

**ПРИБОРНЫЙ КОНТРОЛЬ СЕРДЕЧНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ ЧЕЛОВЕКА****Матвеева С.А.***г. Верхний Уфалей, МБОУ «Средняя общеобразовательная школа №1», 9 класс**Руководители: Красавин Э.М., г. Верхний Уфалей, МБОУ «Средняя общеобразовательная школа №1», педагог-организатор, заместитель директора по научной работе, руководитель Сетевого**Координационного центра программы «Шаг в будущее»;**Касауров Ю.А., г. Верхний Уфалей, МБУДО ЦДОД, педагог дополнительного образования;**Матвеева Н.А., г. Верхний Уфалей, МБОУ «Средняя общеобразовательная школа №1», учитель физики, высшей категории***Приборный контроль сердечной деятельности человека**

В настоящее время имеет место широкое развитие разнообразной бытовой медицинской техники. В том числе техники и технологий исследования организма. Мы отслеживаем при помощи приборов всевозможные характеристики организма, например, биотоки, биопотенциалы сердца, мозга, мышц, других органов. Всё это применяется не только для лечения, но и для развития физических, умственных способностей и тому подобное. Есть ещё одна очень важная сфера применения подобных компактных устройств, использование их для диагностики состояния своего здоровья. Многим пожилым людям сложно объективно оценивать состояние своего организма. Недаром аппараты измерения давления имеются, в наше время, практически в любой семье. Приборный контроль может объективно выявить наличие серьёзных нарушений в организме и вовремя определится с медицинской помощью. По данным статистики, первое место среди экстренных нарушений организма человека, являются нарушения сердечной деятельности. Но и они не случаются просто вдруг, им предшествуют определённые симптомы, которые можно выявить простым приборным контролем. Особое место составляют больные с нарушением сердечной деятельности. В наших больницах, аппараты постоянного наблюдения за сердечной деятельностью, можно встретить только в реанимационных отделениях. Современная электроника позволяет создать миниатюрные аппараты контроля сердечной деятельности с передачей данных на мобильные устройства. С помощью таких приборов любой дежурный врач способен отслеживать состояние своих больных в любое время. Исходя из актуальности вопроса контроля сердечной деятельности, возникла рабочая гипотеза о возможности разработки и создания простого прибора – электрокардиографа, с помощью которого можно отслеживать работу сердца в бы-

товых условиях и в условиях стационара. Естественно, для работы с прибором, необходим минимум знаний по чтению электрокардиограммы. Информация по этому вопросу широкодоступна в интернете и любой желающий может, достаточно быстро, освоить значение основных графических параметров электрокардиограммы.

**Цель и задачи работы**

Целью данной работы является, разработка и создание простого и широкодоступного для повторения кардиомонитора, для визуального контроля сердечной деятельности организма человека. Цель работы предполагала решение следующих задач:

Изучение доступных литературных и интернет – источников по вопросам приборного контроля сердечной деятельности, принципам работы кардиографов, чтения кардиографической информации;

На основе изученной информации разработать концепцию простого электрокардиографа, возможного для самостоятельного изготовления;

Изготовить опытный экземпляр малогабаритного электрокардиографа, с возможностью визуального наблюдения графической информации;

Определить возможности изготовленного прибора с точки зрения практических медиков -специалистов.

**Краткая история электрокардиографии [1–2]**

История метода электрокардиография (ЭКГ) насчитывает более 100 лет. Альберт фон Кёлликер – швейцарский анатом, зоолог и гистолог, в 1856 году с помощью электродов, расположенных непосредственно на поверхности сердца, определил наличие слабых токов, возникающих при сокращении миокарда. Спустя 30 лет, в 1887 г. Август Дезире Валлер – британский физиолог показал, что слабые электрические потенциалы, возникающие в сокращающемся миокарде, можно зарегистрировать в виде

кривой от электродов, расположенных на поверхности тела животного. Для этого он использовал ртутный капиллярный электродметр, в котором столбик ртути реагировал на возникающие в миокарде токи. Однако электрограмма А. Валлера, прообраз современной ЭКГ, из-за большой инерционности ртутного столбика была весьма несовершенной. Тем не менее, используя даже такую несовершенную технологию, А. Валлеру удалось сформулировать основные положения электрофизиологии сердца. Революцию в технологии электрокардиографии произвел голландский физиолог Виллем Эйнтховен (1860—1927) (Приложение лист I, рис. 1). Слушая лекцию А. Валлера, он понял, что для практического использования электрокардиографии необходим высокочувствительный гальванометр. Понадобилось много лет, чтобы сконструировать прибор, способный зарегистрировать достаточно качественную ЭКГ. Таким прибором стал струнный гальванометр, созданный в 1903 году. Основу гальванометра В. Эйнтховена составляла очень тонкая кварцевая нить, находящаяся под напряжением в магнитном поле. Она реагировала очень малые токи, отклоняясь в ту или иную сторону в зависимости от силы и направления тока. Колебания нити усиливались и фотографировались на движущейся ленте. Таким образом, получилась кривая, названная В. Эйнтховеном электрокардиограммой, которая довольно точно отражала биотоки сокращающегося сердца. Этот кардиограф был весьма громоздким и весил около 270 кг (Приложение лист I, рис. 2 – 3). Используя свой кардиограф, В. Эйнтховен подробно изучил закономерности электрических явлений сердца. Им по существу было создано новое направление в физиологии кровообращения – электрофизиология сердца. В. Эйнтховеном были обозначены основные зубцы и интервалы электрокардиограммы, рассчитаны временные промежутки зубцов и интервалов, которые используются кардиологами и до настоящего времени. И наконец, им была предложена локализация основных электродов на поверхности тела пациента. Электроды располагались по углам некоего треугольника (треугольник Эйнтховена): на плечевых поверхностях обеих рук и левой ноге. Соответственно расположению электродов обозначались отведения: обе руки – I отведение, на правой руке и левой ноге – II отведение, на правой руке и левой ноге – III отведение. В. Эйнтховен установил, что сумма потенциалов I и III отведений равняется потенциалу II отведения. Эти отведения, получив в дальнейшем название стандартных отведений, используются

и сегодня (Приложение лист I, рис. 4 – 5). В 1932–1948 гг. американский физиолог Вильсон (Wilson) разработал методику однополюсных грудных отведений, публикует их векторный анализ. Векторный анализ вероятных внутригрудных отведений приводит его к мысли, что при инфаркте миокарда желудочковый комплекс ЭКГ должен быть представлен одним отрицательным зубцом QS. В эти же годы, Гольдбергер (Goldberger) разработал усиленные однополюсные отведения, обосновал положения о позиции сердца. В 1952 г. эксперты ВОЗ принимают стандарт (протокол) записи и расшифровки электрокардиограммы.

### Принцип работы электрокардиографа [3]

При работе сердца образуются электрические поля, качество и характеристики которых, можно регистрировать с помощью специального прибора – электрокардиографа. Этот метод исследования позволяет получать ценную информацию о работе сердца, ее нарушениях, сравнительно легко диагностировать распространенные заболевания. Электрокардиография – очень информативный способ инструментальной диагностики, который благодаря широкому распространению и удобству, позволяет качественно и быстро выявлять нарушения в работе сердечнососудистой системы. Электрокардиография является одним из самых надежных методов диагностики и повсеместно используется в кардиологическом обследовании. Работа электрокардиографа основана на принципе регистрации электрических импульсов, возникающих при работе сердца. Прибор регистрирует эти биопотенциалы и позволяет наглядно представить работу главного органа человека. В процессе проведения электрокардиографии, врач получает графическую электрокардиограмму – разность биопотенциалов, отраженную в виде графика на бумаге или экране устройства. Современные электрокардиографы оснащены памятью, в которой они хранят данные о работе сердца, а также могут мгновенно проанализировать полученную кардиограмму и поставить предварительный диагноз. С помощью электрокардиографии можно определить:

- частоту и регулярность сердечного ритма (аритмия),
- повреждение миокарда (инфаркт, ишемия),
- нарушения обмена веществ-электролитов (калия, магния, кальция),
- нарушения внутрисердечной проводимости (блокады),

- физическое состояние сердца (гипертрофии),
- внесердечные заболевания (например, тромбоэмболия легочной артерии),
- острую сердечную патологию.

Для проведения измерений, на разные участки тела накладываются электроды. Современный электрокардиограф обрабатывает 12 отведений и имеет специальные фильтры сигнала, давая возможность получить точные данные о работе сердца. В приложении (лист II, рис. 6), представлена структурная схема электрокардиографа. Кабель стандартных отведений, идущий от пациента, подключается к электрокардиографу. Провода от электродов соединяются с переключателем отведений, в состав которого входят определённые резисторы, необходимые для униполярных отведений. В начале работы переключатель отведений переключается в режим калибровки. С помощью эталонного напряжения величины 1 мВ осуществляется калибровка электрокардиографа. От переключателя отведений сигнал ЭКГ подается на входной усилитель дифференциального типа с высокой степенью подавления синфазного сигнала. Входной усилитель, как правило, имеет масштабный переключатель регулировки чувствительности или усиления. За предусилителем следует усилитель постоянного напряжения, называемый усилителем самописца, обеспечивающий необходимую мощность для работы печатающего устройства. На вход этого усилителя можно подать сигнал от внешнего источника и, таким образом, самописец электрокардиографа используется для записи сигналов других приборов. Современные электрокардиографы обладают возможностью подключения к ЭВМ, что ускоряет процесс обработки результатов обследований. Для этого сигнал с выхода усилителя оцифровывается с помощью АЦП. Далее после аналогово-цифровой обработки информация записывается в буферное запоминающее устройство (БЗУ) и через устройство интерфейса направляется к ЭВМ. Внешний вид, подобного прибора, представлен в приложении (лист II, рис. 7). Основные блоки, представленные в приложении, являются типичными для большинства применяемых электрокардиографов.

#### **Концепция разрабатываемого устройства**

Разрабатываемый прибор, должен отвечать следующим требованиям:

- Быть малогабаритным, лёгким и изготовленным из дешёвых, доступных компонентов;

- Иметь автономное питание, напряжением не более 9В.

- Отвечать требованиям безопасности и иметь защиту от любого повышенного напряжения на отводящих электродах;

- Иметь простое и функциональное управление;

- Обладать способностью визуализации представляемой графической информации на встроенном мониторе;

- В перспективе, предусматривается возможность сохранения данных на съёмном носителе и передача информации по радиоканалу на мобильную технику.

#### **Разработка конструкции самодельного электрокардиографа**

Электрокардиограф состоит из двух частей – аналоговой и цифровой. Аналоговая часть представляет собой усилитель с коэффициентом усиления около 1000 – он усиливает изменяющуюся во времени разность потенциалов на теле человека. Далее усиленный сигнал поступает на цифровую часть, где сигнал оцифровывается. Оцифровка – это описание какого-либо объекта в виде набора чисел. В цифровой технике информация может быть записана только числами, а точнее в виде комбинаций чисел: 0 и 1. Таким образом, прежде чем записать какую-либо информацию в электронную память, её нужно зашифровать, закодировать последовательностью нулей и единиц. Оцифрованный сигнал обрабатывается процессором и отображается в виде графической информации на дисплее (Приложение лист II, рис. 8).

#### *Аналоговая часть электрокардиографа [4]*

Аналоговая часть строится на базе инструментального операционного усилителя AD620. Принципиально, это специализированная микросхема, применяемая во многих моделях промышленных электрокардиографов (Приложение лист III, рис. 9). В нашем случае можно упростить эту схему. Референтный электрод правой ноги подключается через драйвер на основе AD705J для борьбы с наводкой в 50 Гц, которая обычно возникает, если прибор гальванически соединён с сетью в 50 Гц. Наш прибор с сетью не соединён и питается от батарейки 9В, и этот участок схемы необязателен (Приложение лист III, рис. 10). В результате изменений схемы, на ноге, у нас будет просто нулевой провод. Разность потенциалов между телом человека и нулевым потенциалом схемы может быть довольно большой. В результате этого может получиться так, что потенциалы, снимаемые с тела и подаваемые на входы усилителя, относительно

нулевой точки схемы, будут иметь слишком большое отличие. Таким образом, они могут выйти за диапазон допустимых величин потенциалов подаваемых на входы ОУ, несмотря на то, что разность потенциалов между плюсовым и минусовым входом усилителя в пределах милливольт. В результате этого, операционный усилитель, может войти в режим насыщения, в котором он не усиливает сигнал, а просто выдаёт на выход постоянную составляющую равную примерно верхнему или нижнему значению напряжения питания усилителя (в нашем случае это около +3В или -3В). Чтобы этого избежать нужно, привести потенциалы тела к требуемому диапазону – к уровню близкому к потенциалу нулевого провода схемы. Для этого мы и подключаем этот нулевой провод к правой ноге человека (максимально далеко от сердца – так принято в медицине, чтобы минимизировать всякий риск поражения током). В итоге потенциал, снимаемый с тела человека, становится близок к нулевому потенциалу схемы, а значит, попадает в диапазон допустимых величин потенциалов подаваемых на входы ОУ. В практике имеет место понятие – поляризация электродов, при их контакте с кожей. Это приводит к тому, что на входе усилителя помимо изменяющейся разности потенциалов, обусловленной электрической активностью сердца (полезный сигнал, который мы стремимся измерить) появляется ещё и постоянная составляющая, чья величина может достигать 300 мВ как в положительную, так и в отрицательную сторону. Результатом, опять является, режим насыщения усилителя. Чтобы этого избежать, усилитель строят из двух ОУ и фильтра высоких частот (ФВЧ) между ними (конструкторский даташит на подключение микросхемы). Первый усилитель AD620 имеет коэффициент усиления 7, далее у усиленного таким образом сигнала при помощи ФВЧ убирается постоянная составляющая (поляризации электродов) и сигнал поступает на второй AD620 с коэффициентом усиления около 140 (Приложение лист III, рис. 11). Для работы любого компаратора – операционного усилителя необходим, опорный уровень сигнала, с которым идёт сравнение приходящего сигнала. Организовать его, можно посредством прецизионного операционного усилителя OP07. Также необходимо, добавить конденсаторы для борьбы с самовозбуждением по линии питания операционных усилителей (Приложение лист IV, рис. 12).

#### *Схема питания усилителя [5]*

Организовать питание усилителя можно, таким образом, как указано на конеч-

ном варианте схемы (Приложение лист IV, рис. 12), применить батарейное питание. Поскольку, аналоговая часть, в нашем приборе работает совместно с цифровой и питание предусмотрено от батареи 9В, необходим специализированный двухполярный блок питания для аналоговой части схемы. Блок питания построим на основе микросхемы TL431. За основу возьмём типовую схему двухполярного блока питания (Приложение лист IV, рис. 13). За счёт делителей напряжения поднимаем выходное напряжение до 3 вольт. Поскольку в схеме питания отсутствует переменная составляющая, не нужны и фильтры – конденсаторы большой ёмкости. Конечный вариант схемы питания представлен в приложении (лист IV, рис. 14).

#### *Подключение к цифровой части [6]*

Целесообразно подключать аналоговую часть электрокардиографа к цифровому блоку обработки информации, через стабилитроны и диод Шоттки. Диод Шоттки (BAT85) и стабилитроны (BZX55C2V4) служат для защиты от неправильной полярности и превышения напряжения 5В на входе цифровой части электрокардиографа (Приложение лист V, рис.15).

#### *Аналоговый усилитель в составе электрокардиографа [7]*

Выше описано стандартное включение специализированной микросхемы и организация её питания для создания аналоговой части электрокардиографа. Принципиальная схема очень удачная и высокочувствительная. Собрать её достаточно просто, но имеется более простой выход с аналогичным блоком китайских производителей. Компанией «Analog Devices» разработана микросхема AD8232. AD8232 представляет собой интегрированный блок обработки сигнала для ЭКГ и других биопотенциальных задач. Микросхема предназначена для получения, усиления и фильтрации слабых биопотенциальных сигналов в условиях сильных помех. Принцип работы микросхемы аналогичен выше рассмотренному, в работе. Производители выпустили законченный аналоговый блок с организацией питания и цепями подключения к аналого-цифровому преобразователю.

Основные характеристики AD8232:

- Низкое потребление тока: 170 мкА;
- Напряжение питания: однополярное от 2 до 3,5В;
- Rail to Rail выходной сигнал;
- Количество электродов: 2 или 3;
- Количество отведений ЭКГ: 1;
- Встроенный фильтр ВЧ помех;

- 2–полюсный фильтр высоких частот;
- 3–полюсный фильтр низких частот;
- Коэффициент ослабления синфазного сигнала: 80 дБ;
- Детектор контакта электродов;
- Выходной сигнал: аналоговый.

Внешний вид аналогового блока электрокардиографа на основе микросхемы AD8232 и его принципиальная схема, представлены в приложении (лист V, рис.16). Таким образом, на основе AD8232 можно строить портативные устройства для мониторинга здоровья сердечной системы (ЭКГ, кардиомониторы). Кроме того, на плате есть светодиодный индикатор, который будет отображать ритма пульса. Рабочее напряжение модуля составляет 3.3 В. Для подключения электродов можно использовать 3,5-миллиметровый разъем или задействовать 3-контактный разъем.

#### *Цифровая часть электрокардиографа [8]*

Модуль с микросхемой AD8232 обеспечивает доступ к девяти выводам AD8232. Контакты SDN, LO+, LO-, OUTPUT, 3.3V, GND обеспечивают необходимые линии для работы с платформой Arduino или другой аналого – цифровой платой. На этой плате также предусмотрены линии RA (правая рука), LA (левая рука) и RL (правая нога) для крепления и использования датчиков. Таким образом, цифровую часть прибора можно реализовать с использованием платформы Ардуино. Аналого-цифровой преобразователь процессора, преобразует аналоговый сигнал усилителя в цифровой код, информацию о котором можно вывести на экран и передать по беспроводным каналам. Схема подключения очень простая – GND выход усилителя подключаем к GND входу Ардуино, OUTPUT – выход усилителя подключаем к A0 Ардуино. Модель платформы Ардуино можно использовать практически любую, но более распространенным и отработанным вариантом является Arduino UNO R3 (Приложение лист VI, рис. 17). Выбор этой платформы обусловлен ещё и тем, что к ней очень удобно подключить TFT-дисплей 1.8 для записи и отображения информации.

#### *Подключение TFT-дисплея 1.8 к Arduino [9]*

Технические параметры дисплея:  
 Напряжение питания: 3.3В – 5 В;  
 Диагональ: 1.8 дюйма;  
 Разрешение: 128×160 пикселей;  
 Цветность: 65 тысяч цветов в формате RGB;  
 Интерфейс: SPI;  
 Габариты: 35 мм x 57 мм x 7 мм.  
 TFT дисплей цветной с диагональю 1.8 дюйма и расширением 128 на 160 то-

чек, за обработку данных отвечает контроллер ST7735R, который может отобразить до 18–бит цвета (262144 оттенков), работает данный контроллер (дисплей) от 3.3В и для работы от плат Arduino предусмотрен стабилизатор напряжения на 3.3В (Приложение лист VII, рис. 18). Так-же, на модуле установлен держатель карты SD для хранения и загрузки изображения на TFT дисплей. Подключение осуществляется по ISP интерфейсу (4-х проводному), все выводы выведены на боковую группу контактов, на другой стороне платы, выведены выводы SD карты. Так как контроллер дисплея ST7735R работает на 3.3В (включая логику), необходимо добавить пять резистор в цепь SPI на 1 кОм и один на 150 Ом для защиты светодиодов в подсветки, однако все подключают без резисторов и контроллер не сгорает (Приложение лист VII, рис. 19). Дисплей работает по интерфейсу SPI, поэтому необходимо включить в проект библиотеку SPI, а так же библиотеку TFT, все они входят в стандартные библиотеки среды разработки IDE Arduino (Приложение лист VII, рис. 20).

#### *Программное обеспечение цифровой части электрокардиографа*

Программная часть системы мониторинга сердечного ритма состоит из двух частей, это – скетч Arduino для приема данных с датчика (Приложение лист VIII, рис. 21) и код программы работы для отображения полученных данных на экране монитора, который удалось скопировать с процессора фабричного электрокардиографа с встроенным монитором.

#### *Работа с прибором и его возможности [10]*

Для получения кардиограммы электроды прикрепляются на грудь и конечности (в зависимости от выбранного отведения), с которых снимаются сигналы электрической активности сердца. Эйтховен предложил располагать электроды на руках и ногах, что используется и по сегодняшний день (Приложение лист VIII, рис 22). Он ввел понятие отведения, предложив три так называемых стандартных отведения от конечностей, т. е. измерение разницы потенциалов между левой и правой рукой (I отведение), между правой рукой и левой ногой (II отведение) и между левой рукой и левой ногой (III отведение). Все остальные отведения появились постепенно, когда врачам стало понятно, что трех отведений Эйтховена не хватает для точной оценки электрокардиограммы. Что же врач видит на ЭКГ? Каждая клетка миокарда представляет собой ма-

ленький электрический генератор, который разряжается и заряжается при прохождении волны возбуждения. ЭКГ является отражением суммарной работы этих генераторов и показывает процессы распространения электрического импульса в сердце. В норме электрические импульсы автоматически генерируются в небольшой группе клеток, расположенных в предсердиях и называемых синоатриальным узлом (Приложение лист IX, рис 23). Поэтому нормальный ритм сердца называется синусовым. Когда электрический импульс, возникая в синусовом узле, проходит по предсердиям на электрокардиограмме появляется зубец P (Приложение лист IX, рис 24). Дальше импульс через атриовентрикулярный (АВ) узел распространяется на желудочки по пучку Гиса. Клетки АВ-узла обладают более медленной скоростью проведения и поэтому между зубцом P и комплексом, отражающим возбуждение желудочков, имеется промежуток. Расстояние от начала зубца P до начала зубца Q называется интервал PQ. Он отражает проведение между предсердиями и желудочками и в норме составляет 0,12–0,20 с. Потом электрический импульс распространяется по проводящей системе сердца, состоящей из правой и левой ножек пучка Гиса и волокон Пуркинью, на ткани правого и левого желудочка. На ЭКГ это отражается несколькими отрицательными и положительными зубцами, которые называются комплексом QRS. В норме длительность его составляет до 0,09 сек. Далее кривая вновь становится ровной, или как говорят врачи, находится на изолинии. Затем в сердце происходит процесс восстановления исходной электрической активности, называемый реполяризацией, что находит отражение на ЭКГ в виде зубца T и иногда следующего за ним небольшого зубца U. Расстояние от начала зубца Q до конца зубца T называется интервалом QT. Он отражает так называемую электрическую систолу желудочков. По нему врач может судить о продолжительности фазы возбуждения, сокращения и реполяризации желудочков (Приложение лист X, рис. 25). ЭКГ является ценным диагностическим инструментом. По ней можно оценить источник (так называемый водитель) ритма, регулярность сердечных сокращений, их частоту. Все это имеет большое значение для диагностики различных аритмий. По продолжительности различных интервалов и зубцов ЭКГ можно судить об изменениях сердечной проводимости. Изменения конечной части желудочкового комплекса (интервал ST и зубец T) позволяют врачу определить наличие или отсутствие ишемических измене-

ний в сердце (нарушение кровоснабжения). При этом стоит помнить о том, что ЭКГ, снятая в покое, не всегда выявляет ишемические изменения в миокарде. Важным показателем ЭКГ является амплитуда зубцов. Увеличение ее говорит о гипертрофии соответствующих отделов сердца, которая наблюдается при некоторых заболеваниях сердца и при гипертонической болезни. Конечно, разработанный электрокардиограф не претендует на статус профессиональных приборов, но по мнению врачей – специалистов в области кардиомониторинга, показания прибора для простых отведений достаточно точные.

### Заключение

В результате проделанной работы можно сделать следующие выводы:

Изучены доступных литературных и интернет – источников по вопросам приборного контроля сердечной деятельности, принципам работы кардиографов, чтению кардиографической информации;

На основе изученной информации разработана конструкционная схема простого электрокардиографа, возможного для самостоятельного изготовления из доступных электронных компонентов;

Изготовлен опытный экземпляр малогабаритного электрокардиографа, с возможностью визуального наблюдения графической информации, записи информации. В перспективе предполагается снабдить прибор модулем передачи информации на мобильные устройства;

Определены возможности изготовленного прибора с точки зрения практических медиков –специалистов, которые дали положительную оценку конструкции прибора.

### Список литературы

1. Краткая история электрокардиографии. – <http://www.fesmu.ru/www2/PolTtxt/U0007/Vvedenie/istoria/istoria1.htm>.
2. История электрокардиографии // MedUniver. – <https://meduniver.com/Medical/Xirurgia/2177.html/>
3. Принцип работы электрокардиографа. – <http://medbuy.ru/articles/princip-raboty-elektrokardiografa>.
4. Устройство электрокардиографа. – <http://www.vekayar.ru/gmrs-14-1.html>.
5. Двухполярные стабилизаторы напряжения для микроконтроллеров. – <http://radiostorage.net/1510-dvuhpolyarnye-stabilizatory-napryazheniya-dlya-mikrokontrollerov.html>.
6. Обозначение, параметры и применение защитных диодов. – <http://go-radio.ru/suppressor.html>.
7. AD8232. – <https://www.analog.com/ru/products/ad8232.html#product-overview>.
8. Arduino UNO R3. – [http://www.electronic52.in.ua/arduino/arduino\\_board/arduinouno328](http://www.electronic52.in.ua/arduino/arduino_board/arduinouno328).
9. Подключение TFT-дисплея 1.8 к Arduino. – <http://blog.rchip.ru/podklyuchenie-tft-displeya-1-8-k-arduino/>.
10. Изучение работы электрокардиографа. – <http://u4isna5.ru/laba/91-2012-06-05-05-38-23/737-izuchenie-raboty-elektrokardiografa>.