получения платформой некорректных данных (всех, кроме кода новой программы). Если производится разовая отладка скетча, записанного в платформу, или ввод каких-либо других данных при первом запуске, необходимо убедиться, что программа на компьютере ожидает в течение секунды перед передачей данных.

6. Выбор элементной базы для макета микродатчика-регистратора

Для создания макета микродатчика-регистратора был проведен анализ существующей элементной базы. Минимально достаточная структурная схема устройства приведена на рис. 14.



БАОС – блок аналоговой обработки сигнала:

- БФ – блок фильтрации;
- БУС – блок усиления сигнала;
- БКС – блок коррекции сигнала;

БРиА – блок регистрации и анализа:

- БАЦП – блок аналого-цифрового преобразования;
- МК – микроконтроллер;
- ОЗУ – оперативное запоминающее устройство;

БПИ – блок передачи информации:

- БПК – блок связи с ПК;
- БИ – блок индикации;
- БРК – блок радиоканала;

БП – блок питания:

- АКБ – аккумуляторная батарея;
- БСН – блок стабилизации напряжения.

Рис. 14 – Структурная схема микродатчика-регистратора.

Приведенную структурную схему можно реализовать с применением трех основных микросхем современного уровня. Блок аналоговой обработки сигнала включают в себя специализированные усилители биопотенциалов (УБП), выполненные на одной микросхеме. Блок регистрации и анализа включают в себя современные микроконтроллеры. Блок радиоканала обычно представляет собой одну микросхему, включающую в себя все узлы приемно-передающего устройства.

7. Усилители биопотенциалов

Амплитуды биопотенциалов человека составляют 5 мкВ - 120 мВ, а диапазон частот этих потенциалов от 10^{-4} до 10^3 Гц и более. Это определяет характеристики используемых УБП. Идеальным для регистрации медико-биологических показателей является усилитель, который обладает бесконечно большим полным входным сопротивлением, полностью подавляет помехи от силовой сети, нечувствителен к потенциалам поляризации электродов и разностным помехам, лежащим за пределами полосы частот полезного сигнала, не имеет собственных шумов, способен сохранять свои характеристики при воздействии на него значительных кратковременных перегрузок, а также не вносит частотных и нелинейных искажений в рабочей полосе частот и динамическом диапазоне полезного сигнала. Однако построить такой усилитель практически невозможно, поэтому при разработке усилителей стремятся реализовать ряд основных требований к ним.

Входное сопротивление усилителя должно быть не ниже сопротивления биообъекта с учетом сопротивления перехода кожа-электрод с тем, чтобы не нагружать источник возбуждения, которым является биологический объект. При расчете допустимого значения входного сопротивления усилителя используют представление о допустимом отношении сигнал/шум. В этом случае расчетное соотношение имеет следующий вид:

$$|Z_{BX}| > 2 \cdot \frac{Z_{\Pi}}{\frac{100}{\Psi_{СП}} + 1} \quad (26)$$

где Z_{Π} – паразитное сопротивление приэлектродной зоны (электрод-ткань);
 $\Psi_{СП}$ – заданная величина отношения сигнал/помеха.

Коэффициент передачи и полоса частот усилителя выбираются с таким расчетом, чтобы, при максимальном размахе полезного сигнала, суммарный полезный сигнал и сигналы всех видов помех не вышли за пределы линейного участка, с целью минимизации искажений величины сигнала.

Входные каскады усилителя медико-биологических показателей строятся с таким расчетом, чтобы обеспечить, подавление наиболее существенных помех и минимальный уровень собственных шумов при достаточно простых схемотехнических решениях.

Проанализировав многочисленные исследования можно сделать вывод, что наиболее радикальный способ борьбы с различными помехами это схемно-конструктивные методы построения усилителей медико-биологических показателей, основанные на дифференциальном съеме сигнала. При этом любой блок усиления многократного использования должен обладать техническими характеристиками не хуже следующих:

- Входной динамический диапазон U – (0.05-5) мВ;
- Относительная погрешность изменения напряжения δ_U , в диапазонах:

- от 0.1 до 1 мВ – $\pm 5\%$;
- от 1 до 5 мВ – $\pm 3\%$;
- Нелинейность – $\pm 1.5\%$;
- Погрешность установки чувствительности δ_s – $\pm 2\%$;
- Напряжение внутренних шумов, приведённых ко входу $U_{ш}$ – 0.02 мВ;
- Неравномерность амплитудно-частотной характеристики (АЧХ) δ_f , в диапазонах частот:
 - от 0.5 до 60 Гц – 1% ,
 - от 60 до 75 Гц – 0.5% .
- Коэффициент подавления синфазных сигналов K_c – 120 дБ;
- Входное сопротивление – более 50 Мом;
- Входной диапазон по постоянному напряжению – ± 400 мВ;

7.1. Методы борьбы с помехами в УБП

По своему характеру помехи, действующие при дистанционном контроле можно разбить на четыре основные группы: помехи обусловленные биообъектом (физиологические), методические помехи (артефактные), внутренние (аппаратурные) шумы, внешние помехи.

Физиологические помехи возникают вследствие генерации биопотенциалов различными органами и тканями исследуемого объекта. Для подавления физиологических помех эффективно используют цифровую фильтрацию и оптимальную пространственно-временную обработку. Поэтому использование схемно-конструктивных методов нецелесообразно.

Артефактные помехи возникают из-за электродных потенциалов при движении исследуемого объекта и описываются уравнением:

$$N(t) = \sum_{k=0}^{\infty} A_k F_k[(t - t_k)/\tau_k], \quad (27)$$

где A_k – амплитуда; $F_k[\cdot]$ – форма; t_k – момент возникновения; τ_k – длительность к артефактной помехи.

Напряжения артефактной помехи на входе усилителя от действия поляризационно-гальванической ЭДС определяются так:

$$\left. \begin{aligned} U_1 &= \frac{(E_0 + E_1)(R_0 + R_2 + R_{ex2}) - (E_0 + E_2)R_0}{(R_{ex1} + R_1)(R_0 + R_2 + R_{ex2}) + R_0(R_2 + R_{ex2})} R_{ex1}, \\ U_2 &= \frac{(E_0 + E_2)(R_0 + R_1 + R_{ex1}) - (E_0 + E_1)R_0}{(R_{ex2} + R_2)(R_0 + R_1 + R_{ex1}) + R_0(R_1 + R_{ex1})} R_{ex2}. \end{aligned} \right\}, \quad (28)$$

где E_1, E_2, E_0 – источники поляризационно-гальванической ЭДС; R_1, R_2, R_0 – внутренние сопротивления источников ЭДС сигнальных и нулевого электродов.

Борьба с артефактными помехами сводится к значительному увеличению входного сопротивления усилителя биопотенциалов по сравнению с сопротивлением объекта. Также используют цифровые компенсационные методы, основанные на разложении отдельных артефактов в ряд Фурье.

Внутренние шумы составляют аппаратные помехи, вызываемые внутренними шумами отдельных узлов, не идеальностью амплитудно- и фазочастотных характеристик и т.д. Помехи этого типа, как правило, имеют флуктуационный характер:

$$p[N(t)] = k \cdot \exp \left\{ -\frac{1}{2} \int_0^T \int_0^T [N(t_1) - m(t_1)] \cdot [N(t_2) - m(t_2)] \Theta_N(t_1 t_2) dt_1 dt_2 \right\}, \quad (29)$$

где $\Theta_N(t_1 t_2)$ – обратно корреляционная функция, находится из интегрального уравнения:

$$\int_0^T \Theta_N(t_1 t_2) B_N(t_1 - t_2) dt = \delta(t_1 - t_2); \quad (30)$$

$B_N(t_1 - t_2)$ – функция корреляции $N(t)$; k – некоторый коэффициент.

Устранение внутренних шумов в аналоговых узлах микродатчиков-регистраторов сводится к применению современной малошумящей элементной базы.

Внешние помехи возникают из-за наводок внешнего электромагнитного излучения на биообъект и соединительные провода электродов с усилителем. Эти помехи могут быть вызваны атмосферными явлениями, работой радиостанций, наводками от сети промышленной частоты и т.д. Основным местом наведения синфазной помехи является вход усилителя медико-биологических показателей. По своей структуре наведённый сигнал является синфазным по отношению к симметричному входу усилителя, а полезный сигнал противофазным.

Величина наводимой ЭДС на тело человека при действии синфазной помехи определяется как:

$$e_1 = 0.2 \cdot 10^{-8} j \omega I l \left(\ln \frac{2l}{d} + \frac{d}{l} - 1 \right), \quad (31)$$

где l – длина параллельных проводов [см]; d – расстояние между проводами [см]; ω – угловая частота переменного тока; I – ток в [А].

Наводка промышленной частоты может индуцироваться в цепях усилителя за счет различных разомкнутых электрических цепей, плоскость которых перпендикулярна токонесущим проводникам. При этом ЭДС определяется формулой:

$$e_2 = 0.2 \cdot 10^{-6} I_j \frac{\omega S}{l}, \quad (32)$$

где S – площадь, охваченная разомкнутой электрической цепью [м^2]; l – расстояние от рамки до проводника.

Схема усиления сигнала при наличии синфазной помехи представлена на рис. 15.

Составляющая входного напряжения от входного полезного сигнала определяется по формуле:

$$U_{\text{БВХ}} = \frac{-R_0}{(R_1 + R_{\text{пр1}})} \cdot U_{\text{ВХ}}, \quad (33)$$

а составляющая от синфазной помехи по формуле:

$$U_{\text{БВХ}} = -\frac{R_0 + R_1 + R_{\text{пр1}}}{R_1 + R_{\text{пр1}}} \cdot U_{\text{сф}} - \frac{R_0}{R_1 + R_{\text{пр1}}} \cdot U_{\text{сф}} = U_{\text{сф}}. \quad (34)$$

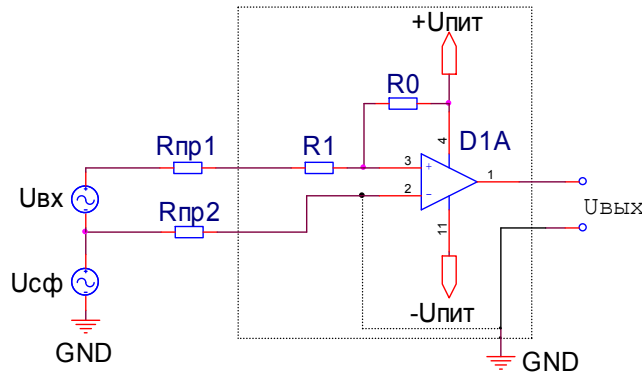


Рис. 15 – Схема усиления сигнала при наличии синфазной помехи.

Из формул видно, что полезный сигнал усиливается в $R_0/(R_1 + R_{\text{пр1}})$ раз, а синфазная помеха передаётся на вход усилителя без усиления. Подавление синфазной помехи осуществляют с помощью принципа фазового разделения сигнала и помехи на симметричном входе усилителя и компенсации последней в различного рода дискриминаторах. Напряжение на выходе каналов такой схемы определяется как:

$$\left. \begin{aligned} U_{\text{вх1}} &= K_1 U_{01} = U_{\text{вх1}} K_1 \frac{Z_{\text{вх1}}}{Z_{\text{вх1}} + Z_{01}}; \\ U_{\text{вх2}} &= K_2 U_{02} = U_{\text{вх2}} K_2 \frac{Z_{\text{вх2}}}{Z_{\text{вх2}} + Z_{02}}. \end{aligned} \right\}, \quad (35)$$

где K_1, K_2 – комплексные коэффициенты передачи каналов; $Z_{\text{вх1}}, Z_{\text{вх2}}$ – комплексные входные сопротивления; Z_{01}, Z_{02} – комплексное внутреннее сопротивление на первом и втором плече схемы.

Суммарное выходное напряжение будет равно:

$$U_{\text{вых}} = U_{\text{ex1}} K_1 \frac{Z_{\text{ex1}}}{Z_{\text{ex1}} + Z_{01}} + U_{\text{ex2}} K_2 \frac{Z_{\text{ex2}}}{Z_{\text{ex2}} + Z_{02}}. \quad (36)$$

Предположим, что на входе действует аддитивная смесь полезного сигнала U_c и помехи U_n . Если помеха относительно нулевой точки синфазна, а сигнал паразитен то, используя принцип суперпозиции, получим:

$$U_{\text{вых}} = U_{\text{вых.c}} + U_{\text{вых.n}} = U_c \left(K_1 \frac{Z_{\text{ex1}}}{Z_{\text{ex1}} + Z_{01}} + K_2 \frac{Z_{\text{ex2}}}{Z_{\text{ex2}} + Z_{02}} \right) + U_n \left(K_1 \frac{Z_{\text{ex1}}}{Z_{\text{ex1}} + Z_{01}} - K_2 \frac{Z_{\text{ex2}}}{Z_{\text{ex2}} + Z_{02}} \right), \quad (37)$$

откуда выигрыш:

$$F = \frac{U_{\text{вых.c}}}{U_{\text{вых.n}}} \cdot \frac{U_n}{U_c} = \frac{K_1 Z_{\text{ex1}} (Z_{\text{ex2}} + Z_{02}) + K_2 Z_{\text{ex2}} (Z_{\text{ex1}} + Z_{01})}{K_1 Z_{\text{ex1}} (Z_{\text{ex2}} + Z_{02}) - K_2 Z_{\text{ex2}} (Z_{\text{ex1}} + Z_{01})}. \quad (38)$$

Коэффициент F называют коэффициентом дискриминации. Как следует из (13) F зависит как от комплексных коэффициентов передачи каналов (идентичности их амплитудно-частотных характеристик (АЧХ) и фазо-частотных характеристик (ФЧХ), величины комплексных входных сопротивлений), так и разбаланса внутреннего сопротивления объекта. При высокой степени симметрии каналов можно считать:

$$\left. \begin{aligned} K_1 &= K_2 = K; \\ Z_{\text{ex1}} &= Z_{\text{ex2}} = Z_{\text{ex}}. \end{aligned} \right\} \quad (39)$$

Тогда (13) примет такой вид:

$$F = \frac{2Z_{\text{ex}} + Z_{02} + Z_{01}}{\Delta Z_0}, \quad (40)$$

где $\Delta Z_0 = Z_{02} - Z_{01} = |\Delta Z_0| e^{j\Delta\varphi_c}$, т.е. степень подавления синфазной помехи определяется комплексным входным сопротивлением каналов и величиной разбаланса ΔZ_0 .

При $|Z_{\text{ex}}| \gg |Z_{02} + Z_{01}|$:

$$F = \frac{2Z_{\text{ex}}}{\Delta Z_0}. \quad (41)$$

Чем больше входное сопротивление и меньше разбаланс, тем сильнее подавление синфазной помехи.

Из рассмотренных видов помех только внешние помехи, а именно – синфазные целесообразно подавлять схемно-конструктивными методами построения входных узлов усилителей медико-биологических показателей. При этом синфазные помехи являются одними из наиболее сильно действующих на усилители. Далее рассмотрим известные пути подавления синфазных помех.

В качестве датчиков, для регистрации ЭКГ применяют электроды, изготовленные из хорошо проводящего материала. Для повышения достоверности регистрируемой информации и максимальной защиты от синфазных помех в микро-датчиках-регистраторах целесообразно применение биполярного способа снятия сигнала. При биполярном отведении оба электрода размещают в активной области и отводят разность потенциалов.

В силу высокого уровня синфазных помех и достаточно низких значений входного сигнала ЭКГ единственным правильным решением является применение в качестве усилителя медико-биологических показателей измерительного усилителя, построенного на отдельных операционных усилителях. Схема операционного усилителя (ОУ), которая усиливает дифференциальный входной сигнал $e_1 - e_2$ и подавляет или ослабляет дифференциальное напряжение U_{CC} , на которое наложен сигнал $e_1 - e_2$, представляет собой сумматор-вычитатель или дифференциальную схему. На рис. 16 представлена схема измерительного усилителя. Для увеличения входного сопротивления каждый вход дифференциального усилителя УЗ питается от повторителей напряжения У1 и У2. Резистор R2 служит для установки коэффициента усиления. Выходное напряжение схемы определяется так:

$$U_{\text{вых}} = 2[1 + R_{o.c.}/R_2](R_{o.c.}/R_1)(e_1 - e_2). \quad (42)$$

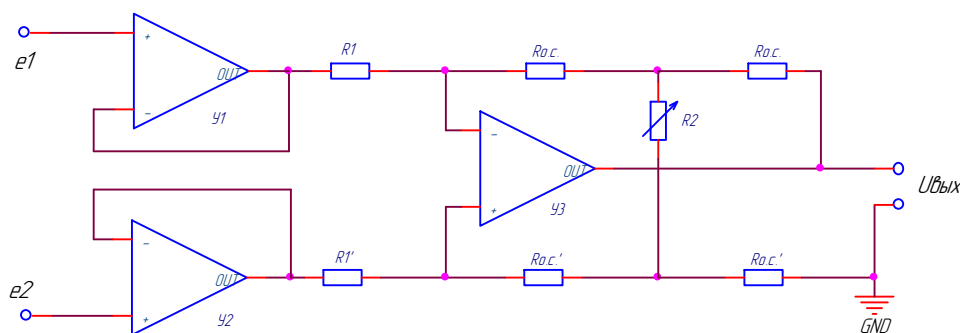


Рис. 16 – Схема измерительного усилителя.

А коэффициент усиления определяется так:

$$K = 2[1 + (R_{o.c.}/R_2)(R_{o.c.}/R_1)], \quad (43)$$

где $R_1 = R_1'$, $R_{o.c.} = R_{o.c.}'$.

В этой схеме резисторы R_1 , R_1' , $R_{o.c.}$, $R_{o.c.}'$ должны быть тщательно подобраны с точки зрения отклонений номиналов в каждом плече, чтобы избежать ухудшения k_c .

Избежать влияния неточного подбора резисторов, устанавливающих коэффициент усиления, на k_c помогает схема, представленная на рис. 17. В схеме, представленной на рис. 3, $R_2 = R_4$, $R_1 = R_1'$, $R_{o.c.} = R_{o.c.}'$, $U_0 = [1 + 2(R_2/R_3)](e_1 - e_2)$, $U_{вых} = (R_{o.c.}/R_1)[1 + 2(R_2/R_3)](e_1 - e_2)$.

Неинвертирующие операционные усилители У1 и У2 включены в схему параллельно. Синфазные напряжения пропускаются усилителями У1 и У2 без усиления и ослабляются только сумматором-вычитателем У3. Выходное напряжение U_1 усилителя У1 будет равно:

$$U_1 = [1 + (R_2/R_3)]e_1 - (R_2/R_3)e_2 + U_{cc}, \quad (44)$$

а выходное напряжение U_2 усилителя У2 будет равно:

$$U_2 = [1 + (R_4/R_3)]e_2 - (R_4/R_3)e_1 + U_{cc}. \quad (45)$$

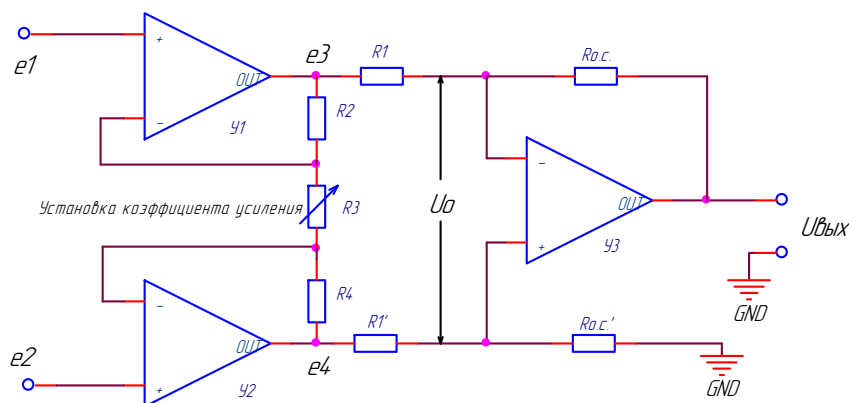


Рис. 17 – Модифицированная схема измерительного усилителя с установкой коэффициента усиления.

При $R_2 = R_4$ получаем:

$$U_{вых} = [1 + (2R_2/R_3)](e_2 - e_1). \quad (46)$$

Коэффициент усиления такого измерительного усилителя с учетом обоих каскадов определяется по формуле:

$$K = [1 + (2R_2/R_3)](R_{o.c.}/R_1). \quad (47)$$

Если в схеме на рис. 5 $R_{ucm1} C_1$ и $R_{ucm2} C_2$ не равны, то сигналы, подаваемые на измерительный усилитель, во времени затухают неодинаково. Если постоянные времени на входах $R_{ucm1} C_1$ и $R_{ucm2} C_2$ вносят неодинаковое затухание сигналов переменного тока (особенно U_{cc}), то k_c понижается. Емкости C_1 и C_2 представляют собой суммы емкостей входов усилителя, паразитных емкостей и емкостей экрана.

Если на экран подавать напряжение, равное синфазному, то синфазное напряжение не будет затухать под влиянием входных RC-цепей и, что более существенно, не будет различия в затухании по каждому входу. Присоединение экрана, показанное на рис. 18, может привести к недопустимой нагрузке источника входного сигнала.

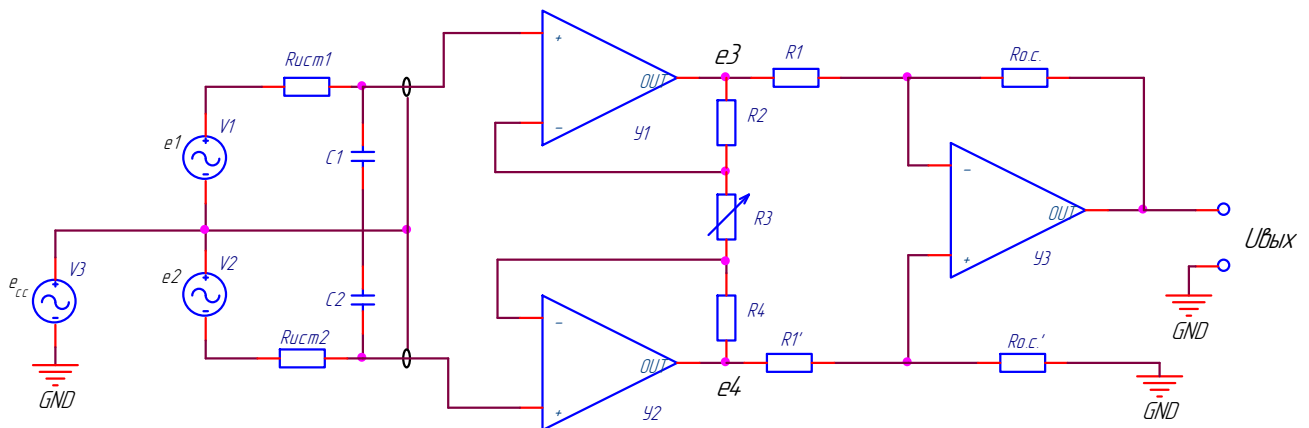


Рис. 18 – Защита входа

Эта нагрузка устраняется, если осуществить подсоединение экрана, как это показано на рис. 19.

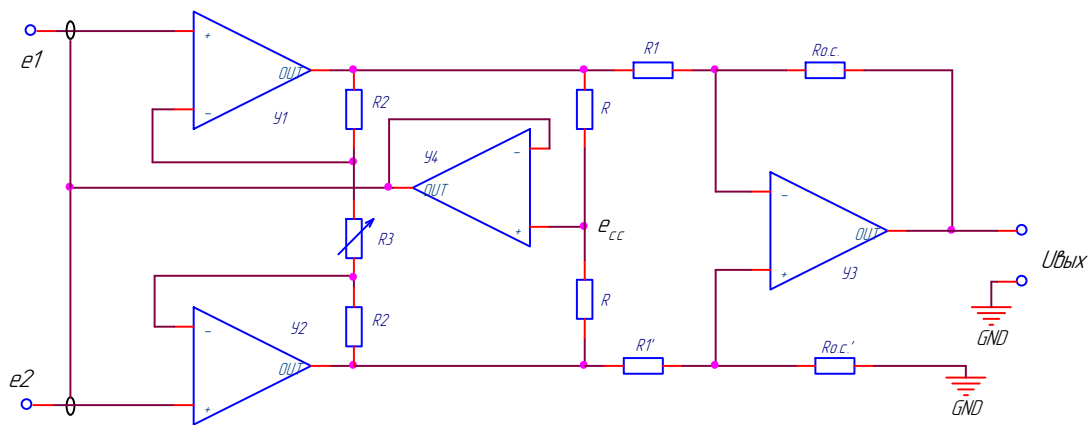


Рис. 19 – Измерительный усилитель со схемой защиты входа. $R_1 = R_1'$, $R_{o.c.} = R_{o.c.}'$.

Оба резистора R одинаковы по величине и выбраны так, что не нагружают выходы усилителей U_1 и U_2 . Напряжение, в точке соединения этих резисторов, приблизительно равно синфазному напряжению U_{cc} . Повторитель U_4 действует в

заменяемы при использовании их в качестве звена систем дистанционного контроля функциональных параметров человека.

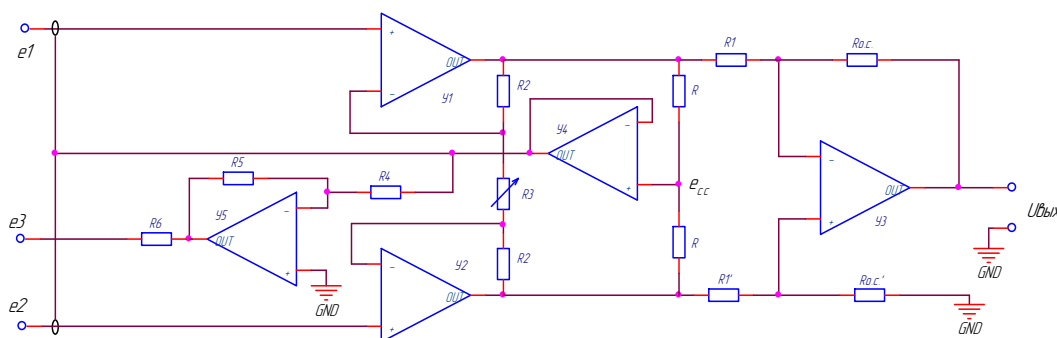


Рис. 21 – Схема подавления синфазных помех с помощью нейтрального электрода.

8. Микроконтроллер

Типичный микроконтроллер сочетает на одном кристалле функции процессора и периферийных устройств, содержит ОЗУ и (или) ПЗУ. По сути, это однокристалльный компьютер, способный выполнять относительно простые задачи. Отличается от микропроцессора интегрированными в микросхему устройствами ввода-вывода, таймерами и другими периферийными устройствами. Современные микроконтроллеры почти поголовно имеют на борту АЦП позволяющие не просто отследить 0 или 1 на входе, а полноценно измерить напряжение от 0 до опорного (обычно опорное равно напряжению питания) и представить его в виде числа от 0 до 1024 (или 255, в зависимости от разрядности АЦП).

Популярностью у разработчиков пользуются 8-битные микроконтроллеры PIC фирмы Microchip Technology и AVR фирмы Atmel, 16-битные MSP430 фирмы TI, а также 32-битные микроконтроллеры архитектуры ARM, которую разрабатывает фирма ARM Limited и продаёт лицензии другим фирмам для их производства.

Известные семейства современных микроконтроллеров:

- MCS 51 (Intel)
- MSP430 (TI)
- ARM (ARM Limited)
- ST Microelectronics STM32 ARM-based MCUs
- Atmel Cortex, ARM7 и ARM9-based MCUs
- Texas Instruments Stellaris MCUs
- NXP ARM-based LPC MCUs
- Toshiba ARM-based MCUs
- Analog Devices ARM7-based MCUs
- Cirrus Logic ARM7-based MCUs
- Freescale Semiconductor ARM9-based MCUs

- AVR (Atmel)
- ATmega
- ATtiny
- XMega
- PIC (Microchip)
- STM8 (STMicroelectronics)
- C8051F34x
- RL78 (Renesas Electronics)

Использование в современном микроконтроллере достаточного мощного вычислительного устройства с широкими возможностями, построенного на одной микросхеме вместо целого набора, значительно снижает размеры, энергопотребление и стоимость построенных на его базе устройств.

Используются в управлении различными малогабаритными устройствами.

Для тестового макета микродатчика-регистратора используем микроконтроллер ATmega328, расположенного на отладочной плате Arduino Pro Mini (Рис. 22).

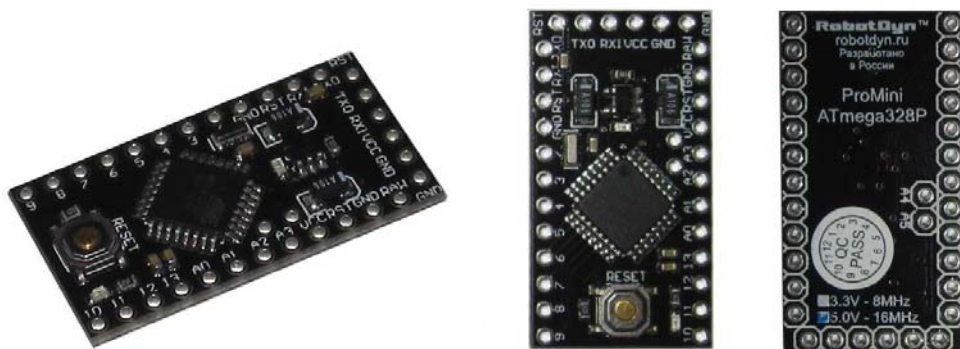


Рис. 22 – Отладочная плата Arduino Pro Mini.

Преобразователя интерфейсов плата не содержит. Для подключения к компьютеру через интерфейс USB, в том числе для загрузки программы из Arduino IDE, необходимо использовать внешний USB-UART конвертер. Размеры платы Arduino Pro Mini всего 18 x 33 мм, что позволяет применять ее в проектах критичных к габаритам электроники. Плата поставляется без впаянных разъемов. Это дает возможность выбрать свой способ подключения платы: впаять разъемы или выполнить соединение пайкой проводов.

Все вышесказанное делает привлекательным применение Arduino Pro Mini:

- в проектах с ограниченными конструктивными размерами;
- при отсутствии необходимости связи с компьютером;
- при серийном выпуске;
- при ограничениях на стоимость изделия.
- Платы выпускаются в модификациях:
- тип микроконтроллера ATmega168 или ATmega328;
- напряжение питания 3,3 или 5 В.

В варианте с микроконтроллером ATmega168 объемы всех типов памяти (ОЗУ, FLASH и EEPROM) уменьшены в 2 раза. В вариантах с питанием 3,3 В уменьшена тактовая частота с 16 до 8 МГц.

Большей частью плата имеет такие же параметры, как и другие платы Ардуино с микроконтроллерами ATmega168/328. Характеристики платы Arduino Pro Mini приведены в табл. 8. Назначение выводов платы Arduino Pro Mini показано на рис. 23.

Arduino Pro Mini может получать питание следующими способами. От внешнего стабилизированного источника питания напряжением 5 В. В этом случае используется вывод VCC. От USB порта компьютера через преобразователь интерфейсов USB-UART, подключенный к 6 контактному разъему платы. Используется вывод VCC 6 контактного разъема.

От внешнего не стабилизированного источника питания напряжением до 12 В. В этом случае используется встроенный стабилизатор напряжения платы. Питание подключается через вывод RAW.

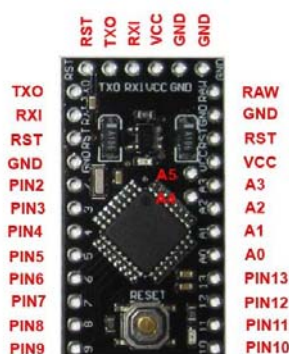


Рис. 23 – Назначение выводов Arduino Pro Mini.

Таблица 8 – Характеристики платы Arduino Pro Mini

Тип микроконтроллера	ATmega168	ATmega328
Архитектура	AVR	
Напряжение питания микроконтроллера	3,3 или 5 В (в зависимости от модификации)	
Напряжение питания платы	3,35 - 12 В (модификация 3,3 В) или 5,2 – 12 В (модификация 5 В)	
Тактовая частота	8 МГц (модификация 3,3 В) или 16 МГц (модификация 5 В)	
Объем оперативной памяти (SRAM)	1 кбайт	2 кбайт
Объем памяти программ (FLASH)	16 кбайт	32 кбайт
Объем энергонезависимой памяти (EEPROM)	512 байт	1 кбайт
Дискретные входы/выходы	14 (6 могут быть использованы для генерации ШИМ сигналов)	

Аналоговые входы	6 или 8 входов
Максимально-допустимый ток цифрового выхода	40 мА (суммарный ток выводов не более 200 мА)
Размеры платы	18 x 33 мм

Схема питания платы Arduino Pro Mini показана на рис. 24.

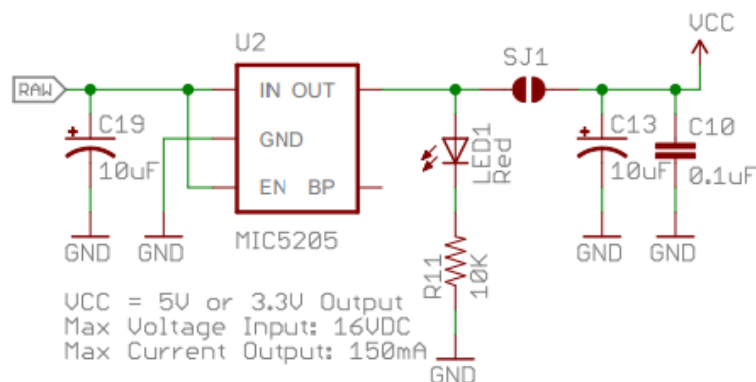


Рис. 24 – Схема питания платы Arduino Pro Mini.

Переключатель SJ1 используется для отключения внутреннего стабилизатора платы в приложениях с низким энергопотреблением. В качестве стабилизатора напряжения питания микроконтроллера используется микросхема MIC5205. Это линейный стабилизатор с низким падением напряжения.

При внешнем питании платы через вывод RAW этот стабилизатор может быть использован для питания внешнего устройства через вывод VCC. Ток потребления ограничен нагрузочной способностью MIC5205 и не должен превышать 150 мА. Кроме того необходимо учитывать максимально-допустимую мощность рассеивания стабилизатора.

Входы и выходы платы. Все выводы, аналоговые или цифровые, могут работать в диапазоне от 0 до 5 В (от 0 до 3,3 В для модификации платы с питанием 3,3 В). Для дискретного вывода в режиме выхода втекающий или вытекающий ток не должен превышать 40 мА. Суммарный ток выводов микроконтроллера должен быть не более 200 мА. Все выводы микроконтроллера подключены к источнику питания через подтягивающие резисторы сопротивлением 20-50 кОм. Подтягивающие резисторы могут быть отключены программно. Если на любой аналоговый или дискретный вход подать напряжение ниже 0 В или выше 5 В (выше 3,3 В для модификации с питанием 3,3 В), то оно будет ограничено защитными диодами микроконтроллера (Рис. 25).

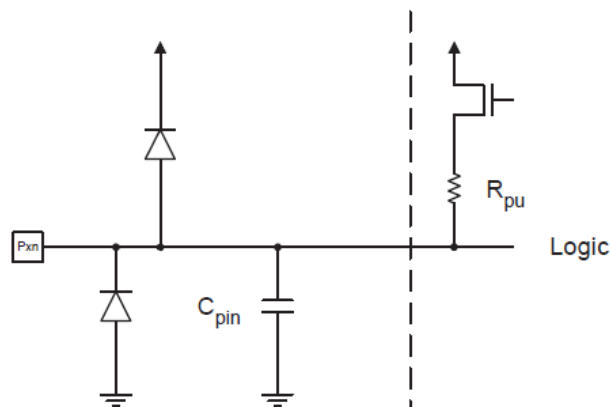


Рис. 25 – Схема защиты микроконтроллера.

Сигналы с высоким напряжением и отрицательным напряжением должны подключаться к входам платы через ограничительные резисторы. В противном случае микроконтроллер обязательно выйдет из строя. Цифровые выводы. У платы есть 14 цифровых выводов. Каждый из них может работать в режиме входа и выхода. Некоторые выводы еще имеют дополнительные функции.

Последовательный интерфейс UART: выводы 0(RX) и 1(TX). Используются для обмена данными по интерфейсу UART и загрузки программы в микроконтроллер из Arduino IDE. Плата не содержит преобразователя интерфейса USB-UART. Для связи с компьютером необходимо использовать внешний конвертер интерфейсов.

Входы внешних прерываний: выводы 2 и 3. К выводам могут быть подключены сигналы внешних аппаратных прерываний.

ШИМ: выводы 3,5,6,9, 10, 11. На этих выводах может быть сформирован аппаратным способом сигнал ШИМ. После сброса в системе устанавливаются параметры ШИМ: 8 бит, 500 Гц.

Интерфейс SPI: выводы 10 (SS), 11 (MOSI), 13 (SCK). Выводы аппаратного последовательного интерфейса SPI.

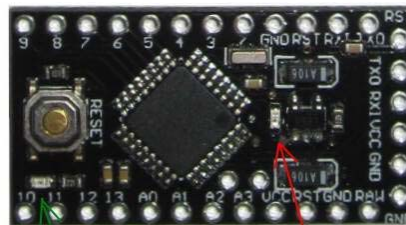
Интерфейс I2C: выводы 4 (SDA) и 5 (SCL). Сигналы аппаратного интерфейса I2C.

Светодиод: вывод 13. К этому выводу подключен светодиод общего назначения. Светится при высоком уровне сигнала на выводе 13.

Аналоговые входы: A0...A8. 6 или 8 аналоговых входов, предназначенных для измерения напряжения. Разрядность АЦП – 10 бит, что соответствует 1024 градациям сигнала. Время измерения порядка 100 мкс. Для сохранения точности выходное сопротивление источника сигнала не должно превышать 10 кОм.

RST. Сигнал сброса микроконтроллера. Низкий уровень приводит к перезагрузке системы. Вывод RST на 6 контактном разъеме имеет несколько другое назначение и используется при загрузке программы в микроконтроллер.

На плате есть 2 светодиода (Рис. 26).



Светодиод
общего назначения

Светодиод
питание

Рис. 26 – Назначение светодиодов на плате

Светодиод красного свечения, индицирующий наличие питания микроконтроллера. Светодиод зеленого свечения. Управляется программой и может использоваться для любых целей по выбору разработчика. Общая схема электрическая принципиальная платы Arduino Pro Mini показана на рис. 14.

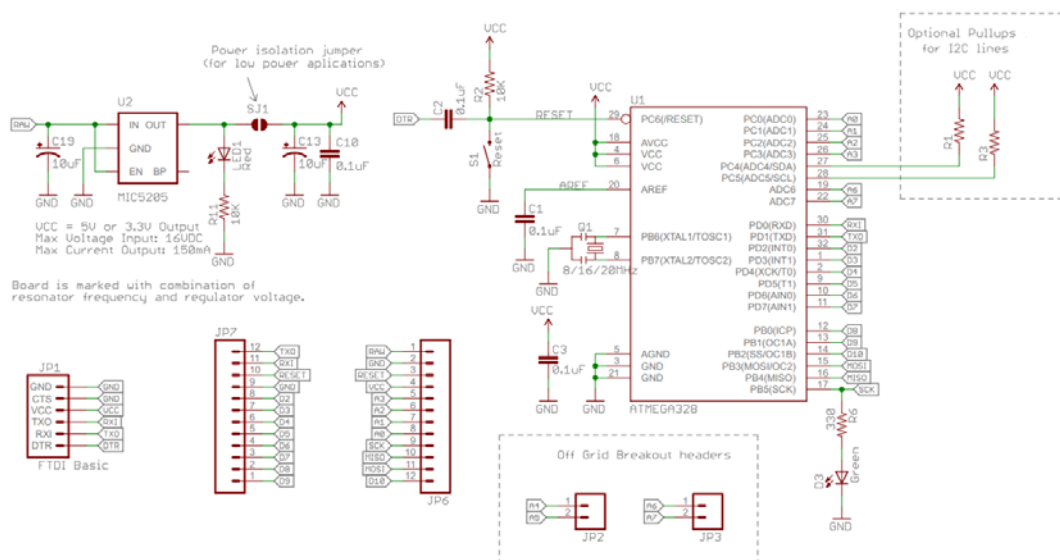


Рис. 27 – Схема платы Arduino Pro Mini

Загрузка программы в плату Arduino Pro Mini реализуется следующим образом. На платах Ардуино со встроенным конвертером интерфейсов эта операция происходит очень просто. Плата подключается стандартным кабелем к USB порту компьютера, нажимается кнопка в Arduino IDE и программа автоматически загружается в плату. С платой Arduino Pro Mini все сложнее. Некуда подключать стандартный USB кабель. Загрузка программ в платы Ардуино из среды Arduino IDE. При нажатии кнопки ”Загрузка” в Arduino IDE происходит компиляция скетча. О чем сообщает надпись “Компиляция скетча” в нижней части окна. Затем автоматически появляется сообщение “Загрузка” (Рис. 28).

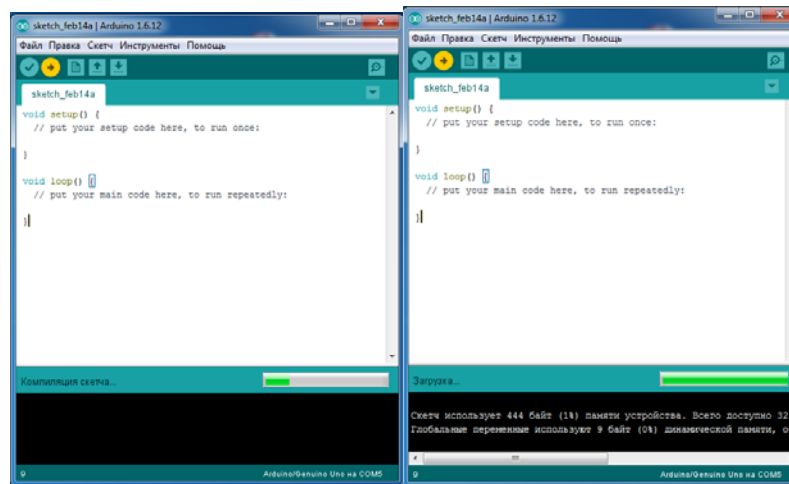


Рис. 28 – Компиляция скетча и загрузка

В этот момент Arduino IDE инициирует импульс низкого уровня на выходе DTR. DTR это один из сигналов управления передачей данных COM порта. Обычно он формируется на выходе встроенного преобразователя интерфейсов USB-UART. Во всех платах Ардуино сигнал DTR подключен к выводу сброса микроконтроллера через конденсатор емкостью 0,1 мкФ. Получается простейшая дифференцирующая цепочка с постоянной времени 1 мс. У платы Arduino Pro Mini внутреннего конвертера интерфейсов нет, поэтому сигнал DTR выведен на 6 контактный разъем. Схема сброса от сигнала DTR для Arduino Pro Mini выглядит как показано на рис. 29.

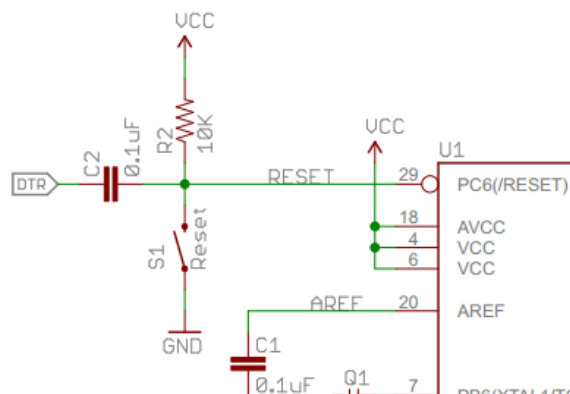


Рис. 29 – Схема сброса от сигнала DTR

Независимо от длительности импульса DTR на входе "RESET" микроконтроллера будет сформирован короткий импульс сброса.

По любому сбросу микроконтроллер передает управление программе загрузчика. В течение примерно 1 секунды загрузчик ожидает связи с компьютером по протоколу STK500. Если данные от компьютера поступают, то происходит загрузка программы из Arduino IDE. Если в течение секунды данные от компьютера не приходят, то управление передается пользовательской программе микроконтроллера. Так происходит, например, при включении питания. Секунду плата

ожидает, не собираются ли в нее загружать данные, а затем выполняется уже загруженная программа.

Из всего вышесказанного становится понятно, что если плату Arduino Pro Mini подключить через полноценный конвертер интерфейсов с сигналами RXD, TXD и DTR, то загрузка будет происходить совершенно так же, как и в других платах Ардуино со встроенным преобразователем интерфейсов. Дополнительно можно использовать для питания платы сигнал 5 В интерфейса USB. Или 3,3 В для плат с питанием 3,3 В.

Для подключения внешнего преобразователя интерфейсов предназначен 6 контактный разъем платы Arduino Pro Mini (при необходимости его можно впаять). Разъем содержит все сигналы, необходимые для загрузки программы в плату (рис. 30).

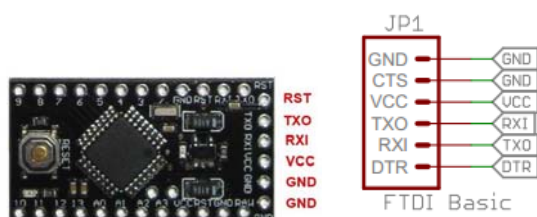


Рис. 30 – Разъем для подключения внешнего преобразователя интерфейсов

Надо только учитывать, что на некоторых платах сигналы RXI и TXO 6 контактного разъема могут соответствовать сигналам RXD и TXD микроконтроллера, а могут и быть включены наоборот. Лучше прозвонить цепи выводов RXI и TXO. Схема подключения конвертера USB-UART к плате показана на рис. 31.

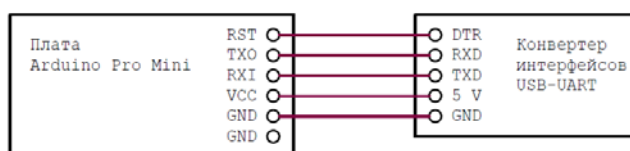


Рис. 31 – Схема подключения конвертера USB-UART

Сигнал DTR надо подключать к выводу RST именно на 6 контактном разъеме. Он соединен с входом сброса микроконтроллера через дифференцирующий конденсатор. На плате есть еще один вывод RST. Он подключен непосредственно к входу “RESET” микроконтроллера. В качестве внешнего USB-UART конвертера можно использовать любой модуль, например, PL2303 USB-UART BOARD или модуль CH340. Не забудьте установить на компьютер драйвер для модуля преобразователя интерфейсов.

Беда в том, что большинство модулей – конвертеров интерфейсов не имеют на выходном разъеме сигнала DTR. Можно, конечно, припаять проводок к выводу DTR микросхемы конвертера. Практически на всех микросхемах преобразователей интерфейсов этот сигнал есть. Просто он не выведен на разъем модуля. Другой способ – использовать кнопку “RESET” платы Arduino Pro Mini (рис. 32).



Рис. 32 – Использование кнопки "RESET" при загрузке программы

При загрузке программы ее надо вовремя нажать. В момент, когда появилось сообщение "Загрузка" в окне Arduino IDE необходимо кратковременно нажать эту кнопку. На это есть время примерно 1 секунда.

9. Радио-модуль

Наименьшим энергопотреблением из стандартных радио-модулей обладают только радио-модули стандарта Bluetooth. Поэтому в разрабатываемом микродатчике-регистраторе будем использовать стандарт Bluetooth.

Самыми доступными на сегодня Bluetooth модулями можно назвать HC-05 и HC-06. Они в изобилии присутствуют в Китайских онлайн-магазинах и на eBay. Отличия между ними в том, что первый может работать как в режиме ведущего (slave), так и в режиме ведомого (master). Второй же является чисто ведомым устройством (но это поправимо!). Другими словами, HC-06 не может сам обнаружить парное устройство и наладить с ним связь, он может лишь подчиниться ведущему. Оба устройства базируются на чипе CSR BC417, который поддерживает Bluetooth версии 2.0 со скоростью до 3 Мбит/сек.

Краткие характеристики модулей:

- чип Bluetooth – BC417143 производства CSR company (Cambridge Silicon Radio);
- протокол связи – Bluetooth Specification v2.0+EDR;
- радиус действия – до 10 метров (уровень мощности 2);
- совместимость со всеми Bluetooth-адаптерами, которые поддерживают SPP;
- объем flash-памяти (для хранения прошивки и настроек) – 8 Мбит;
- частота радиосигнала – 2.40 .. 2.48 ГГц;
- хост-интерфейс – USB 1.1/2.0 или UART;
- энергопотребление – ток в течение связи составляет 30-40 мА.

Среднее значение тока около 25 мА. После установки связи потребляемый ток 8 мА. Режим сна отсутствует.

Обычно модули продаются в виде двух спаянных вместе плат. Меньшая из них – заводской модуль, широко используемый в разных электронных устройствах. Большая – специальная макетная платка для DIY (рис. 33).

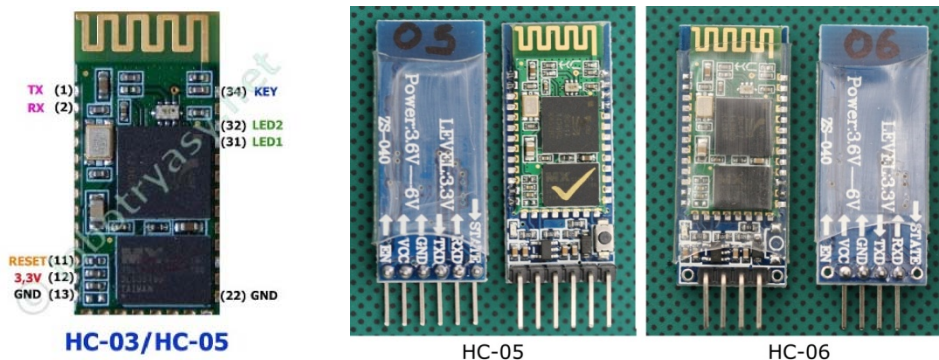


Рис. 33 – DIY модули HC-03, HC-05, HC-06

Распиновка макетной платы:

- EN — включение/выключение модуля;
- VCC — питание +5B;
- GND — земля;
- TXD, RXD — UART интерфейс для общения с контроллером;
- STATE — индикатор состояния;
- KEY — нога для входа в режим AT-команд. (PIN34)

Назначение и работа выводов модуля HC-03/HC-05:

- PIN1 - TX, выход данных UART;
- PIN2 - RX, вход данных UART;
- PIN11 - RESET, вывод сброса модуля, сброс происходит при подаче “0”. При обычной работе модуля вывод может спокойно «болтаться» в воздухе, хотя рекомендуется подключить вывод через подтягивающий резистор в 10 кОм к VCC;
- PIN 12 - VCC, напряжение питания – 3,3V, хотя модуль может работать в диапазоне 3,0-4,2 V;
- PIN13, PIN21, PIN22 - GND;
- PIN31 - LED1 - индикатор рабочего режима (катод светодиода рекомендуется запитать на землю через резистор в 470 Ом). Имеет 3 режима: при подаче питания на модуль и при наличии лог. “1”, а PIN34(KEY) индикатор будет мигать с частотой 1 Hz, что будет говорить о том, что модуль перешёл в режим AT-команд и скорость составляет 38400 бод; при подаче питания на модуль и при наличии лог. “0”, а PIN34(KEY) индикатор будет мигать с частотой 2 Hz, что говорит о входе в режим обмена данными. Если на PIN34(KEY) подать лог. “1”, модуль войдет в режим AT-команд, но частота мигания индикатора не измениться. (Работа со всеми AT-командами возможна только при наличии логической “1” на PIN34. Если на PIN34 не будет логической “1” после входа в режим AT-команд, то только их часть будет доступна для работы);
- PIN34 – KEY, вывод выбора режима работы модуля. Если на выводе лог. “0” – модуль устанавливает связь или находится в режиме обмена данными. Если на выводе лог. “1” – модуль входит в режим AT-команд. Даже если модуль находится в режиме коммуникации, модуль может войти

в режим АТ-команд установкой лог. “1” на PIN34 (при этом скорость передачи данных в бодах для ввода АТ-команд равна скорости в режиме обмена данными) и вернуться обратно при возврате в “0”.

Код для работы и тестирования модуля Bluetooth:

```
#include <SoftwareSerial.h> // подключение библиотеки виртуального COM
порта
SoftwareSerial BTSerial(8, 9); // 9 подключаем к RX | 8 подключаем к TX
// Стандартная функция для предустановки параметров по умолчанию
void setup()
{
  // Инициализируем последовательный интерфейс и ждем открытия порта:
  Serial.begin(9600);
  // Выводим в COM порт приглашение для ввода АТ команд (т.е. просто вы-
  водим текст)
  Serial.println("Enter AT commands:");
  // устанавливаем скорость передачи данных для последовательного порта,
  созданного библиотекой SoftwareSerial
  BTSerial.begin(38400); // HC-05 стандартная скорость в режиме АТ команд
}
// начало цикла который все время повторяется
void loop()
{
  // проверка условия возврата количество непрочитанных байт (символов),
  принятых через программный последовательный порт. Непрочитанные данные
  накапливаются во входном последовательном буфере.
  if (BTSerial.available())
  // Возвращает символ, принятый программным последовательным портом
  через вывод RX для “ BTSerial.read()”. И записывает эти данные в обычный COM
  порт “Serial.write”
    Serial.write(BTSerial.read());
  // делает все наоборот
  if (Serial.available())
    BTSerial.write(Serial.read());
}
Загружаем скетч на Ардуино
```


10.Макет микродатчика-регистратора на основе микросхемы AD8232

Микросхема AD8232 отличается улучшенными техническими характеристиками и включает в себя все узлы аналоговой обработки ЭКС. Основные технические характеристики микросхемы следующие:

- Регистрация: один канал ЭКГ;
- Ток потребления: 170 мкА;
- Коэффициент ослабления синфазного сигнала: 80 дБ; (DC до 60 Гц);
- Коэффициент усиления: до 100 с возможностью блокировки постоянного тока;
- Фильтрация: 2-х полюсный регулируемый фильтр высоких частот с функцией быстрого восстановления; 3-х полюсный регулируемый фильтр низких частот с регулируемым коэффициентом усиления; внутренний фильтр RFI;
- Динамический диапазон: ± 300 мВ;
- Напряжение питания: однополярное от 2.0 В до 3.5 В;
- Корпус: 20-выводный 4 мм $\times$ 4 мм (LFCSP).

На рис. 34 представлена функциональная блок-схема микросхемы AD8232.

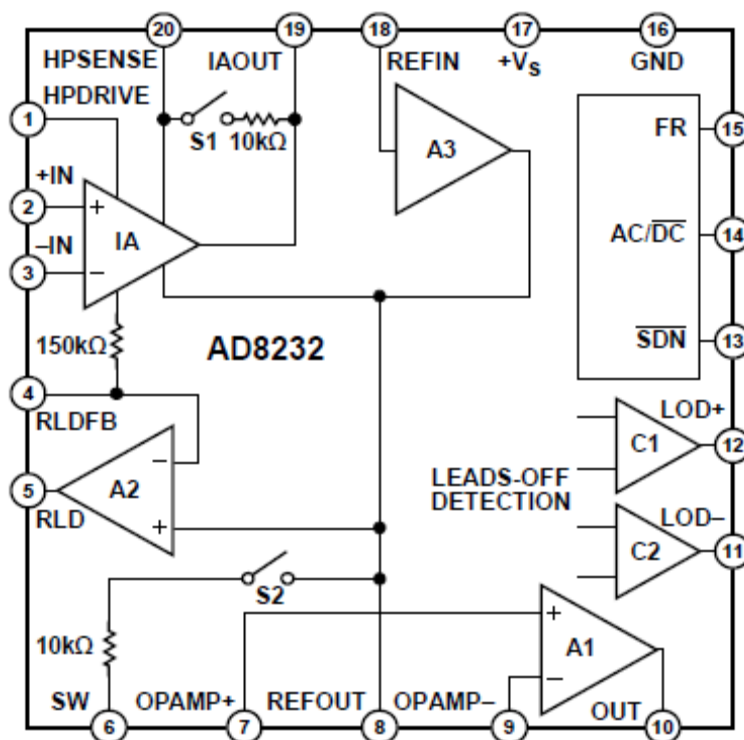


Рис. 34 – Функциональная блок-схема микросхемы AD8232.

Микросхема AD8232 представляет собой интегрированный блок для снятия и предварительной обработки ЭКС и других биопотенциалов. Микросхема разработана для регистрации, усиления и фильтрации малых сигналов биопотенциалов в условиях сильных внешних помех. Для подавления внешних помех используется дополнительный третий электрод. Такая конструкция позволяет выделить и уси-

лить сверхнизкий полезный сигнал и подать его на АЦП или встроенный микроконтроллер. В AD8232 реализован 2-х полюсный фильтр верхних частот (ФВЧ) для устранения артефактов движения и электродный потенциалов. Этот фильтр тесно связан с архитектурой УБП. В микросхеме имеется свободный операционный усилитель, который позволяет создать 3-х полюсный низкочастотный фильтр (ФНЧ), чтобы удалить дополнительный шум. Пользователь может выбрать частоту среза всех фильтров в соответствии с различным использованием микросхемы.

Для эффективного подавления помех AD8232 включает дополнительный усилитель для 3-го дополнительного помехоподавляющего электрода (как правило, размещенного на правой ноге или на животе справа). AD8232 включает функцию быстрого восстановления, которая уменьшает продолжительность переходных характеристик ФВЧ. После резкого изменения амплитуды входного сигнала, что усилитель не перешел в режим насыщения система автоматически перестраивается на более высокую частоту фильтра. Эта функция позволяет быстро восстановить нормальную регистрацию сигнала не зависимо от возникновения электродных потенциалов.

Архитектура микросхемы представлена на рис. 35.

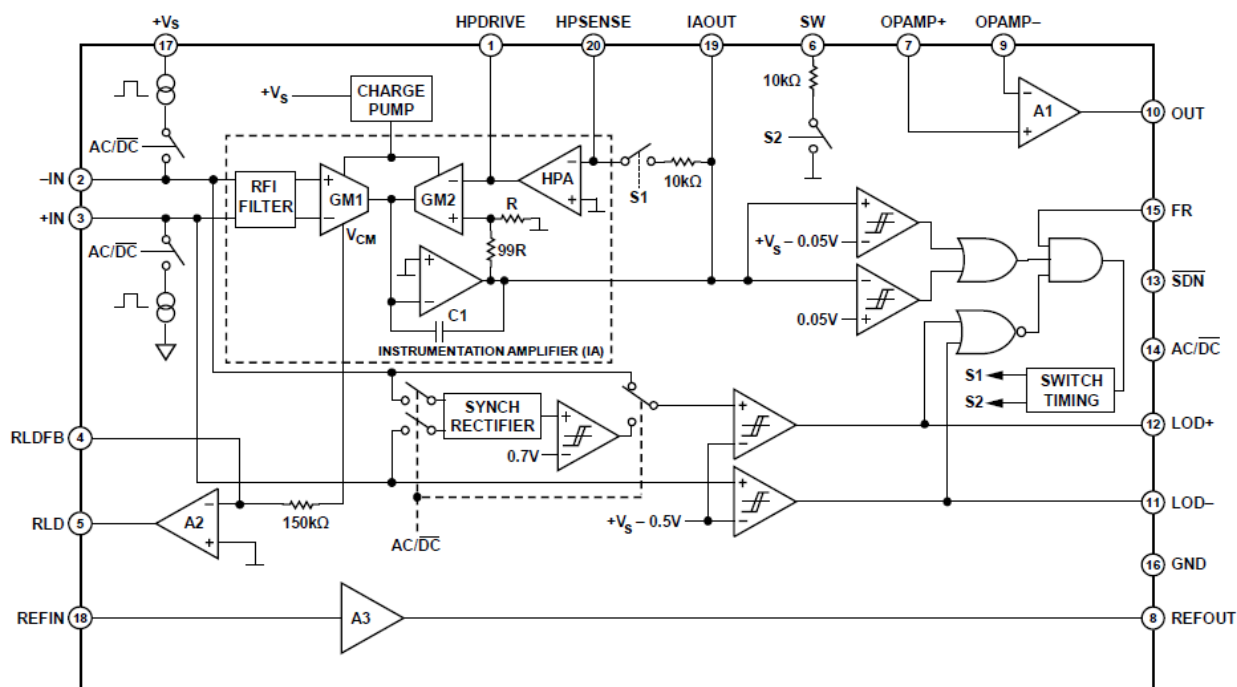


Рис. 35 – Архитектура микросхемы AD8232.

Особенность микродатчика-регистратора заключается в том, что он расположен на груди человека в непосредственной близости от сердца. Поэтому использование дополнительного электрода для подавления синфазной помехи нецелесообразно. Два чувствительных электрода (положительный и отрицательный) помещаются под грудные мышцы, а дополнительный управляемый электрод не используется. Так как расстояние от сердца до AD8232 невелико, ЭКС имеет достаточно высокую амплитуду и различные артефактные помехи выражены слабо.

Схема включения микросхемы AD8232 при двух-электродном использовании представлена на рис. 36.

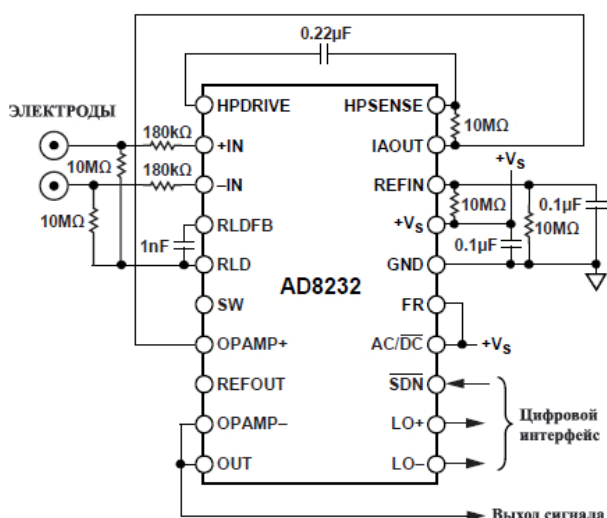


Рис. 36 – Схема включения при двухэлектродном использовании.

Малое расстояние от AD8232 до сердца делает такое включение менее уязвимым к синфазным помехам. Однако, так как вывод дополнительного электрода (RLD) не используется его можно соединить с основным отрицательным электродом через резистор смещения 10 МОМ для увеличения коэффициента подавления синфазных сигналов. При такой схеме включения однополюсный ФВЧ установлен на частоте среза 7 Гц, а ФНЧ отсутствует. Коэффициент усиления системы составляет 100. Амплитудно-частотная характеристика системы при рассмотренном включении показана на рис. 37.

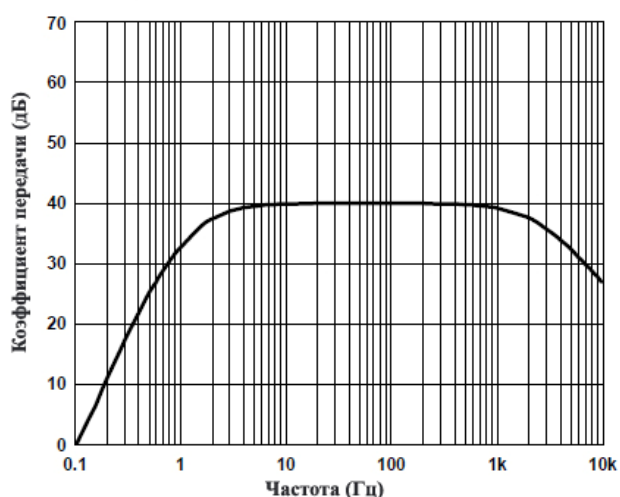


Рис. 37 – Амплитудно-частотная характеристика усилителя при двух-электродном использовании.

Между входами усилителя и электродами включены резисторы 180 кОм для защиты человека от электрического соединения со схемой устройства. Два рези-

стора 10 МОм обеспечивают смещение входного сигнала. Для электродов с высоким входным импедансом необходимо использовать резисторы большего номинала. Схема также имеет дополнительные два резистора 10 МОм для установки опорного напряжения. Для исключения этих двух резисторов можно подать опорное напряжение с микроконтроллера напрямую на вывод REFIN.

При снятии ЭКГ с рук человека микросхему AD8232 следует включать с применением дополнительного помехоподавляющего электрода. Такое включение показано на рис. 38.

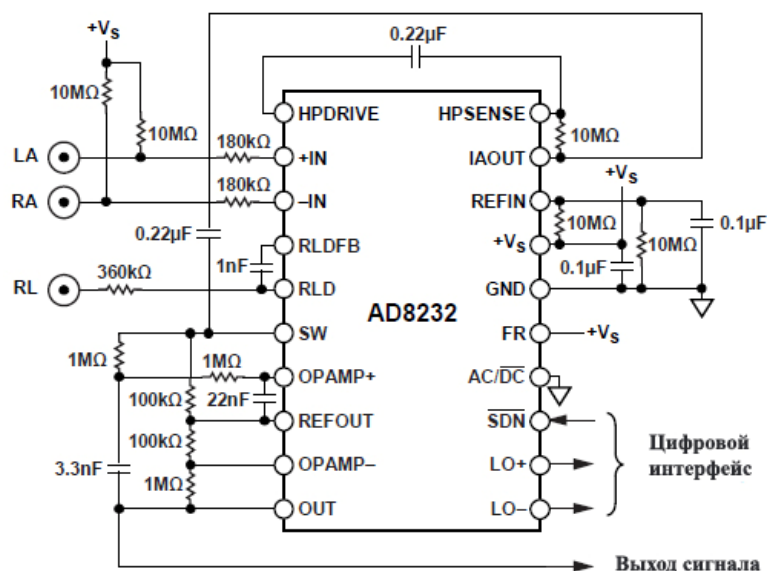


Рис. 38 – Схема включения при трех-электродном использовании.

При таком включении, ЭКС измеряется между левой и правой руками человека. Руки и верхняя часть тела при движении создают сильные артефакты, а большое расстояние электродов от источника сигнала (сердца) приводят к возникновению многочисленных помех общего характера. Поэтому необходимо максимально отфильтровать все помехи, оставив лишь полезный сигнал в очень узкой полосе частот. Рассмотренная схема приводит в действие двухполосный ФВЧ, установленный на частоту среза 7 Гц. Двух-полосный ФНЧ имеет установленную частоту среза 24 Гц. Это позволяет исключить многие возникающие артефакты и линейный шум. Амплитудно-частотная характеристика системы при трех-электродном включении показана на рис. 39.

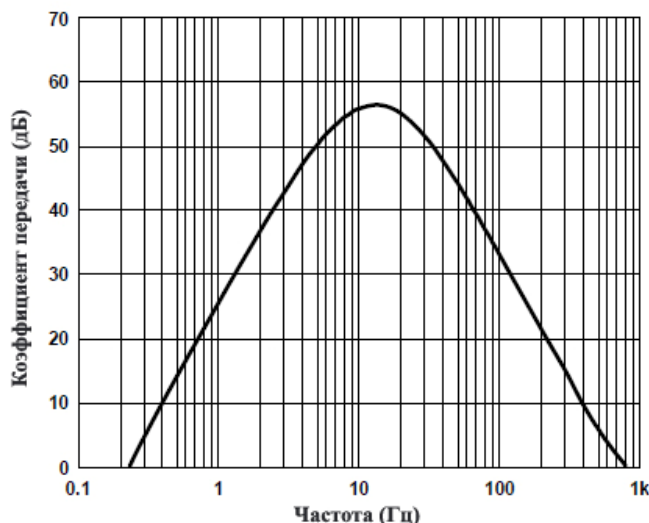


Рис. 39 – Амплитудно-частотная характеристика усилителя при трех-электродном использовании.

Однако узкополосная комбинация фильтров значительно искажает форму ЭКС. Поэтому такое включение подходит только для определения частоты сердечных сокращений, а не для анализа ЭКГ информации. ФНЧ также имеет значительный коэффициент усиления и поэтому общий коэффициент усиления системы достигает 1100. И это хорошо, так как полезный сигнал при снятии его с рук очень мал по сравнению с сигналом около сердца. Третий помехоподавляющий электрод также может быть расположен на руках для эффективного подавления синфазной помехи.

При неподвижном расположении человека во время измерения удастся получить наиболее достоверный сигнал ЭКГ. При этом схема конфигурации и включения кардиоусилителя показана на рис. 40.

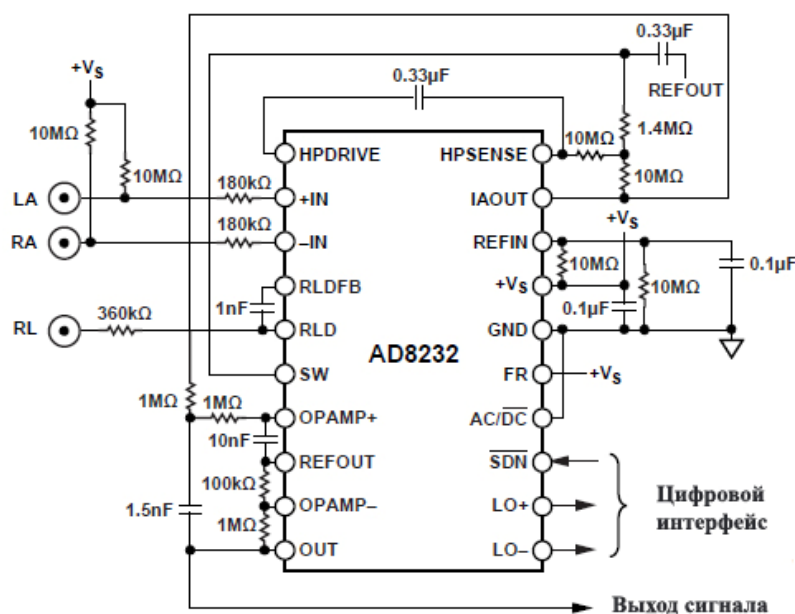


Рис. 40 – Схема включения при неподвижном объекте исследования.

Для получения формы волны ЭКГ в микросхеме активирован двухполосный ФВЧ с частотой среза 0,5 Гц, затем двухполосный ФНЧ с частотой среза 40 Гц. Третий электрод используется для оптимального подавления синфазной помехи.

В дополнение к фильтрации ФНЧ с частотой среза 40 Гц, операционный усилитель фильтра имеет не единичный коэффициент усиления, в результате чего общий коэффициент усиления схемы равен 1100. Коэффициент усиления схемы можно выставлять самостоятельно в зависимости от динамического диапазона системы, амплитуды входного сигнала и входного амплитудного диапазона АЦП.

Амплитудно-частотная характеристика для рассмотренной схемы включения представлена на рис. 41.

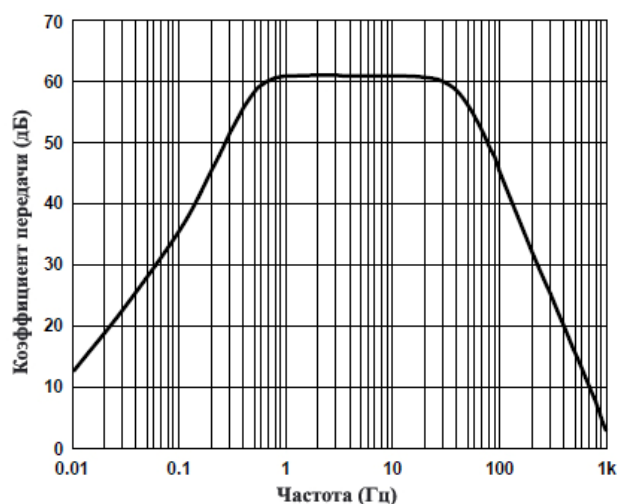


Рис. 41 – Амплитудно-частотная характеристика усилителя

Далее приведем схему электрическую принципиальную кардиорегистратора на основе микросхемы AD8232 (рис. 42).

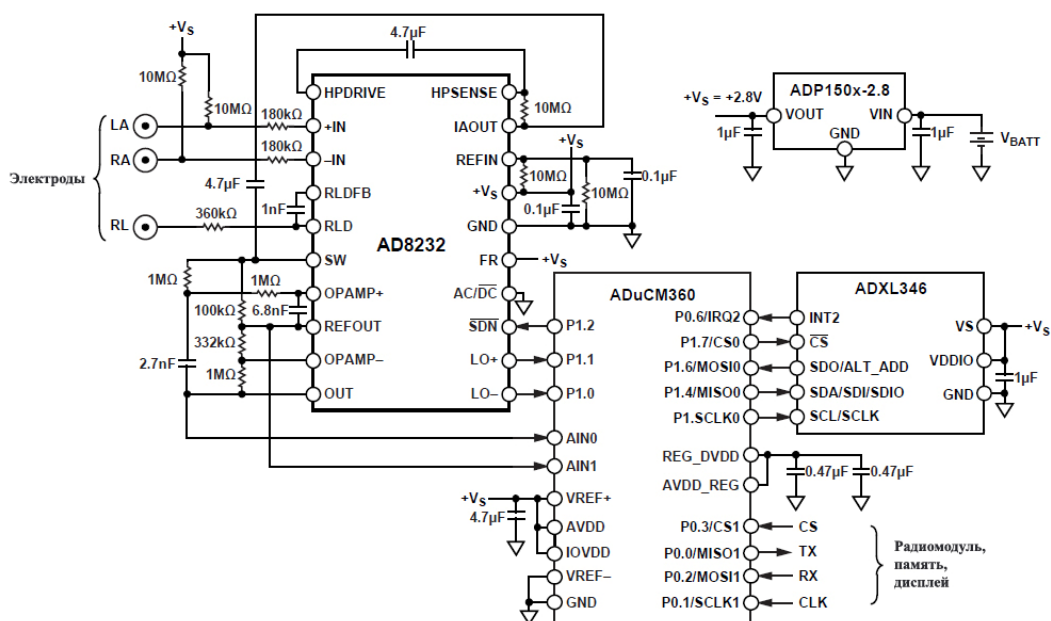


Рис. 42 – Схема электрическая принципиальная микродатчика-регистратора

Данная схема позволяет снимать сигнал ЭКГ при умеренном движении пациента (например, Холтеровский монитор). В схеме реализованы двух-полосный ФВЧ с частотой среза 0,3 Гц и двухполосной ФНЧ с частотой среза 37 Гц. Общее усиление сигнала в полосе пропускания составляет 400. Усиленный и отфильтрованный сигнал поступает на сигма-дельта АЦП, двустроенное в микроконтроллер малой мощности ADuCM360. Широкий динамический диапазон АЦП обеспечивает возможность не сильного усиления сигнала для избегания насыщения УБП.

Для дальнейшего уменьшения шума связанного с движением пациента в схему включен акселерометр ADXL346. Показания акселерометра позволяют адаптивно подстраивать режим цифровой фильтрации ЭКС. Также информацию акселерометра можно использовать для мониторинга неактивности пациента и отключения режима измерения в целях экономии заряда батареи.

Регулятор питающего напряжения ADP150х-2.8 обеспечивает стабилизацию напряжения по уровню 3В (особенно во время циклов зарядки аккумулятора).

Микроконтроллер ADuCM360 использует порт 0 для выполнения прямой DMA передачи на хост-интерфейс связи (радиомодуль) или встроенной памяти, если происходит запись сигнала для последующей передачи.

Однако в любом конкретном приложении этот порт должен использоваться для самого загруженного интерфейса для того чтобы уменьшить циклы ЦПУ и обеспечить пониженный ток потребления.

Далее на основе представленных схемотехнических решений была разработана схема электрическая принципиальная макета микродатчика-регистратора.

В результате работы был разработан действующий макет микродатчика-регистратора на основе микросхем: AD8232, ATmega168 и радио-модуля HC-03.

В результате тестирования макета удалось успешно получить и передать по радиоканалу ЭКГ одного отведения.

Далее приведем фрагменты кода для работы микроконтроллера ATmega168, прошиваемого в среде “arduino-1.8.3”.

"arduino code"

```
void setup() {
  // initialize the serial communication:
  Serial.begin(9600);
  pinMode(10, INPUT); // Setup for leads off detection LO +
  pinMode(11, INPUT); // Setup for leads off detection LO -
}
void loop() {
  if((digitalRead(10) == 1) || (digitalRead(11) == 1)){
    Serial.println("!");
  }
  else{
    // send the value of analog input 0:
    Serial.println(analogRead(A0));
  }
  //Wait for a bit to keep serial data from saturating
  delay(1);
}
```

"processing code "

```
import processing.serial.*;

Serial myPort;    // The serial port
int xPos = 1;     // horizontal position of the graph
float height_old = 0;
```

```

float height_new = 0;
float inByte = 0;

void setup () {
  // set the window size:
  size(1000, 400);
  // List all the available serial ports
  println(Serial.list());
  // Open whatever port is the one you're using.
  myPort = new Serial(this, Serial.list()[2], 9600);
  // don't generate a serialEvent() unless you get a newline character:
  myPort.bufferUntil('\n');
  // set initial background:
  background(0xff);
}

void draw () {
  // everything happens in the serialEvent()
}

void serialEvent (Serial myPort) {
  // get the ASCII string:
  String inString = myPort.readStringUntil('\n');

  if (inString != null) {
    // trim off any whitespace:
    inString = trim(inString);

    // If leads off detection is true notify with blue line
    if (inString.equals("!")) {
      stroke(0, 0, 0xff); //Set stroke to blue ( R, G, B)
      inByte = 512; // middle of the ADC range (Flat Line)
    }
    // If the data is good let it through
    else {
      stroke(0xff, 0, 0); //Set stroke to red ( R, G, B)
      inByte = float(inString);
    }
    //Map and draw the line for new data point
    inByte = map(inByte, 0, 1023, 0, height);
    height_new = height - inByte;
    line(xPos - 1, height_old, xPos, height_new);
    height_old = height_new;
    // at the edge of the screen, go back to the beginning:
    if (xPos >= width) {
      xPos = 0;
      background(0xff);
    }
    else {
      // increment the horizontal position:
      xPos++;
    }
  }
}

```

Разработанный макет позволяет передавать регистрируемую ЭКГ по радиоканалу в режиме реального времени. Радиоканал был организован на микросхеме ВК3231.

Характеристики микросхемы следующие:

- протокол связи Bluetooth Specification v2.1+EDR;
- радиус действия – до 10 метров (уровень мощности 2);
- совместимость со всеми Bluetooth-адаптерами, которые поддерживают SPP;
- чувствительность 88 дБм для режима передачи 1 Мбит/сек и 2 дБм при полной мощности передатчика;
- тактовая частота 16 МГц;
- частота радиосигнала – 2.40 .. 2.48 ГГц;
- интерфейсы I2C, SPI, UART.

- Режим сна отсутствует;
- питание – 3,3 В;
- энергопотребление – ток в течение связи составляет 40 мА.

Функциональная блок-схема микросхемы ВК3231 показана на рис. 43.

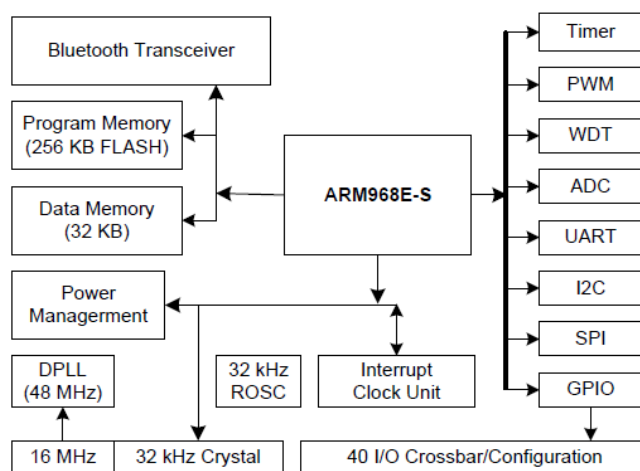


Рис. 43 – Блок-схема ВК3231

11. Макет микродатчика-регистратора на основе микросхемы BMD-101

Микросхема BMD101 предназначена для регистрации одного канала ЭКГ с помощью обычных сухих или влажных электродов. Электроды должны быть размещены на груди пациента (в непосредственной близости от сердца). Для устранения влияния синфазных помех и различных артефактов движения микросхема BMD101 должна быть расположена также в непосредственной близости от электродов и сердца. Микросхема BMD101 выполнена по методу “система на кристалле” смешанного (аналого-цифрового) типа. Она включает в себя все узлы аналоговой обработки сигнала, АЦП и микроконтроллер.

Узлы аналоговой обработки сигнала включают в себя: систему обнаружения сигнала в пределах от нескольких мкВ до нескольких мВ; усилитель с низким уровнем шума и систему фильтров с пониженным дрейфом изолинии; автоматическую систему включения/отключения процесса измерения. Далее включен 16-битный АЦП высокого разрешения. Мощная цифровая обработка сигнала способна: обеспечить надежное обнаружение сердечного ритма в режиме реального времени (24-200 ударов в минуту); фильтрацию по уровню до 60 дБ помехи частотой 50-60 Гц от промышленной силовой сети; низкочастотную фильтрацию по уровню до 40 дБ помех связанных с движением пациента. Микросхема имеет фиксированный интерфейс UART (скорость 57600 бод/сек) с 64-х байтным TX FIFO. Микросхема питается от напряжения $3.3\text{В} \pm 10\%$ и имеет встроенный регулятор напряжения на 1.2В. Ток потребления в рабочем режиме составляет всего 0.8 мА. Блок-схема аналоговых узлов обработки представлена на рис. 44.

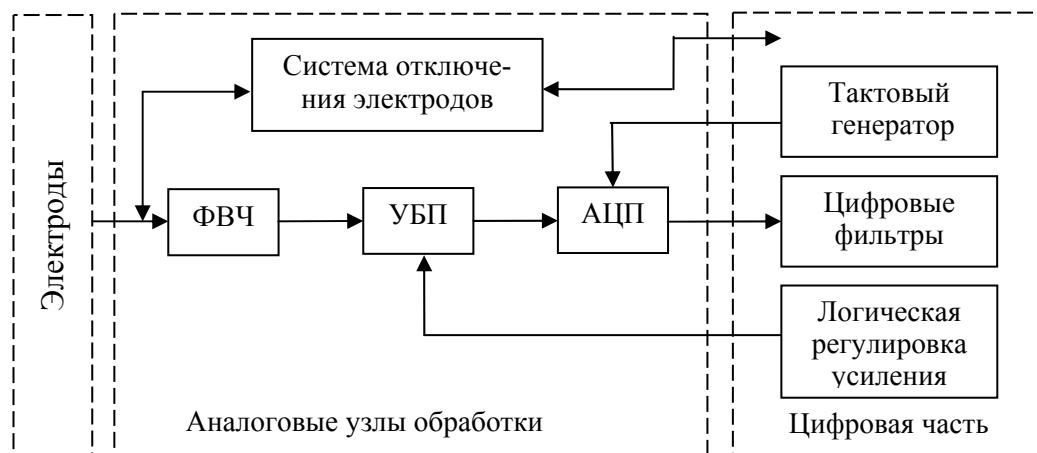


Рис. 44 – Блок-схема аналоговых узлов обработки сигнала микросхемы BMD-101.

На дифференциальный вход аналоговых узлов обработки с электродов поступает ЭКС низкой амплитуды. Если этот сигнал содержит высокие, медленно меняющиеся компоненты постоянного тока, то они полностью удаляются интегрированный фильтр высоких частот (ФВЧ). Сигнал усиливается с помощью малощумящего усилителя биопотенциалов (УБП) с программируемым коэффициентом усиления. С выхода усилителя сигнал поступает на вход 16-ти битного аналого-цифрового преобразователя АЦП.

В микросхему встроена система отключения электродов. Если сопротивление между положительным и отрицательным электродами превышает 19-25 МОм система отключает электроды от усилителя для того чтобы усилитель не ушел в режим насыщения.

Микросхема BMD101 содержит высокостабильный регулятор напряжения с малым падением напряжения, который создает питающее напряжение 1.2В с разделением аналоговой и цифровой общих шин питания. Разделение аналоговой и цифровой шин питания позволяет избавиться от помех, возникающих на аналоговых входах из-за работы цифровой части схемы.

В микросхему включен тактовый генератор для обеспечения генерации полностью интегрированного тактового опорного сигнала частотой 22,1 МГц.

Основная фильтрация сигнала проходит в цифровой части схемы. Здесь также происходит удаление синфазной помехи от силовой осветительной сети частотой 50 Гц (60 Гц). Микросхема имеет высокий коэффициент подавления синфазных сигналов (CMRR), низкое постоянное смещение нулевого потенциала усилителя и хорошее отношение сигнал/шум на входе (SNR). Также обеспечен широкий входной динамический диапазон АЦП (ENOB).

После прохождения сигнала через аналоговые узлы обработки он подается на АЦП и оцифровывается. Далее вся обработка сигнала проходит в цифровых узлах микросхемы. Блок схема узлов цифровой обработки сигнала показана на рис. 45.

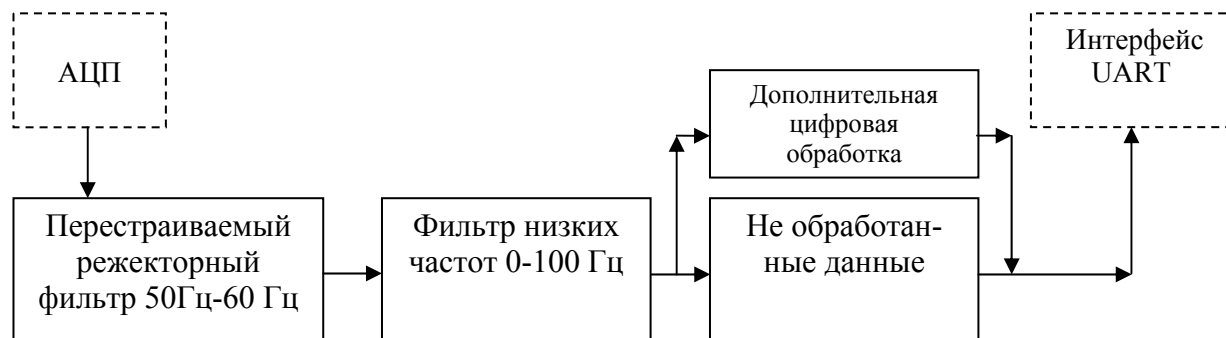


Рис. 45 – Цифровая обработка электрокардиосигнала.

Перестраиваемый режекторный фильтр подавляет помехи от силовой осветительной сети 50Гц (60 Гц) по уровню до -63 дБ. Далее низкочастотный фильтр обеспечивает прохождение сигнала в диапазоне 0-100 Гц и фильтрацию помех по уровню до -40 дБ.

Предельные характеристики микросхемы представлены в табл. 9.

Таблица 9 – предельные характеристики микросхемы

Параметр	Мин.	Макс.
Питающее напряжение	-0,1 В	3,6 В
Аналоговое входное напряжение (дифференциальный режим)	-1,0 В	1,0 В
Температура окружающей среды	0 °С	70 °С

Основные характеристики микросхемы BMD101 приведены в табл. 10.

Таблица 10 – Основные характеристики микросхемы

Параметр	Мин.	Номинальное	Макс.
Питающее напряжение	2,5 В	3,3 В	3,6 В
Ток потребления	700 мкА	870 мкА	1100 мкА
Ток потребления в режиме ожидания (низкий уровень на выводе CS)	190 мкА	225 мкА	225 мкА
Цифровое напряжение на выходе максимальное	2,4 В		3,6 В
Цифровое напряжение на выходе минимальное	-0,1 В		0,4 В
Величина напряжения цифровой "1"	1,6 В		3,6 В
Величина напряжения цифрового "0"	0 В		0,8 В
Скорость передачи данных интерфейса UART		57600 бит/сек	
Аналоговое входное операционное напряжение	-8 мВ		8 мВ
Уровень фильтрации режекторного фильтра (50Гц-60 Гц)	-62 дБ	-69,6 дБ	
Нижняя частота среза ФНЧ		0,5 Гц	
Верхняя частота среза ФНЧ		103 Гц	
Коэффициент подавления синфазного сигнала (CMRR)		82 дБ	
Отношение сигнал/шум на входе (SNR)		68.2 дБ	
Коэффициент подавления помех источника питания (PSRR)		82 дБ	
Рабочая температура	0 °С	25 °С	70 °С
Допустимый скачек аналогового напряжения на входе	-2000 В		2000 В

Итак, система на кристалле BMD101 включает в себя полную аналоговую и цифровую обработку сигнала и обеспечивает формирование пакетов для передачи регистрируемой информации по стандартному интерфейсу UART (Rx/Tx). Ин-

терфейс UART поддерживают подавляющее большинство современных устройств. Пакет передачи данных этого интерфейса включает в себя 1 стартовый бит, 8 бит данных и 1 бит окончания (стоповый). Цифровой выходной пакет интерфейса UART (Tx) показан на рис. 46.

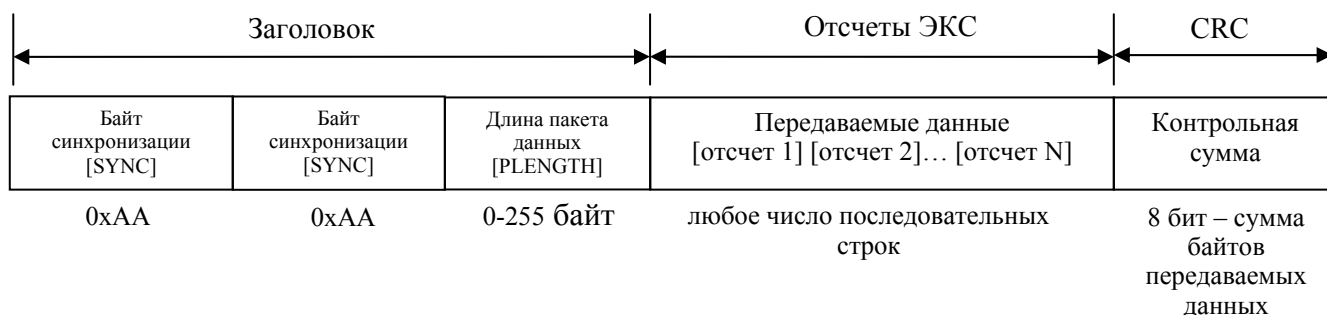


Рис. 46 – Формат выходного цифрового пакета данных

Пакеты отправляются как асинхронный последовательный поток байтов. Каждый пакет начинается с заголовка, далее идут полезные данные, которые заканчиваются контрольной суммой CRC. Заголовок пакета состоит из 3 байтов: два байта синхронизации [SYNC] (0xAA 0xAA), за которыми следует длина пакета данных [PLENGTH]. Два [SYNC] байта используются, чтобы сигнализировать начало для нового пакета. В [PLENGTH] байте указывается длина в байтах, полезного передаваемого пакета данных. Полезные данные в пакете это просто последовательность байтов последовательных отсчетов ЭКС. Число байтов полезных передаваемых данных в пакете задается байтом [PLENGTH] из заголовка пакета. Полезные данные не должны анализироваться и обрабатываться до тех пор, пока не будет проверена контрольная сумма [CRC]. Контрольная сумма пакета используется для проверки целостности передаваемых полезных данных в пакете. Контрольная сумма определяется следующим образом. Сначала происходит суммирование всех байтов пакета данных. Далее выделяются младшие 8 бит из полученной суммы. Затем выполняется инверсия этих битов. Приемник пакета данных выполняет аналогичные операции для вычисления контрольной суммы и проводит сравнение расчетного значения [CRC] с полученным значением. Если значения [CRC] не совпадают, пакет не обрабатывается и пропускается.

Полезные данные состоят из непрерывных рядов DataRow последовательных отсчетов ЭКС. Анализ полезных данных заключается в обработке каждого отсчета до тех пор, пока не будут проанализированы все байты пакета. DataRow состоит из байтов в формате, представленном на рис. 47.

[EXCODE] расширенный код от 0 до 0x55	[CODE] код (определяет значение)	Длина значения (только если [CODE] >= 8x80 иначе параметр не передается и длина полагается равной 1)	Значение (зависит от кода) (один или несколько байт, представляющих значения данных)
0x55...	0-255	0-255	

Рис. 47 – Формат DataRow

DataRow может начинаться с нулевого байта или более расширенного кода [EXCODE], который является байтами со значением 0x55. Число байт [EXCODE] указывает на уровень расширенного кода. Значение [EXCODE] используется совместно со значением [CODE] для определения типа данных, содержащихся в текущем пакете DataRow. Параметр [CODE] указывает тип данных, закодированных в значении DataRow. Например [CODE] 0x03 указывает, что DataRow содержит значение частоты сердечных сокращений. Список значений параметра [CODE] представлен в табл. 11.

Таблица 11 – Возможные значения параметра [CODE]

Значение (уровень) [EXCODE]	Значение [CODE]	Длина значения	Принимаемое значение данных
0	0x02	не определено	Качество сигнала (0 – электроды отключены, 200 – электроды включены)
0	0x03	не определено	Частота сердечных сокращений в режиме реального времени (число ударов в минуту)
0	0x08	не определено	не определено
0	0x80	2	16-битные необработанные данные ЭКС
0	0x84	5	не определено
0	0x85	3	не определено

Значение [CODE] зависит от уровня расширенного кода. К тому же байт [EXCODE] 0x55 никогда не используется в качестве [CODE] (равно как и байт синхронизации [SYNC] 0xAA). Если [CODE] содержит байты от 0x00 до 0x7F то это не байты значения “длины” [LENGTH], а это 1 байт значения и конца объекта DataRow и данные идут сразу после [CODE]. Если [CODE] содержит байты от 0x80 до 0xFF, то далее следует байт длины [LENGTH], указывающий количество байт передаваемых данных. Эти более высокие значения [CODE] используются для возврата массивов значений, которые не могут поместиться в один байт, или значений, которым необходимо большее количество байт для представления. Формат передачи определен таким образом, чтобы любая система обработки полученных данных не прерывалась из-за нераспознанных пакетов либо не нужных на текущем этапе данных.

Алгоритм пошагового приема пакетов данных описан далее.

1. Осуществляется чтение байтов из потока до тех пор, пока не будет обнаружен байт синхронизации (0xAA).

2. Далее необходимо прочитать следующий байт и убедиться, что он также байт синхронизации и равен (0xAA). Если следующий байт не равен (0xAA), необходимо вернуться к шагу 1.

3. Далее считывание байта [PLENGTH].

4. Далее считывание байтов полезного передаваемого сигнала с сохранением их в массив (например, в массив “unsigned char payload [256]”). При этом считыва-

ваемые байты суммируются в переменной-аккумуляторе для получения контрольной суммы.

5. Далее необходимо взять низшие 8 бит из значения контрольной суммы полученной в переменной-аккумуляторе и инвертировать их.

```
checksum &= 0xFF;
```

```
checksum = ~checksum & 0xFF;
```

6. Далее идет считывание байта контрольной суммы [CRC] и проверка, что он соответствует расчетной контрольной сумме (если нет, возврат к шагу 1).

7. Далее идет цикл извлечения всех байтов из блока DataRow в массив:

7.1. Подсчет и анализ количества байтов [EXCODE] (0x55), которое могут быть в начале текущего DataRow.

7.2. Анализ байта [CODE] для текущего DataRow.

7.3. Если имеется значение, то анализ длины для текущего объекта DataRow.

7.4. Анализа и обработка байтов данных текущего объекта DataRow, исходя из уровня [EXCODE], значений [CODE] и [ДЛИНА].

7.5. Если все данные были проанализированы, то происходит возврат к пункту 7.1. для разбора следующего объекта DataRow.

При первичном соединении микродатчика-регистратора со смартфоном происходит обязательная отправка 8-ми командных байтов:

```
[0xAA 0xAA 0x04 0x03 0x40 0xF9 0x00 CONFIG_BYTE]
```

Эти байты должны быть посланы вместе. Далее CONFIG_BYTE посылается раз в секунду.

Примерт кода для соединения с микросхемой BMD-101:

```
namespace VGTU
```

```
{
```

```
    class bmd100_testapp
```

```
    {
```

```
        /* посылаемые байты ASIC конфигурации*/
```

```
        private byte[] bytesToSend;
```

```
        /* процедура получения данных */
```

```
        void OnDataReceived(object sender, EventArgs e)
```

```
        {
```

```
            Device d = (Device)sender;
```

```
            Device.DataEventArgs de = (Device.DataEventArgs)e;
```

```
            /* создание нового массива DataRow для удержания данных */
```

```
            ThinkGear.DataRow[] tempDataRowArray = de.DataRowArray;
```

```
            /* создание нового TGParser объекта для поступающих данных */
```

```
            TGParser thinkGearParser = new TGParser();
```

```
            thinkGearParser.Read(de.DataRowArray);
```

```
            /* Цикл для новых поступивших данных */
```

```
            for (int i = 0; i < thinkGearParser.ParsedData.Length; i++)
```

```
            {
```

```

/* посылка байтов конфигурации в микросхему (это делается однократно при
установленном соединении) */
if(thinkGearParser.ParsedData[i].ContainsKey("BMDConfig")) {
if(bytesToSend == null) {
bytesToSend = new byte[8] { 0xAA, 0xAA, 0x04, 0x03, 0x40, 0xF9, 0x00,
(byte)thinkGearParser.ParsedData[i]["BMDConfig"] };
connector.Send(device.PortName, bytesToSend);
}
}
}

```

Далее была разработана схема электрическая принципиальная микродатчика-регистратора на основе микросхемы BMD-101.

Была спроектирована тестовая макетная плата микродатчика-регистратора. Разработка проекта печатной платы устройства проведена в САПР OrCAD 16.3. Общий вид слоев металлизированной разводки печатной платы показан на рис. 48.

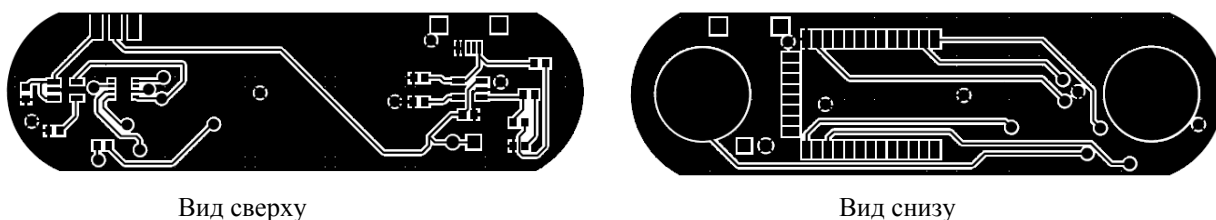


Рис. 48 – Вид разводки разработанной печатной платы.

На рис. 49 показан вид печатной платы с размещенными на ней электрорадиоэлементами.

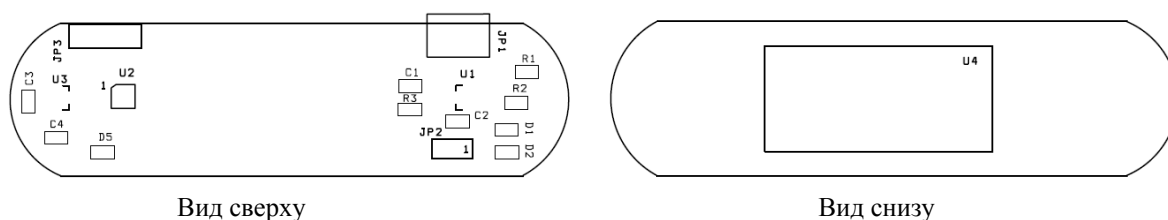


Рис. 49 – Вид печатной платы с размещенными электрорадиоэлементами.

Далее в САПР SolidWorks Premium Edition 2016 SP1.0 была проведена разработка корпуса устройства. Внешний вид корпуса устройства показан на рис. 50.



Рис. 50 – Внешний вид корпуса устройства

Корпус устройства был напечатан на 3D принтере. Внешний вид разработанного микродатчика-регистратора со снятыми электродами показан на рис. 51.



Рис. 51 – Внешний вид разработанного макета со снятыми электродами.

Внешний вид разработанного микродатчика-регистратора с установленными электродами показан на рис. 52.



Рис. 52 – Внешний вид разработанного макета с установленными электродами.

На рис. 53 показан микродатчик-регистратор в процессе съема электрокардиосигнала, установленный на пациенте.



Рис. 53 – Микродатчик-регистратор в процессе съема электрокардиосигнала.

Созданный макет микродатчика-регистратора на основе системы на кристалле BMD-101 имеет удовлетворительные характеристики, но более высокую миниатюризацию и меньшее энергопотребление по сравнению с макетом на основе микросхемы AD8232. Вследствие этого в качестве основного макета было отдано предпочтение макету на основе BMD-101.

12. Разработка приложения для ОС Android

Цель работы состоит в разработке приложения для смартфонов на базе ОС Android 4.2.2 и выше. Далее были составлены основные технические требования для разработки приложения.

Внешний вид окна приложения:

- Ориентация альбомная (автоматически-устанавливаемая).
- Вверху над графиком узкая непрозрачная полоса состояния (постоянно показываемая).

Функционал полосы состояния:

- Кнопки запись (красный круг), стоп (белый квадрат), воспроизведение (треугольник);
- время продолжительности записи / воспроизведения, дата записи / воспроизведения;
- Индикаторы связи (имеющие активный и неактивный вид): Bluetooth – активен если установлена связь с микродатчиком; Wi-Fi активен – если установлена связь с сервером по интернет, GPRS – если установлена связь с сервером по интернет через GPRS (Wi-Fi сделать неактивным – в рамках данной работы связь с сервером не устанавливаем);
- Отображение сердца – активного и мигающего красным, если есть сигнал и неактивного белого без сигнала (Рядом пульс: и цифра меняющаяся);
- Шестеренка – настройки;
- Значок (человек или другой) мигающий с восклицательным знаком если пользователь не ввел данные о себе (ФИО, дата рождения, место работы) и если ввел данные, то просто – зеленый;

- Кнопка перехода работы приложения в фоновый режим. При этом желательно чтобы приложение отображалось в строке состояния смартфона и при нажатии сразу открывалось во весь экран.

Функционал приложения следующий. При запуске программы отображается только сетка и движения графика нет. Проверка есть ли связь с микродатчиком-регистратором (Bluetooth). Если связи нет – внизу экрана маленькое сообщение “необходимо подключить Bluetooth устройство”. Сообщение маленькое и возможно само исчезающее, поскольку пользователь должен иметь возможность просмотра уже сделанных записей из папки телефона, либо с сервера. При нажатии на это сообщение, либо на значок Bluetooth в верхней строке состояния должен осуществляться переход в режим подключений и сопряжений Bluetooth (стандартный).

После успешного подключения вывод кратковременного маленького сообщения, что связь с датчиком установлена и значок Bluetooth становится синий (активный). Если связь есть сразу с уже ранее сопряженным датчиком – начинается ”режим просмотра сигнала” (запись в этом режиме не осуществляется).

При нажатии на запись: запись сигнала в файл на мобильном устройстве (формат файла: время, дата, MAC адрес устройства обязательно (именно по этому адресу и предполагается идентификация пользователей сервером), данные введенные пользователем (если он ввел данные о себе заранее в настройках) (если не ввел – то аноним) далее сами отсчеты сигнала). В дальнейшем планируется, что этот файл будет пересылаться на север по интернет и после этого удаляться автоматически. Этот файл еще не переданный на сервер можно будет открыть в приложении. Имя файла должно содержать дату, время.

При нажатии на стоп – запись прекращается и продолжается просто просмотр сигнала.

При нажатии на воспроизведение – открывается список записанных файлов с указанием времени, даты, продолжительности записи (возможно как в стандартной программе “диктофон”).

При нажатии на файл открывается весь файл в режиме off-line (амплитуда сигнала должна быть во весь экран). Просматриваемое окно располагается на начале записи. Рассмотреть возможность продвижения пальцем записи влево и вправо, масштабирование и проставление меток. Здесь где-то предусмотреть кнопку для перехода в окно просмотра графика R-R интервалов.

Закрывание файла – любым удобным способом (при этом предусмотреть сохранение положения окна, настроек масштаба, меток).

Настройки приложения (при нажатии на шестеренку вместо графика отобразить настройки в любой компоновке):

- Масштаб (варианты на выбор);
- Сетка – вкл/выкл, размеры ячеек в микровольтах;
- Подписи осей – вкл/выкл, в микровольтах (y) и секундах (x);
- Жирность сигнала;
- Настройка связи (Bluetooth, Wi-Fi, GPRS);

- Выбор папки сохранения временных записей;
- О разработчике (краткое описание об авторах разработки).

После тестового написания кода программы сформирован примерный вид диалогового окна тестового приложения (рисунок 54).



Рис. 54. – Внешний вид диалогового окна тестового приложения

Далее для примера приведем исходный код основного исполнительного компонента приложения MainActivity.java.

```
package com.bjoork.ecggraph;

import android.bluetooth.BluetoothAdapter;
import android.bluetooth.BluetoothDevice;
import android.content.Intent;
import android.graphics.Color;
import android.graphics.drawable.ColorDrawable;
import android.media.Image;
import android.support.v7.app.ActionBar;
import android.support.v7.app.AppCompatActivity;
import android.os.Bundle;
import android.support.v7.widget.Toolbar;
import android.util.Log;
import android.view.Menu;
import android.view.MenuInflater;
import android.view.MenuItem;
import android.view.View;
import android.widget.ImageButton;
import android.widget.TextView;
import android.widget.Toast;
import java.lang.InterruptedException;
import com.jjoe64.graphview.DefaultLabelFormatter;
import com.jjoe64.graphview.GraphView;
import com.jjoe64.graphview.Viewport;
import com.jjoe64.graphview.series.DataPoint;
import com.jjoe64.graphview.series.LineGraphSeries;

import java.io.IOException;
import java.io.InputStream;
import java.util.Random;
import java.util.Set;
import java.util.prefs.PreferenceChangeEvent;

import static android.R.attr.settingsActivity;
import static android.content.ContentValues.TAG;

public class MainActivity extends AppCompatActivity {
```

```

private static final Random RANDOM = new Random();
private LineGraphSeries<DataPoint> series;
private int lastX = 0;
public int lastY = 0;

BluetoothAdapter adapter = BluetoothAdapter.getDefaultAdapter();

public int valueToDisplay;

public boolean isConnected = false;

private int cutAmplitude = 12000;

private View view;
private ActionBar bar;

private ImageButton btnMinimize;
private ImageButton btnBluetooth;
private ImageButton btnImageUsers;
private ImageButton btnSettings;
private ImageButton btnScaling;

private int time = 0;
private boolean isScalable = false;
private GraphView graph;

@Override
protected void onCreate(Bundle savedInstanceState) {
    super.onCreate(savedInstanceState);
    setContentView(R.layout.activity_main);
    InitActionBar();
    InitGraph();
    turnBtOn();

    series = new LineGraphSeries<DataPoint>();
    series.setColor(Color.parseColor("#47c900"));
    graph.addSeries(series);
}

@Override
protected void onResume(){
    final Random random = new Random();
    super.onResume();
    new Thread(new Runnable() {
        @Override
        public void run() {
            while(true){
                runOnUiThread(new Runnable() {
                    @Override
                    public void run() {

                        //paste some runtime logic here

                        if(isConnected)
                            addEntry();
                        else{
                            //addEntry(32700);
                        }
                    }
                });
            if(isConnected){
                try {
                    Thread.sleep(50);
                } catch (InterruptedException e) {
                    e.printStackTrace();
                }
            }
            else{
                try {
                    Thread.sleep(50);
                } catch (InterruptedException e) {
                    e.printStackTrace();
                }
            }
        }
    });
}

```

```

    }
    }
    }).start();
}

private void InitGraph() {
    graph = (GraphView) findViewById(R.id.graph);
    graph.setBackgroundColor(Color.parseColor("#131313"));
    graph.getGridLabelRenderer().setHorizontalLabelsColor(Color.parseColor("#c6c5c5"));
    graph.getGridLabelRenderer().setVerticalLabelsColor(Color.parseColor("#c6c5c5"));
    graph.getGridLabelRenderer().setGridColor(Color.parseColor("#c6c5c5"));
    graph.getGridLabelRenderer().setLabelFormatter(new DefaultLabelFormatter() {
        @Override
        public String formatLabel(double value, boolean isValueX) {
            if (isValueX) {
                return super.formatLabel(value * 50 / 1000, isValueX) + " s";
            } else {
                return super.formatLabel(LinearInterpolate3v3(32767.0, value), isValueX) + " V";
            }
        }
    });
    Viewport viewport = graph.getViewport();
    viewport.setAxisBoundsManual(true);
    viewport.setAxisBoundsManual(true);
    viewport.setBackgroundColor(Color.parseColor("#131313"));
    //viewport.setBorder(true);
    //viewport.setBorderColor(Color.parseColor("#EE0000"));
    viewport.setMinY(-1000);
    viewport.setMaxY(6000);
    viewport.setMinX(time);
    viewport.setMaxX(time + 450);
    //viewport.setScrollable(true);
    //viewport.setScalableY(true);
    //viewport.setScalable(true);
}

private void InitActionBar() {
    getSupportActionBar().setDisplayOptions(ActionBar.DISPLAY_SHOW_CUSTOM);
    getSupportActionBar().setDisplayShowCustomEnabled(true);
    getSupportActionBar().setCustomView(R.layout.custom_action_bar_layout);
    view = getSupportActionBar().getCustomView();
    bar = getSupportActionBar();
    bar.setBackgroundDrawable(new ColorDrawable(Color.parseColor("#131313")));

    btnMinimize = (ImageButton) view.findViewById(R.id.action_bar_minimize);
    btnMinimize.setColorFilter(Color.parseColor("#c6c5c5"));
    btnMinimize.setOnClickListener(new View.OnClickListener() {
        @Override
        public void onClick(View v) {
            finish();
        }
    });

    btnBluetooth = (ImageButton) view.findViewById(R.id.action_bar_bluetooth);
    btnBluetooth.setOnClickListener(new View.OnClickListener() {
        @Override
        public void onClick(View v) {
            //Toast.makeText(getApplicationContext(), "Forward Button is clicked", Toast.LENGTH_LONG).show();
            connectBT();
        }
    });

    btnImageUsers = (ImageButton) view.findViewById(R.id.action_bar_ids);
    btnImageUsers.setOnClickListener(new View.OnClickListener() {
        @Override
        public void onClick(View v) {
            startActivity(new Intent(MainActivity.this, new UserActivity.class));
        }
    });

    btnSettings = (ImageButton) view.findViewById(R.id.action_bar_settings);
    btnSettings.setOnClickListener(new View.OnClickListener() {
        @Override
        public void onClick(View v) {
            startActivity(new Intent(MainActivity.this, SettingsActivity.class));
        }
    });
}

```

```

});

btnScaling = (ImageButton)view.findViewById(R.id.action_bar_changeScaling);
btnScaling.setOnClickListener(new View.OnClickListener() {
    @Override
    public void onClick(View v) {
        Viewport viewport = graph.getViewport();
        if(!isScalable) {
            viewport.setScalable(true);
            viewport.setScalableY(true);
            viewport.setScrollable(true);
            viewport.setScalableY(true);
            isScalable = true;
        } else {
            viewport.setScalable(false);
            viewport.setScalableY(false);
            viewport.setScrollable(false);
            viewport.setScalableY(false);
            isScalable = false;
        }
    }
});
}

public static InputStream mmInputStream;
private void connectBT() {
    BluetoothDevice bTDevice;
    Set<BluetoothDevice> devices = adapter.getBondedDevices();
    if(devices.size() > 0){
        for (BluetoothDevice device : devices){

            if(device.getName().equals("Sichiray")){
                Log.i(TAG, "Came here!");
                ConnectThread thread = new ConnectThread(device);
                thread.run();
            }
        }
    }

    while(mmInputStream == null){
        try {
            Thread.sleep(500);
        } catch (InterruptedException e) {
            e.printStackTrace();
        }
    }
    isConnected = true;
    beginListenForData();
}

public Thread listenerThread;
byte[] indexByte = new byte[1];
byte[] payload = new byte[4];
int bytesAvailable;
String receivedValue;

public void beginListenForData(){
    Log.i(TAG, "Entered Listen for data");
    listenerThread = new Thread(new Runnable() {
        @Override
        public void run() {
            while(true){
                //look for Sync Bytes
                try {
                    bytesAvailable = mmInputStream.available();
                } catch (IOException e) {
                    e.printStackTrace();
                }

                if(bytesAvailable > 0) {
                    for (int i = 0; i < bytesAvailable; i++) {
                        try {
                            mmInputStream.read(indexByte); //first sync
                            Log.i(TAG, Integer.toHexString(indexByte[0]));
                            if(Integer.toHexString(indexByte[0]).equals("fffffaa")){

```

```

mmInputStream.read(indexByte); //second sync
if(Integer.toHexString(indexByte[0]).equals("ffffffaa")){
    mmInputStream.read(indexByte); //payload size
    Log.i(TAG, "Packet size: " + String.valueOf(indexByte[0]));
    if(indexByte[0] == 4){
        Log.i(TAG, "Payload size is 4");
        mmInputStream.read(payload);
        Log.i(TAG, "Payload: " + Integer.toBinaryString(payload[0]) + " "
            + Integer.toBinaryString(payload[1]) + " "
            + Integer.toBinaryString(payload[2]) + " "
            + Integer.toBinaryString(payload[3]));
        //3 and 4 element needs to be accumulated in 1

        byte[] sumBytes = {payload[2], payload[3]};

        int val = (sumBytes[0] << 8) + sumBytes[1];

        if(val > cutAmplitude || val < -2500){
            val = lastY;
        }

        valueToDisplay = val - ((val - lastY) / 2);
        //receivedValue = bytesToHex(sumBytes);

        Log.i(TAG, String.valueOf(val));
    }
}
} catch (IOException e) {
    e.printStackTrace();
}
}
}
});
listenerThread.start();
}

private void turnBtOn() {
    if(!adapter.isEnabled()){
        Intent enableBTIntent = new Intent(BluetoothAdapter.ACTION_REQUEST_ENABLE);
        startActivityForResult(enableBTIntent, 0);
    }
}

private static Double linearInterpolate3v3(double maxVal, double val){
    return new Double(val / maxVal * 3.3);
}

private void addEntry(){
    series.appendData(new DataPoint(lastX++, valueToDisplay), true, 500);
}

private void addEntry(int amplitude){
    series.appendData(new DataPoint(++lastX, Math.sin(lastX) * amplitude ), true , 1000);
}

// @Override
// public boolean onCreateOptionsMenu(Menu menu) {
//     MenuInflater inflater = getMenuInflater();
//     inflater.inflate(R.menu.menu_main, menu);
//
//     return true;
//     //return super.onCreateOptionsMenu(menu);
// }

// @Override
// public boolean onOptionsItemSelected(MenuItem item) {
//     switch (item.getItemId()) {
//         case R.id.action_settings:
//             return true;
//         case R.id.action_like:
//             turnBtOn();
//             return true;
//         case R.id.action_connect_bt:

```

```

//      connectBT();
//      return true;
//      default:
//      return super.onOptionsItemSelected(item);
//  }
// }
}

```

В результате разработки в среде программирования Android Studio 3.0.1 было создано приложение, позволяющее автоматически соединяться с микродатчиком-регистратором и отображать:

- график ритмограммы;
- график пульсограммы;
- график nobработанных данных электрокардиосигнала;
- расчетное значение RR-интервала;
- расчетное значение частоты сердечных сокращений (ударов в мин.);
- расчетное значение уровня расслабленности сердца;
- расчетное значение возраста сердечно-сосудистой системы человека;

Приложение также позволяет записывать полученные данные в файл и считывать их из файла.

Внешний вид окна регистрации пульсограммы, разработанного приложения показан на рис. 55. Пациент в возрасте 40 лет находится в расслабленном состоянии.



Рис. 55 – Внешний вид диалогового окна регистрации пульсограммы пациента находящегося в расслабленном состоянии.

После выполнения пациентом серии физических упражнений его частота сердечных сокращений увеличилась до 142 удара в минуту, а RR интервал снизился с 889 до 423 мсек (рис. 56).

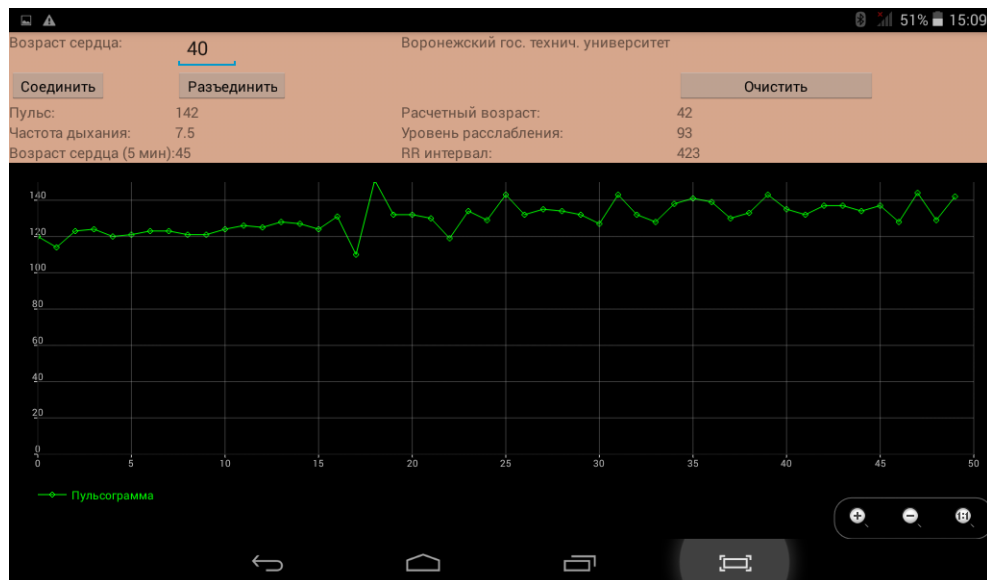


Рис. 56 – Внешний вид диалогового окна регистрации пульсограммы пациента в режиме выполнения физических упражнений.

Заключение

Все работы, предусмотренные паспортом стратегического инновационного проекта «**Система мониторинга функциональных параметров человека**», выполнены в срок (в соответствии с утвержденным календарным планом), в полном объеме и в соответствии с требованиями паспорта проекта, предъявляемыми к разработанному микродатчику-регистратору.

В ходе выполнения проекта были получены следующие результаты:

1. Проведен обзор и анализ рынка малогабаритных персональных устройств регистрации медико-биологических показателей человека;
2. Проведена теоретическая проработка концепции создания малогабаритного устройства регистрации одного канала ЭКГ;
3. Разработан и протестирован макет микродатчика-регистратора на основе микросхемы ATmega328p;
4. Разработан и протестирован макет микродатчика-регистратора на основе микросхемы AD8232;
5. Разработан и протестирован макет микродатчика-регистратора на основе микросхемы BMD-101;
6. Разработано тестовое приложение для смартфона, работающего под управлением операционной системы Android 4.2.2 и выше.