

11, ноябрь 2015

УДК 616.12-073.97-71

Разработка аппаратно-программного комплекса для экспресс-анализа аномалий зубцов ЭКГ

***Кононова Ю.В.**, студент*

*Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н. Э. Баумана,
кафедра «Медико-технический менеджмент»*

Научный руководитель: Тезяев С.А., старший преподаватель

*Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н. Э. Баумана,
кафедра «Медико-технический менеджмент»*

apollonova-i@bmstu.ru

Современный этап развития медицинского приборостроения характеризуется возрастающим интересом к неинвазивным технологиям диагностики состояния биообъекта в мониторинговом режиме и усложнением алгоритмов анализа регистрируемых сигналов. Компьютерная обработка и анализ биомедицинских сигналов, расширение состава и возможностей однокристальных ЭВМ, цифровых процессоров обработки сигналов, микроэлектронных устройств с программируемой структурой во многом изменяет подход к проектированию новой медицинской техники, перемещая акцент с аппаратной реализации требуемых функций на программную, которая сегодня в основном определяет сроки, трудоёмкость и функциональные возможности разработки.

В настоящее время на рынке медицинского оборудования представлен большой ассортимент различных моделей данного аппарата. Сегодня существует возможность без проблем купить электрокардиографы как наиболее простые в использовании и управлении, так и многофункциональные кардиографы, которые позволяют проводить широкий спектр анализа сердечной деятельности.

Благодаря тому, что кардиограф позволяет выявить нарушения работы сердца на самых ранних стадиях развития заболевания, можно вовремя принять меры по лечению сердечно-сосудистой системы.

Портативные кардиографы способны без труда снять кардиограмму сразу же, как только пациент приложит ладони к расположенным по бокам электродам. При этом некоторые модели весят не более 100 грамм. Столь маленький размер не доставит неудобств, такой прибор можно всегда носить с собой.

Во время суточного мониторинга могут и не проявиться некоторые симптомы сердечно-сосудистых заболеваний, например, одышка, сердцебиение, тогда как портативный кардиограф, записывая кардиограмму, зафиксирует эти симптомы, чем поможет врачу поставить правильный диагноз и назначить лечение.

Важным критерием при выборе аппарата является возможность увидеть электрокардиограмму на экране прибора. Такие ЭКГ аппараты оснащены жидкокристаллическими дисплеями. В этом случае стоимость электрокардиографа приблизительно на 30-50% будет выше, чем стоимость прибора с обычным дисплеем, который отражает только основную информацию. Преимущества данной опции заключается в том, что с помощью просмотра можно экономить бумагу и записывать только качественную кардиограмму.

Кроме того, современные ЭКГ аппараты имеют ручку для переноса, встроенные термопринтер и аккумулятор, а также возможность записывать измерения на Flash-карту.

Электрокардиограф трехканальный представляет собой переносной прибор, который регистрирует ЭКГ сигналы. Он предназначен для измерения и графической регистрации электрических потенциалов сердца при диагностике сердечной деятельности человека в условиях стационара, в палатах медучреждений или при оказании неотложной помощи на дому. Также кардиомонитор может иметь как ручной, так и автоматический режимы регистрации кардиологических отведений. Обеспечивает запись и хранение электрокардиограммы в памяти и копирование электрокардиограммы из памяти. Кроме того, некоторые аппараты при комплектации акустическим передатчиком имеют возможность передачи копии электрокардиограммы по телефонному каналу. Питание кардиографа трехканального осуществляется от электросети с напряжением 220 В или встроенной аккумуляторной батареи[3].

Важные нормативы ЭКГ приведены в таблицах 1-2.

Таблица 1

Нормы ЭКГ

Характеристика	Особенности		
Интервал PR	От 0,12 до 0,2 с (до 0,22 с у взрослых)		
Зубец Р	<3 малых делений (0,12 с) по продолжительности и <3 мм по амплитуде; положительный - в отведении I, отрицательный - в aVR.		
Продолжительность комплекса QRS	От 0,05 до 0,1 с; >0,1 с - предположение наличия блокады левой или правой ножки пучка Гиса.		
Зубец Q	Обычно имеется в aVR; иногда в V1 или в aVL. Часто наблюдается в отведении III: должен быть <0,04 с по продолжительности. В других отведениях (кроме отведения I): <0,04 с по продолжительности и <3 мм по глубине.		
Зубец R	V1: от 0 до 15 мм в возрасте от 12 до 20 лет от 0 до 8 мм в возрасте от 20 до 30 лет от 0 до 6 мм в возрасте старше 30 лет V2: от 0,2 до 12 мм в возрасте старше 30 лет V3: от 1 до 20 мм в возрасте старше 30 лет		
Сегмент ST	На уровне изоэлектрической линии или до 1 мм выше нее в отведениях от конечностей; смещение выше изолинии менее чем на 1 мм в грудных отведениях.		
Зубец Т	Отрицательный в aVR; положительный в I, II и от V3 до V6. Варьируется в III, aVF, aVL, V1 и V2.		
Положение электрической оси сердца	От 0° до 110° у лиц моложе 40 лет. От 30° до 90° у лиц старше 40 лет.		
Интервал QT	ЧСС	Мужчины	Женщины
	45-65	<0,47	<0,48
	66-100	<0,41	<0,43
	>100	<0,36	<0,37

Зубцы, интервалы и комплексы ЭКГ [4]

Зубец/ интервал/ комплекс	Амплитуда, мВ	Длительность, с	Соответствующий процесс
зубец Р	до 0,25	0,1	Сокращение предсердий
интервал Р-Q	-	0,12-0,20	Проведение импульса по предсердиям, АВУ и пучку Гиса до желудочков
зубец Q	1/4R	0,03	Начало распространения возбуждения по межжелудочковой перегородке
зубец R	до 2,5	0,03-0,05	Распространение возбуждения по миокарду левого и правого желудочков
зубец S	до 2,5	0,03	Конец распространения возбуждения по межжелудочковой перегородке
комплекс QRS	2,6	до 0,12	Систола желудочков
интервал S-T	-	0,10-0,16	Период полного охвата возбуждением обоих желудочков
зубец Т	(1/8-2/3) R	0,16-0,24	Деполаризация миокарда
интервал Т-Р	-	более 0,25	Диастола

Разработка структурной схемы проектируемого устройства

В состав современных типовых портативных регистраторов ЭКГ входят:

1. Усилитель электрокардиосигнала: инструментальный усилитель, при выборе которого обращают внимание на такие характеристики, как высокий коэффициент подавления синфазного сигнала, низкий уровень собственных шумов, низкий потребляемый ток;
2. RC-цепочка, для блокировки постоянной и медленно меняющейся составляющей сигнала;
3. Операционный усилитель;
4. Аналого-цифровой преобразователь, основной задачей которого является преобразование аналогового сигнала в цифровой код;
5. Микроконтроллер, осуществляющий управление АЦП, мультиплексором;
6. Для последующей обработки записанного сигнала на персональном компьютере, необходимо осуществить передачу данных, в качестве устройств передачи, как правило, используется USB разъем.

Основными параметрами при выборе компонентов входных аналоговых каскадов схемы кардиомонитора являются:

1. Энергопотребление. Потребление тока современных операционных усилителей составляет сотни и даже десятки микроампер. Микропроцессоры различных

фирм-производителей в настоящее время выполнены по технологии КМОП и отличаются, в основном, потреблением в режиме «сна».

2. Диапазон напряжений питания. Поскольку электропитание кардиомонитора осуществляется от Li-Ion аккумулятора с номинальным напряжением 3,7 В, все элементы схемы должны иметь возможность питания от напряжения не выше 3,3 В (или ниже, так как при разряде напряжение аккумулятора может снижаться до 3 В). Это напряжение является стандартным для современных микросхем.

3. Шумовые параметры. Следует выбирать элементы с минимальным уровнем собственных шумов: для аналоговых усилителей и источника опорного напряжения – минимальное шумовое напряжение, для АЦП – возможно большее число разрядов преобразования.

4. Габариты. Для носимого кардиомонитора следует выбирать компоненты с минимальными размерами, в корпусах TSSOP, QFN, LGA и т.п.

Аппаратная часть трехканального кардиомонитора состоит из блока аналоговой обработки сигнала, состоящего из трех каналов, в каждый из которых входят электроды и кабели отведений, биоусилитель и фильтры верхних и нижних частот; блока цифровой обработки сигнала и системы униполярного питания от литиевого аккумулятора.

Блок цифровой обработки представляет собой совокупность микроконтроллера, аналогово-цифрового преобразователя (АЦП), съемной flash-памяти и порта USB. Основной задачей системы является получение данных, их регистрация, обработка, оцифровка и последующая передача на ПК.

Функция АЦП заключается в оцифровке аналогового сигнала, передаваемого на МК по стандартному каналу последовательного обмена. [5]

Электродная система

Электроды ЭКГ относятся к числу элементов, непосредственно влияющих на достоверность кардиографического обследования пациентов, поэтому к их параметрам предъявляются высокие требования. Низкое качество проводников, их неспособность выполнять функции транслятора сигнала, малая помехоустойчивость не могут быть компенсированы ни качеством электрокардиографов и расходных материалов, ни профессионализмом медперсонала. С учетом сказанного, к выбору этого вида медицинских изделий стоит подходить ответственно. [6]

Так, кожные электроды для регистрации ЭКГ, ЭЭГ, ЭМГ выполняют в виде круглых, овальных, прямоугольных пластин разных размеров. Отведение электрического

сигнала осуществляется через разъемное или неразъемное соединение и гибкий многожильный провод.

Выбор оптимальной жесткости поверхностных электродов, особенно при большой их площади, зависит от многих факторов. Жесткие пластинчатые электроды допускают выполнение надежного соединения с отводящим проводом, но контакт с биообъектом в силу сложности рельефа кожного покрова осуществляется не по всей площади электрода и приводит к возникновению помеховых сигналов (артефакты движения). Гибкие электроды выполняются из прочной и тонкой металлизированной полимерной пленки, металлической фольги или сетки. Их применение уменьшает артефакты движения, а наличие эластичной основы – кольца из полимерного материала – позволяет использовать такие электроды при сложном рельефе поверхности. Выпускаются как многоразовые, так и одноразовые гибкие электроды. Одноразовые электроды хранятся в герметичных упаковках и снабжены пористой прокладкой из поролона, пропитанного электролитом.

Обеспечение надежного электрического контакта кожных электродов с биообъектом достигается различными приемами:

- фиксацией электродов с помощью присосок, ремней, поясов, жилетов, корсетов, шлемов;
- использованием подпружиненных электродов;
- использованием зубчатых электродов, уменьшающих вероятность соскальзывания;
- использованием электродного контактного вещества.

Электродное контактное вещество должно отвечать принципам адекватности и хорошей идентификации сигналов. Оно должно быть безвредным, хорошо смачивать кожу, иметь низкое электрическое сопротивление, не давать сдвигов электрических потенциалов, не менять своих свойств в складских условиях и при нанесении на кожу.

К требованиям, предъявляемым к электродам ЭКГ, относятся:

- максимальная точность воспроизведения полезного сигнала и сохранение его частотной специфики, беспрепятственное прохождение биопотенциала через границу «кожа-электрод»;
- универсальность и взаимозаменяемость (соответствие конструктивных параметров принятым стандартам);
- постоянство электрических показателей и стабильное выполнение функций в течение всего времени эксплуатации;

— малая степень шумов и поддержание оптимального соотношения «сигнал-помеха».

Блок питания

Трехканальный кардиомонитор работает от литиевого аккумулятора. На вход подается питание 5 В, требуемое для корректной работы всей схемы. Источник опорного напряжения ADR381 необходим для формирования средней точки общего потенциала биоусилителя, поскольку питание усилителя униполярное. Другими словами, источник опорного напряжения генерирует такое постоянное напряжение (5 В), что полезный сигнал попадает в униполярный диапазон на входе внешнего АЦП. Создание средней точки (2.5 В) униполярного напряжения происходит с помощью операционного усилителя.

В данный момент наиболее применимыми для автономных устройств малого потребления являются литий-ионные (Li-ion) аккумуляторы, пришедшие на смену никель-кадмиевым (NiCd). Главное преимущество литиево-ионных аккумуляторов заключается в высокой удельной емкости: она выше, чем у никелевых аккумуляторов в несколько раз.

Среди прочих достоинств этого типа аккумуляторов можно выделить:

- низкий саморазряд;
- полное отсутствие «эффекта памяти»;
- большое количество циклов "заряда-разряда".

В конструкции современных литиево-ионных аккумуляторов присутствуют так называемые smart-микросхемы, которые позволяют управлять зарядным устройством таким образом, чтобы процесс зарядки был наиболее эффективным (условия заряда зависят от отработанных циклов «заряда – разряда»).

Разработка базы данных

Для создания базы данных ЭКГ, необходимой для эталонного тестирования алгоритмов, использовался архив ЭКГ Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), опубликованный на www.PhysioNet.org Национальным институтом метрологии Германии. Он включает 549 записей ЭКГ, снятых у 290 человек в возрасте от 17 до 87 лет (от 1 до 5 записей у пациента). ЭКГ зарегистрированы синхронно в 12 стандартных отведениях. Так как база данных ограничена количеством патологий, не все сигналы отображаются и не у всех имеются аннотации, то отберем пару из них и выберем несколько сигналов.

Разработка программного обеспечения выделения R-зубцов на сигнале ЭКГ.

За основу взят алгоритм обнаружения комплекса QRS на электрокардиограмме Пана Томпкинса, рассчитанный на работу в реальном времени и основанный на анализе наклона, амплитуды и ширины QRS комплексов. Алгоритм состоит из последовательности фильтров и методов: фильтр нижних частот, фильтр верхних частот, оператор производной, возведение в квадрат, интегрирование, адаптивная пороговая процедура и процедура поиска.

Полосовой фильтр реализован как комбинация фильтров верхних и нижних частот.

Фильтр нижних частот описывается уравнением:

$$y_i = 2 * y_{i-1} - y_{i-2} + \frac{1}{32} * [x_i - 2 * x_{i-6} + x_{i-12}]. \quad (1)$$

ФВЧ аппроксимируется следующим уравнением:

$$y_i = y_{i-1} - \frac{1}{32} * [x_i + 32 * x_{i-16} - 32 * x_{i-17} + x_{i-32}]. \quad (2)$$

Оператор производной рассчитывается как:

$$y_i = \frac{1}{8} * [2 * x_i + x_{i-1} - x_{i-3} + 2 * x_{i-4}]. \quad (3)$$

Для начала вводим массивы индексов, найденных и проверочных R пиков и массив значений ЭКГ сигнала на входе и после обработки.

Описание процесса фильтрации начинается так же с ввода функций для рекурсивных ФНЧ и ФВЧ и поиска максимума (если значение входного массива в начальной точке больше точки в окрестности).

Получаем отфильтрованный входной массив.

Производим расчет квадрата производной одномерного массива. Операция возведения в квадрат делает результат положительным и усиливает большие разности, возникающие из-за QRS комплексов, маленькие разности, возникающие на Р и Т зубцах, при этом подавляются. Высоочастотные компоненты в сигнале, связанные с QRS комплексом, еще более усиливаются.

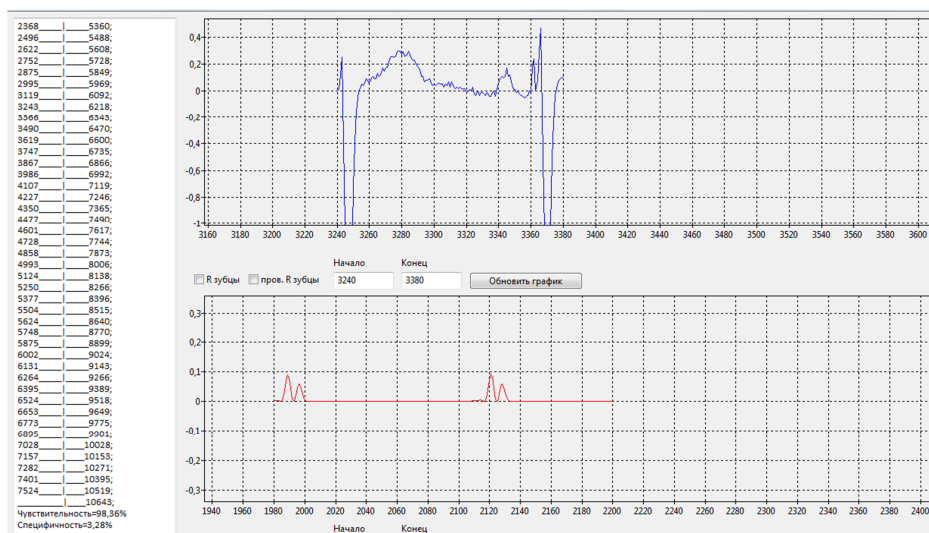


Рис. 3. Отфильтрованный сигнал после возведения в квадрат

Операция сглаживания выходного сигнала предыдущих операций выполняется с использованием интегрирующего фильтра.

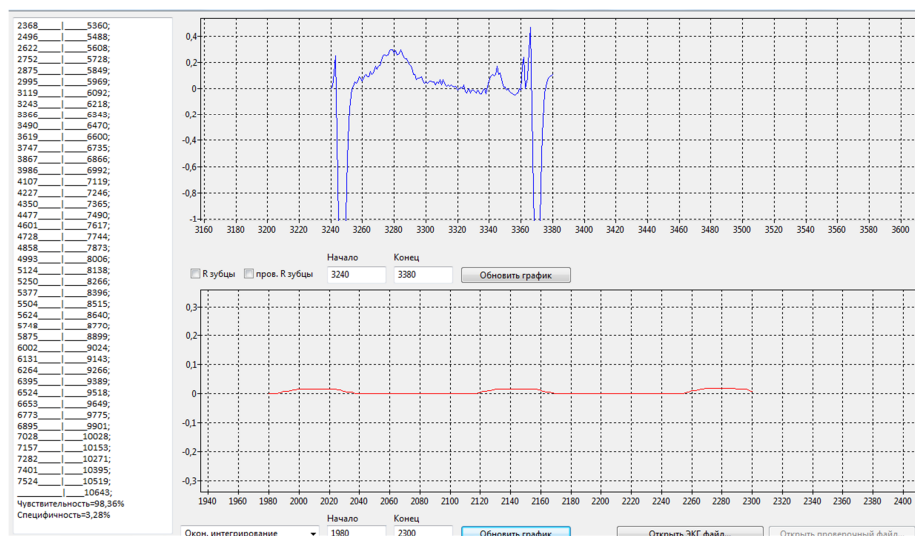


Рис. 4. Отфильтрованный сигнал после операции сглаживания

Из-за использования цифровых фильтров происходит сдвиг в отсчетах, для коррекции устанавливается длина выходного массива, равная входному и затем на входном массиве ищется максимум в пределах окна относительно положения над максимумом. Если значение входного массива в начальной точке больше точки в окрестности, то увеличиваем значение счетчика на 1. Если все точки в окрестности меньше значения в исходной точке и значение в точке больше минимального порога

(0,0002), то увеличиваем длину выходного массива на 1 и записываем индекс найденного максимума в выходной массив.

Для файлов ЭКГ, проверки и процедуры очистки полотна создаем объект класса «TLineSerie» и задаем цвет графика, далее добавляем его на полотно в заданных границах.

Далее происходит процедура рисования вертикальных линий. Изначально происходит очистка полотен и текстового редактора. Блок загрузки и обработки сигнала включают в себя загрузку в массив сигнал, обработки входного массива и вывод на первое полотно найденных зубцов. На картинках синим цветом на верхнем полотне изображен снятый сигнал ЭКГ, красным на нижнем полотне сигналы ФНЧ, ФВЧ, квадрат производной и интегрирующий фильтр. Зеленая сплошная вертикальная линия - линия обнаружения R зубцов разработанным алгоритмом, красная точечная линия - линия аннотации для проверки работы алгоритма.

Так же программа имеет интерфейсные элементы, а именно кнопки «Открыть ЭКГ файл», «Открыть проверочный файл», «Обновить график» (для выбранного диапазона измерений); переключатели «R зубцы» и «пров. R зубцы». Производится расчет чувствительности и специфичности указанные в %.

Модификация разработанного алгоритма

После проведенного тестирования на составленной базе ЭКГ был сделан вывод, что на большей части сигналов R зубцы определялись верно. Среди тех сигналов, на которых алгоритм работал некорректно, для последующей модификации, была выбрана аномалия Supraventricular Arrhythmia, т.к. разработанный алгоритм неверно распознавал зубцы на сигнале.

На рис. 5 видно, что алгоритм периодически принимает T зубец за R зубец.

Для того чтобы алгоритм работал корректно был подобран нижний порог и отредактировано значение сдвига отсчетов.

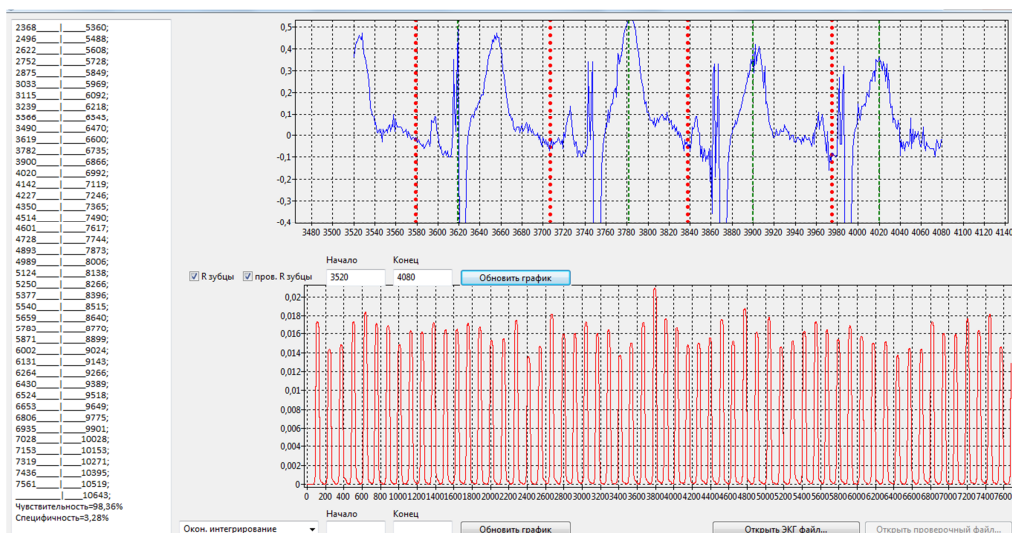


Рис. 5. Ошибочное восприятие программой Т зубца за R зубец

После повторного тестирования получили удовлетворительный результат на рис. 6.

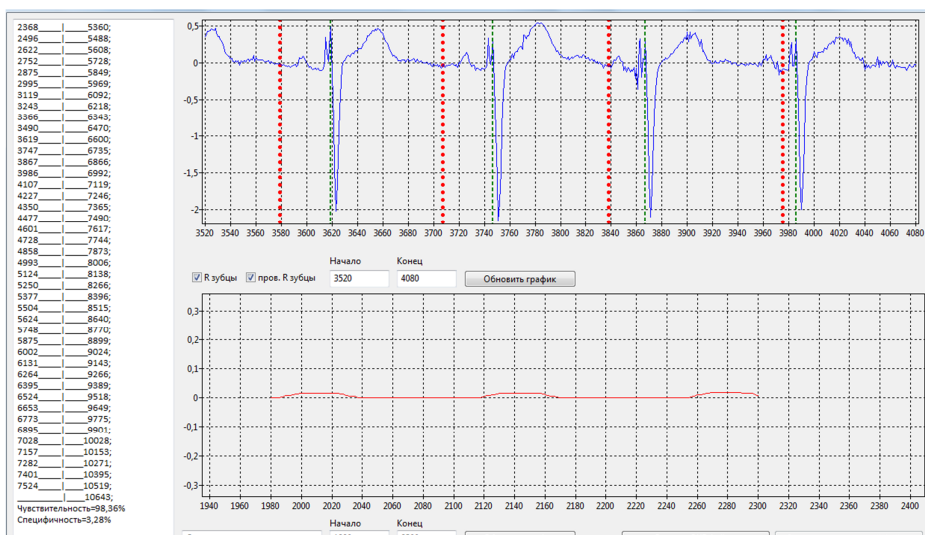


Рис. 6. Правильное восприятие программой зубцов ЭКГ

В ходе данной работы были исследованы патологические сигналы ЭКГ, взятые с сайта <http://www.physionet.org/>, составлена классификация и база данных. Результатом работы стала программная реализация методики определения R зубцов на патологических сигналах ЭКГ. Для этого был выбран графический метод. Кроме того, была проведена модификация разработанного алгоритма с использованием алгоритма Пана-Томпкинсона для корректного выявления QRS-комплексов. Программа была написана и отлажена в среде Lazarus.

Список литературы

1. Пискун И.В. Разработка компьютерной подсистемы диагностики электрической активности сердца для выявления блокад ножек пучка Гиса: автореф. дис. магистр, компьютерных информационных технологий и автоматики, Украина. Режим доступа: <http://www.masters.donntu.edu.ua/2005/kita/piskun/diss/index.htm> (дата обращения 08.06.2015).
2. Холтеровские мониторы, Россия. Режим доступа: http://otherreferats.allbest.ru/radio/00198533_0.html (дата обращения 08.06.2015).
3. Кардиографы, Россия. Режим доступа: <http://electrocardiography.ru/kardiografy.html> (дата обращения 08.06.2015).
4. Аритмии сердца. Механизмы, диагностика, лечение: пер. с англ. / под ред. В. Дж. Мандела. В 3 т. Т. 1 М.: Медицина, 1996. 512 с. [Cardiac arrhythmias / William J. Mandel M.D., F.A.C.C., 1996. 512 p.].
5. Азаров Д.М., Килимник В.А. Визуализация данных с высокой скоростью их поступления Режим доступа: http://guap.ru/guap/nids/sbor64_1_4.pdf (дата обращения 27.05.2015).
6. Орлов Ю.Н. Электроды для измерения биоэлектрических потенциалов. М.: Изд-во МГТУ им. Н. Э. Баумана, 2006. 224 с.
7. Барановский А.Л., Калиниченко А.Н., Манило Л.А., Немирко А.П. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ: учебное пособие для вузов. М.: Радио и связь, 1993. 248 с.
8. Бодин О.Н., Логинов Д.С., Митрохина Н.Ю. Совершенствование ЭКГ-анализа при определении электрической активности сердца // Медицинская техника. 2008. № 3. С. 23-26.
9. Ларионов Д.Ю., Шелупанов А.А. Структура и алгоритмы анализа персональных регистраторов ЭКГ // Медицинская техника. 2007. № 4. С. 7-10.