

АЛГОРИТМ ОБРАБОТКИ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММ ДЛЯ МИКРОКОНТРОЛЛЕРНЫХ УСТРОЙСТВ С ОГРАНИЧЕННОЙ ЕМКОСТЬЮ ПАМЯТИ

Пропонується ітераційний алгоритм обробки кардіограм, що самонавчається і використовує квазіперіодичність кардіосигналу. Розглядається реалізація цього алгоритму мовою C і модель у вигляді віртуального інструменту LabView.

The self-teaching iterative cardiograms processing algorithm is proposed. This algorithm uses the quasi-periodic affinity of cardio-signals. The realizations of algorithm by C-language and by LabView virtual instrument are considered.

Современные электронные и микропроцессорные средства позволяют реализовать автономные кардиорегистраторы, способные фиксировать изменения в сердечной активности на протяжении длительного (сутки и более) интервала наблюдений [1]. При решении задачи максимального увеличения длительности интервала времени регистрации, возникает необходимость сжатия исходной кардиографической информации и представления этой информации в компактном виде. Например, в виде параметров зубцов PQRS-комплекса кардиограммы [2]. Это предполагает решение задачи распознавания формы сигнала кардиограммы с выделением на ней экстремальных точек соответствующих искомым особенностям.

1. Краткий обзор методов обработки кардиограмм

В работе [1] приводится сжатый перечень аппаратуры и методов обработки кардиограмм. Как отмечается в этой работе, “для сжатого описания ЭКГ, помимо тренда параметров, используется ряд методов, заимствованных из теории сигналов и связи: методы дельта-модуляции (разностного кодирования); аппроксимация сигнала на различных участках некоторыми заданными функциями (ступен-

чатыми, линейными, степенными и т.д.); адаптивное апертурное сжатие с аппроксимацией (алгоритмы AZTEC и CORTES); разложение сигнала в обобщенный ряд Фурье (тригонометрический, Уолша, Хаара и др.); разложение в ряд по собственным функциям ЭКГ (разложение Карунена-Лоэва) и методы приспособленного базиса. Однако эти методы наряду с хорошим математическим обоснованием имеют ряд недостатков. Коэффициенты ряда практически не имеют содержательной медицинской интерпретации, поэтому следует отдавать предпочтение выделению параметров, привычных для врача.

Кроме того, особенностью алгоритма идентификации кардиограммы для автономного микроконтроллерного устройства является то, что он должен работать в условиях относительно небольшой оперативной памяти. Так, например, достаточно мощный микроконтроллер Atmega 169 [3] располагает только 2 Кбайт оперативной памяти. Это соответствует, примерно, тысяче 16-битных слов (тысяча 10 битных отсчетов Аналого-Цифрового Преобразователя – АЦП). Существенную часть этой памяти занимает стек и внутренние переменные программы, и для массивов исходных данных остается совсем

немного места. Поэтому, использование традиционных методов, использующих хранение исходных рядов данных в памяти, сопряжено со значительными сложностями. Это, прежде всего, относится к таким методам, как методы автокорреляционной обработки и методы преобразования Фурье. Напомним, что при автокорреляционной обработке исходный ряд данных сворачивается (умножается и суммируется) сам с собой с изменяющимся временным сдвигом, а в преобразовании Фурье, этот ряд сворачивается с функциями \sin и \cos для набора частот. Для эффективной обработки этими методами необходимо хранить в памяти минимум 3-4 периода сигнала, что при минимальной частоте дискретизации 100 Hz соответствует 300-400 значениям исходных данных и 100-200 значений результатов (для разных сдвигов или разных частот). Таким образом, при использовании целочисленной арифметики (16 бит) более половины памяти может уйти на хранение необходимых массивов. При использовании стандартной арифметики с плавающей точкой (32 бит) памяти микроконтроллера оказывается недостаточно.

С другой стороны, задача опознавания характерных комплексов индивидуальной кардиограммы облегчается тем, что источник сигналов дает непрерывный, практически не ограниченный во времени, квазипериодический сигнал. Поэтому, алгоритм обработки может быть не ограничен жесткими временными рамками. Другими словами, вместо того, чтобы многократно возвращаться к одним и тем же элементам зафиксированного в памяти одного и того же фрагмента кардиограммы, можно иметь неограниченный доступ к различным, но периодически повторяющимся элементам кардиограммы.

Для того, чтобы воспользоваться периодичностью сигнала, необходимо иметь примерную оценку периода этого сигнала.

Существует ряд простых и более сложных методов определения периода, выделения основного R-зубца кардиограммы и методов описания изменчивости кардиограммы.

В дополнение к перечню методов обработки ЭКГ, описанных в работе [1] можно привести ряд методов, краткий обзор которых приводится ниже.

В работе [4] выделения R-зубца используется цифровой рекурсивный фильтр. Значения обработанной амплитуды импульса сравнивается с изменяющимся во времени порогом. Схема определения порога работает подобно схеме пикового детектора с рефракторной длительностью 200mS. Импульсы, амплитуда которых превышает порог, классифицируются как R-зубцы. Для определения формы R-зубца и выделения остальных зубцов комплекса предлагается использовать производную амплитуды во времени. Работа этого алгоритма исследовалась в

[4] на математической модели реализованной в пакете Mathcad. К сожалению, в цитируемой работе не приводятся оценки качества работы предлагаемого алгоритма на реальных кардиографических записях.

В работе [5] для выделения кардиоимпульса на фоне помех предлагается алгоритм ранговой обработки (закон распределения амплитуд отдельных отсчетов сигнала). В качестве признака наличия сигнала используется превышение суммы рангов некоторого порога определяемого по участку сигнала с заведомо отсутствующим кардиоимпульсом. Работа алгоритма исследовалась в Excel. Определение параметров кардиоимпульса детально не рассматривается.

В работе [6] для описания изменений формы кардиоимпульса на каждом периоде последовательности используется преобразование Гильберта (модификация преобразования Фурье) с представлением преобразованной функции в виде полинома. Работа алгоритма исследуется в пакете MatLab. Вопросы реализуемости данного алгоритма в устройстве на микропроцессоре не обсуждаются.

В настоящей работе рассматривается разработанный авторами итеративный самообучающийся алгоритм идентификации кардиографических комплексов. В следующем разделе приводится описание этого алгоритма в обобщенном виде. Далее рассматриваются конкретные реализации этого алгоритма на языке C и реализация в виде виртуального инструмента в среде LabView.

2. Итеративный алгоритм идентификации кардиографических комплексов

Алгоритм организован в виде последовательности отдельных этапов обработки.

1. Этап предварительного обучения. Определяются значения максимумов, минимумов и средних значений сигнала на интервале, заведомо большем одного периода кардиограммы. Экстремальное значение максимума модуля отклонения от среднего значения отождествляются с R-зубцом. Определяется знаковая асимметрия кардиограммы (знак R-зубца). Эти значения используются на последующих этапах анализа.

2. Этап оценки периода и относительной фазы. Этот этап состоит из двух подэтапов:

2.1. Ищется первая экстремальная точка сигнала, амплитуда которой близка к ранее полученному значению экстремали. Запоминается положение этой точки на временной оси.

2.2. Ищется вторая экстремальная точка сигнала с амплитудой, близкой к ранее полученному значению экстремали. Запоминается положение второй точки на временной оси. При поиске второй точки накладываются априорные ограничения на минимальное и максимальное расстояния между точками экстремалей (период) по времени.

2.3. Делается первая оценка периода кардиограммы по расстоянию между двумя соседними экстремумами (R -зубцами). С этого момента появляется возможность обращения к элементам кардиограммы в терминах относительной фазы внутри периода. Фазу кардиограммы удобно выбрать так, чтобы R -зубец находился посередине периода.

3. Этап анализа комплекса элементов кардиограммы. На этом этапе проводится оценка отдельных элементов PQRST-комплекса вблизи ожидаемых (прогнозируемых) временных точек появления этих комплексов. Например, мы получили прогнозную оценку периода и момента появления R -зубца в следующем периоде кардиограммы. Используя оценку периода и априорные данные по относительному положению фаз PQRST-комплексов, мы можем спрогнозировать время появления определенного комплекса и выполнить соответствующую обработку на необходимом временном интервале.

4. Этап анализа регулярности кардиограммы. При выполнении анализа всего комплекса кардиограммы на текущем периоде, полученные фактические значения элементов могут отличаться от прогнозируемых. Если отклонения находятся в пределах заданных допусков, то прогноз кардиограммы и ее интерпретация верна. Принимается решение о регулярности кардиограммы. Если отклонения выходят за допуски, принимается решение о нерегулярности и осуществляется либо возврат к этапу обучения, либо данный период исключается. Чаще всего нерегулярная кардиограмма может возникнуть в присутствии различных артефактов, таких как неплотное прилегание электродов, импульсная электромагнитная помеха и другие помеховые факторы.

5. Этап адаптации. Полученные значения элементов кардиограммы, прежде всего, экстремальные значения амплитуд, периода и фазы используются для уточнения прогноза на следующий период. После этого осуществляется переход к этапу анализа следующего периода (п. 3).

Таким образом, в регулярном режиме циклически выполняются этапы анализа текущего и прогноза следующего периодов кардиограммы с адаптацией к ее небольшим вариациям. В момент запуска алгоритма и при сбоях выполняется обучение алгоритма, и несколько первых периодов кардиограммы пропускается (точнее используется для целей самообучения).

Рассмотренный выше алгоритм был реализован на языке C и в виде виртуального инструмента в среде LabView.

Проверка работоспособности предлагаемого алгоритма была выполнена на ряде примеров экспериментальных цифровых кардиограмм. В качестве входной информации для проверки

использовался архив цифровых ЭКГ, полученный с помощью макета цифрового кардиографа. Максимальная частота дискретизации этого макета составляла 500 Гц, разрядность АЦП – 6 бит.

Экспериментальный макет измерительной платы цифрового осциллографа был разработан сотрудником Украинского радиотехнического института (г. Николаев) Ю.М. Образцовым

3. Реализация и проверка алгоритма обработки кардиограмм на языке C

Модель алгоритма была реализована на языке C (C++ Builder 5). При программной реализации особое внимание уделялось размеру кода программы и количеству переменных программы, с тем, чтобы программа не вышла за рамки возможностей микропроцессорного устройства. В результате была разработана достаточно компактная программа, нетребовательная к ресурсам процессора. А именно, объем оперативной памяти для хранения параметров и констант программы, а также всех оцениваемых параметров ЭКГ составляет всего лишь 38 16-битных слов, т.е. 76 байт. Исходные тексты всех процедур, реализующих алгоритм, составляют 500 строк текста на языке C. Для сравнения, методы автокорреляционной обработки, или преобразования Фурье, требуют 400-600 16-битных слов для хранения исходных данных и результатов, соответствующих 3-4 периодам сигнала при минимальной частоте дискретизации 100 Гц.

Ниже приводится описание реализованного итеративного алгоритма идентификации кардиографических комплексов.

3.1. Исходные предпосылки и ограничения

- Стационарность параметров ЭКГ на интервале предварительного обучения и оценки параметров ЭКГ, составляющем 8 максимальных периодов ЭКГ или $60 \cdot 8 / 40 = 12$ с.
- Параметры ЭКГ близки к параметрам нормальной ЭКГ.
- Амплитуда зубца R максимальна в сравнении с амплитудой других зубцов.

3.2. Описание алгоритма

Блок-схема алгоритма представлена на рис. 1.

Алгоритм состоит из двух частей: предварительного обучения (блок 1) и оценки параметров ЭКГ (блоки 2 и 3).

На этапе предварительного обучения по текущим входным значениям амплитуды ЭКГ A_i , поступающим с частотой дискретизации f_{dis} , оцениваются среднее значение амплитуды, максимальная и минимальная амплитуда (\bar{A} , A_{min} , A_{max} – соответственно). Этап предварительного обучения выполняется постоянно и длится 6 с или 4 максимальных периода ЭКГ (RR_{max}), который соответствует сердечному ритму 40 ударов в минуту.

Оценка параметров ЭКГ начинается после того, как закончится первый после старта

программы этап предварительного обучения (условие $\langle Start \bar{A} \rangle$ выполняется) и также длится 6 с. По окончании очередного этапа предварительного обучения производится сброс алго-

ритма оценки параметров ЭКГ, т.е., оценка параметров ЭКГ производится сначала с учетом новых значений $\bar{A}, A_{min}, A_{max}$.

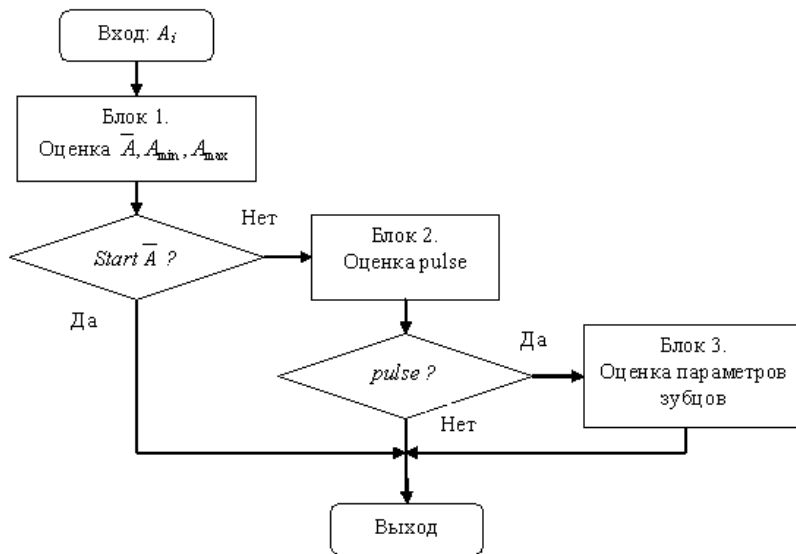


Рис. 1. Блок-схема итеративного алгоритма идентификации кардиографических комплексов

Работу алгоритма оценки параметров ЭКГ иллюстрирует схема на рис. 2.

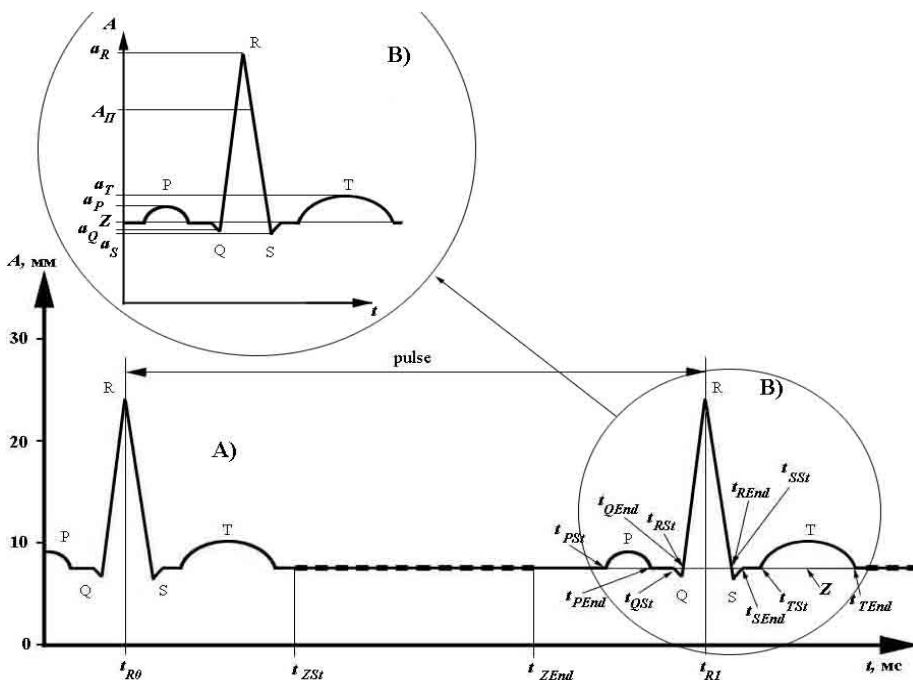


Рис. 2. Схема обозначений оцениваемых параметров ЭКГ

Для определенности ниже будем рассматривать случай, представленный на рис. 2, когда зубец R направлен вверх. Истинное направление зубца R определяется по величине асимметрии A_{min} , и A_{max} относительно среднего значения \bar{A} .

Идентификация кардиологических комплексов начинается с получения оценки пульса *pulse* как расстояния между максимумами амплитуды зубца R. Положение t_R зубца R определяется

исходя из следующих двух условий. Первое: наличие локального максимума амплитуды ЭКГ, удовлетворяющего условию $a_R > A_{II}$, где $A_{II} = A_{max} - (\bar{A} - A_{min})$. Второе: амплитуда других локальных максимумов на интервале времени длительностью от t_R до $t_R + RR_{min}$ меньше a_R , где RR_{min} – минимальный периоду ЭКГ, соответствующий частоте сердечного ритма, равной 200 ударам в минуту.

Положение двух последних зубцов R (текущего t_{R1} и предыдущего t_{R0}) запоминаются. Как только расстояние между текущим моментом времени и t_{R1} превысит RR_{min} , по величине разности $(t_{R1} - t_{R0})$ производится оценка пульса. Если же $(t_{R1} - t_{R0})$ превышает RR_{max} , то оценка пульса не производится, и все вычисления в блоках 2 и 3 начинаются сначала.

После того, как оценка пульса получена (условие $\langle pulse \rangle$ выполняется, см. рис. 1) в блоке 3 начинается определение следующих параметров ЭКГ (см. рис. 2):

Z – уровень изоэлектрической линии;

$a_P, [t_{PSb}, t_{PEnd}]$ – амплитуда и положение на оси времени зубца P ;

$a_Q, [t_{QSb}, t_{QEnd}]$ – амплитуда и положение на оси времени зубца Q ;

$a_R, [t_{RSb}, t_{REnd}]$ – амплитуда и положение на оси времени зубца R ;

$a_S, [t_{SSb}, t_{SEnd}]$ – амплитуда и положение на оси времени зубца S ;

$a_T, [t_{TSb}, t_{TEnd}]$ – амплитуда и положение на оси времени зубца T .

Перечисленные выше параметры ЭКГ определяются строго в том порядке, как они указаны выше.

Уровень изоэлектрической линии Z полагается равным среднему значению амплитуды ЭКГ на интервале времени $[t_{ZSb}, t_{ZEnd}]$, избранному для оценки уровня изоэлектрической линии. Момент времени t_{ZSt} выбирается таким образом, чтобы он следовал после зубца T текущего комплекса, а момент t_{ZEnd} – предшествовал зубцу P следующего комплекса PQRS T :

$$tZSt = t_{TEnd} + L_{QRS0.5,X}, \quad (1)$$

$$tZEnd = t_R + pulse - (L_{RT} + L_{QRS0.5,X}), \quad (2)$$

где $t_R = t_{R0}$ – время, соответствующее максимуму текущего зубца R , полученное в блоке 2;

$L_{QRS0.5,X}$ – половина максимально возможной длительности комплекса QRS, равная 0,1 с;

$L_{RT} = (t_T - t_R)$ – расстояние между максимумами зубцов R и T ;

t_T – время, соответствующее максимуму текущего зубца T .

В случае начала оценок в блоке 3, время t_T текущего зубца T определяется на интервале $[t_R + L_{QRS0.5,X}, t_R + L_{QRST,X}]$ и соответствует максимальному локальному максимуму на этом интервале, а время t_{TEnd} – окончания зубца T , полагается равным $t_{TEnd} = t_R + L_{QRST,X}$, где $L_{QRST,X}$ – максимально возможная длительность комплекса QRST, равная 0,42 с.

После того, как получена оценка уровня изоэлектрической линии Z , начинается поиск и оценка параметров зубцов P, Q, R, S и T . Предполагается, что в кардиограмме зубцы P, R и T всегда присутствуют, а S и Q – могут отсутствовать.

Для зубцов, направленных вверх, находятся интервалы времени, для которых амплитуда ЭКГ выше изоэлектрической линии ($A_i > Z$), а для зубцов направленных вниз – ниже изоэлектрической линии ($A_i < Z$). Одновременно определяются амплитуда и положение вершины зубца, равные амплитуде и положению соответствующего экстремума.

Учитывая строгую хронологическую последовательность зубцов, первыми определяются параметры зубца P . Параметры зубцов S и R определяются только после того, как найдены параметры зубца P , а параметры зубцов Q и T – только после того, как найдены параметры зубца R . Если при этом амплитуда зубца R меньше порога A_{II} , то обнаруженный участок ЭКГ относится к зубцу P , а поиск зубцов Q и R возобновляется сначала. Полученные ранее параметры зубца P могут быть заменены параметрами отбракованного зубца R , если его амплитуда меньше, чем амплитуда отбракованного зубца R .

Для полной идентификации зубцов P, Q, S и T используется привязка их времени существования к периоду сердечного ритма, а именно, оценка параметров этих зубцов производится в интервалах времени, привязанных к положению на временной оси зубцов R :

$[(t_R + pulse - L_{QRS0.5,X} - L_{PQ,X}), (t_R + pulse)]$ – интервал поиска зубца P ;

$[(t_R + pulse - L_{QRS0.5,X}), (t_R + pulse)]$ – интервал поиска зубца Q ;

$[t_R, t_R + L_{QRS0.5,X}]$ – интервал поиска зубца S ;

$[t_R, t_R + L_{QRST,X}]$ – интервал поиска зубца T .

В приведенных выше выражениях t_R – положение на оси времени зубца R предыдущего (зубцы P и Q), или текущего (зубцы S и T) комплексов, а $L_{PQ,X}$ – максимально возможная длительность комплекса PQ , равная 0,2 с.

Отметим, что для полной идентификации зубца R в блоке 3 не задается явно временной интервал поиска. Как это было описано выше, его положение на оси времени ищется с применением процедуры отбраковки по амплитуде только после того, как найден зубец P .

Длительности комплексов PQ, QRS и $QRST$ полагаются равными разности времен окончания и начала крайних зубцов, составляющих комплекс.

3.4. Испытания алгоритма

Испытания алгоритма проводились по выборкам с частотой дискретизации 100 Гц. Если исходная частота дискретизации была выше 100 Гц, то производилось соответствующее усреднение амплитуды ЭКГ с приведением к 100 Гц.

Испытания показали, что представленный алгоритм устойчив и имеет низкую вероятность ложной идентификации комплексов кардиограммы.

Для иллюстрации работы алгоритма на рис. 3 приведен скриншот программы с результатами идентификации кардиологического комплекса. Вычисленные значения параметров кардиологических комплексов представлены в нижней части рисунка. В центральной части рисунка

показан участок кардиограммы, для которого эти параметры получены. Интервалы оценки изоэлектрической линии обозначен буквой Z, а участок ЭКГ, для которого получены параметры отдельных кардиологических комплексов, обозначен как интервал PQRS.

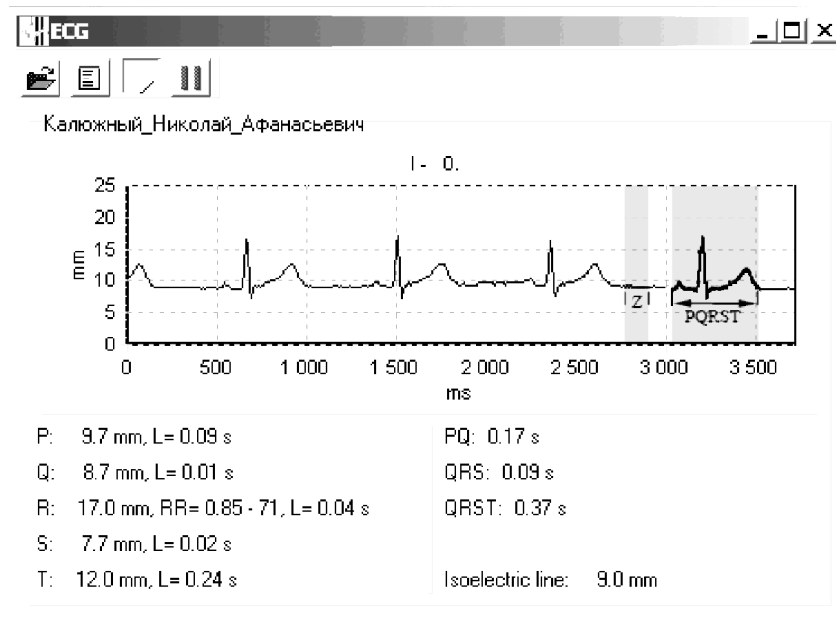


Рис. 3. Скриншот программы, реализующей итеративный алгоритм идентификации кардиографических комплексов

4. Пример реализации и результаты работы алгоритма обработки кардиограммы в инструментальном пакете LabView.

Несколько упрощенная версия рассмотренного выше алгоритма была реализована в инструментальной среде LabView.

На рис. 4 приведена упрощенная схема, иллюстрирующая особенности выделения характерных точек ЭКГ для определения параметров R-зубца.

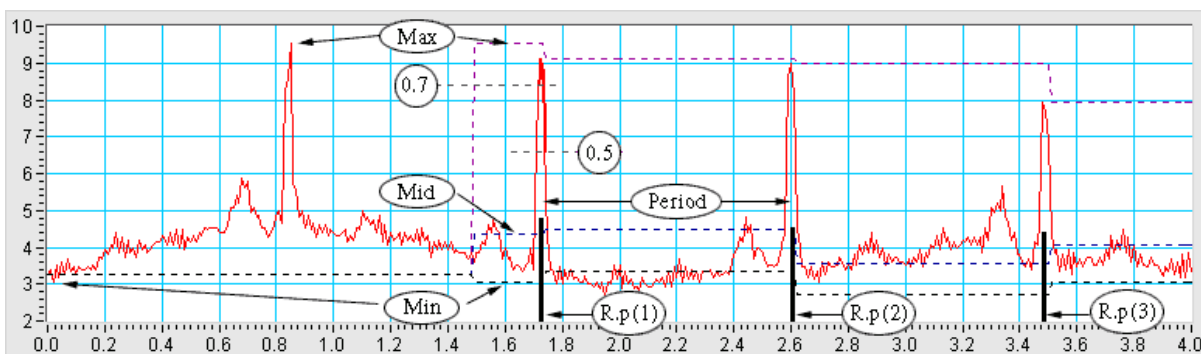


Рис. 4. Схема обнаружения R-зубцов

На графике пунктиром обозначены текущие значения минимума – Min, максимума – Max, среднего – Mid значений. В качестве порога для выделения следующего R-комплекса кардиограммы принято значение 0,7, а в качестве порога для обозначения окончания комплекса принято значение 0,5. В выделенном интервале определяется абсолютный максимум (минимум), соответствующий экстремали R-комплекса и его положению на задержке. Обнаруженные комп-

лексы обозначены на диаграмме вертикальными отрезками с задержками R.p(i). Здесь i – номер комплекса. Высота отрезка соответствует амплитуде R-комплекса (отклонению от среднего значения). Расстояние по задержке между соседними комплексами соответствует текущему периоду $Period=R.p(i+1)-R.p(i)$.

На рис. 5 приведена укрупненная блок-схема алгоритма обработки ЭКГ.

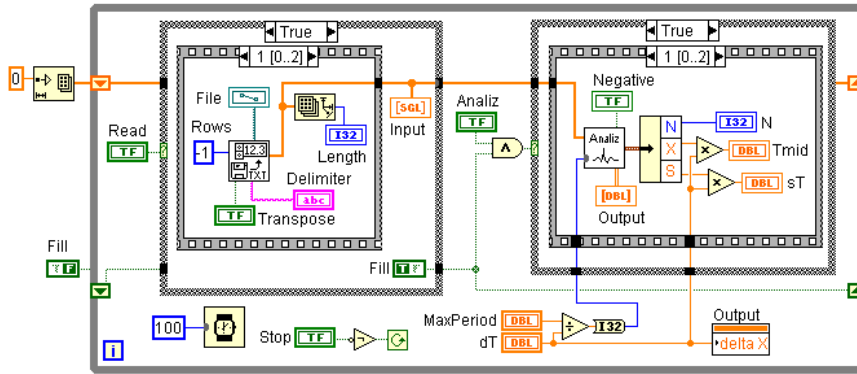


Рис. 5. Блок-схема алгоритма обробки ЕКГ

Блок в левой части схемы осуществляет чтение архивного файла данных. Блок в правой части осуществляет обработку данных. Непосредственно за обработку данных отвечает модуль Analiz.

Работа основной части программы построена в виде последовательности нескольких этапов: обучение; обнаружение первого R-зубца; обнаружение последующих R-зубцов и вычисление расстояния между ними. В начале каждого из этапов выполняется процедура обучения – определения текущих значений среднего, минимального и максимального значений на заданном обучающем интервале времени. Завершение этапа обучения определяется по условию достижения текущей фазы кардиоцикла значения периода цикла. Текущая фаза определяется временем от начала анализа, а период задается с запасом, так чтобы в него попал хотя бы один кардиоимпульс. Здесь в качестве максимального периода принято значение 1,5 секунд.

Модуль анализа состоит из ряда вспомогательных модулей. В т.ч.: определения текущих значений среднего, минимального и максимального значений; отображения результатов обработки на графике; выделения экстремумов (R-комплексов).

По завершению каждого из циклов обучения осуществляется вычисление среднего значения и обновление значений для следующих прогнозов. Текущие значения накапливаются в кластере Status, а значение для прогнозирования в кластере work_Status. В конце цикла накопления старое значение work_Status подменяется новым значением.

В конце цикла обучения определяется полярность R-зубца. Это необходимо для того, чтобы определить, что необходимо искать в дальнейшем – максимумы или минимумы амплитуды. Если R-зубец отрицательный, значение Negative=True, если положительный Negative=False.

Модуль выделения экстремальных значений несет на себе основную смысловую нагрузку. На рис. 6 приведена блок-схема этого модуля.

На вход модуля поступают: кластер данных in_PQRST, содержащий параметры текущего интервала кардиограммы; кластер с результатами обучения; и значение текущей амплитуды A. На выходе модуля формируется обновленный кластер параметров интервала out_PQRST и признак Fixed-обнаружения и фиксации экстремали. Признак Fixed используется для сброса фазы и начала следующего цикла поиска экстремумов.

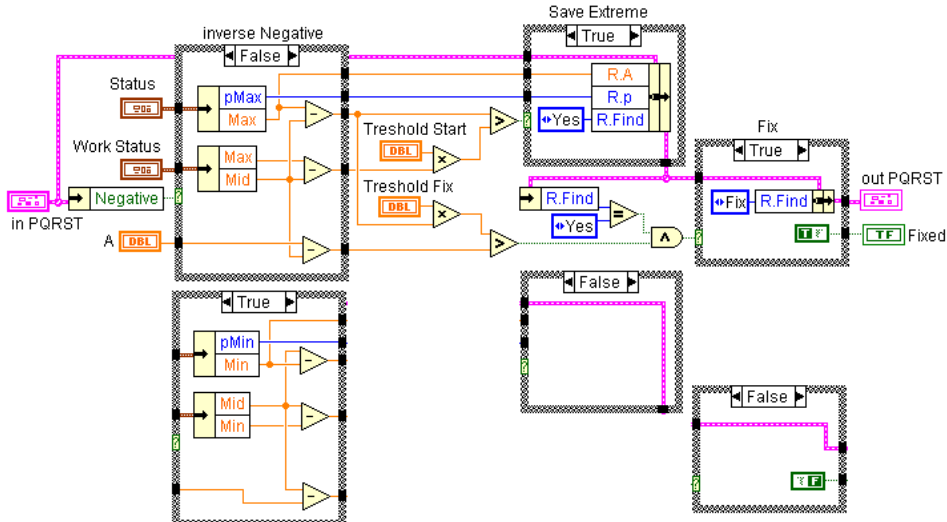
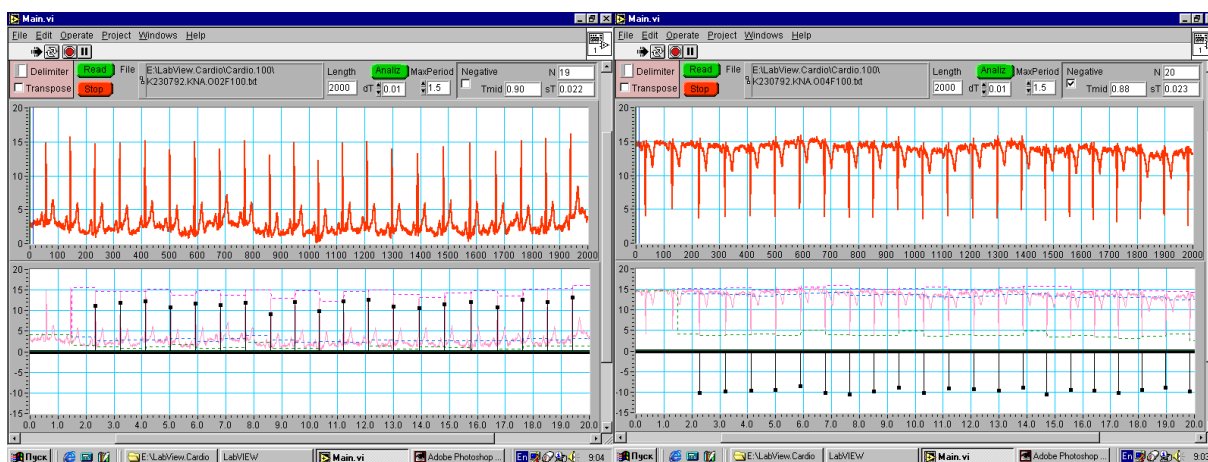


Рис. 6. Блок-схема модуля выделения экстремалей на ЕКГ

Модуль содержит три блока:

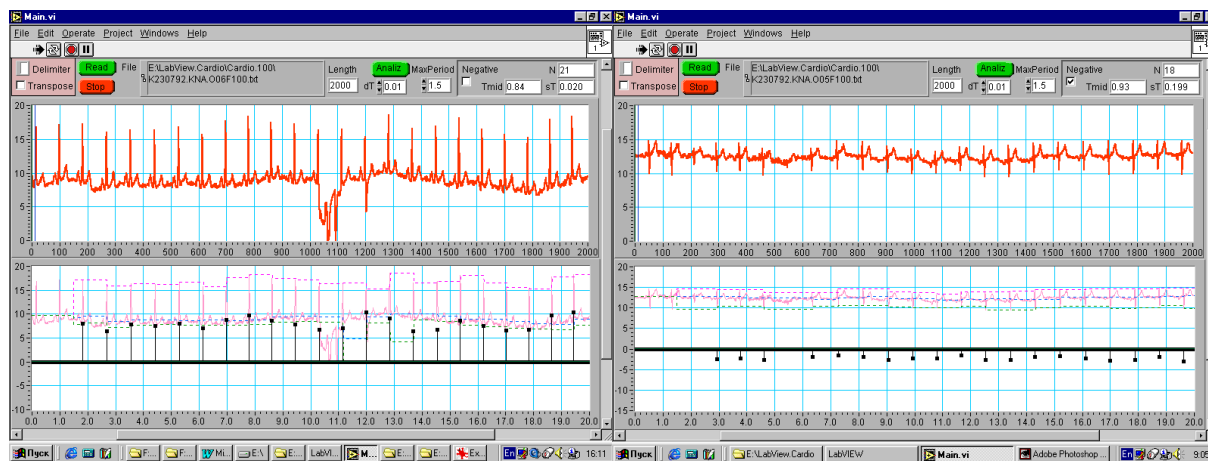
- **Inverse_Negative** – вычисления модуля высоты R -зубца относительно среднего значения амплитуды. В зависимости от значения признака **Negative**, реализуется верхняя или нижняя схема вычислений.
- **Save_Extreme** – сохранение текущего экстремального значения в качестве амплитуды R -зубца. При выборе потенциальной кандидатуры на R -зубец отбираются только сигналы с амплитудой, не меньшей заданного порога. Порог задается переменной **Threshold_Start** по отношению к максимальному пику предыдущего цикла. Здесь в качестве порога принято значение **Threshold_Start = 0,7**.
- **Fix** – фиксация амплитуды R -зубца. Зубец фиксируется только тогда, когда амплитуда сигнала (модуль отклонения от среднего) упадет не менее, чем до заданной пороговой величины. Это сделано для того, чтобы не фиксировать мелкие осцилляции на теле зубца, способные привести к расщеплению одного зубца на несколько. В качестве относительного порога используется переменная **Trshold_Fix**. В расчетах принято значение **Trshold_Fix = 0,5**.

На рис. 7 приведены примеры обработки реальных цифровых кардиограмм с помощью разработанной программы. Здесь показаны наиболее интересные, с точки зрения оценки работоспособности описанного алгоритма, результаты.



а) положительный R -комплекс

б) отрицательный R -комплекс



в) запись с артефактами

г) запись с выпадениями

Рис. 7. Примеры выделения R -комплексов на различных типах записей кардиограмм

На рисунках показана лицевая панель программы. Из этой панели осуществляется выбор файла исходных данных архива кардиограмм, управление программой и изменение ее параметров. В верхней части панели отображаются исходные временные ряды кардиограммы, а в нижней результаты обработки. Кроме того, в верхней части панели в цифровом окне отображаются значения среднего периода

T_{mid} и значение среднеквадратичного отклонения от среднего sT для всей записи. Результаты обработки представлены вертикальными отрезками. Положение отрезка на оси времени соответствует обнаруженному экстремуму, а высота – амплитуде относительно среднего уровня записи. Пунктирные, преимущественно горизонтальные, линии соответствуют мини-

мальным, средним и максимальным значениям, используемым для выделения экстремалей.

5. Обсуждение полученных результатов.

Реализованы действующие, самообучающиеся, не требовательные к ресурсам процессора алгоритмы обработки кардиограммы на двух независимых платформах программирования, а именно на языке программирования С и в виде виртуального инструмента в среде LabView.

Обе реализации подтвердили работоспособность заложенных в алгоритме идей самообучения и адаптации на реальных экспериментальных записях кардиограмм.

В ходе реализации алгоритма в среде LabView было выявлено, что эта среда не очень подходит

для построения самообучающихся алгоритмов, в связи с отсутствием удобных средств реализации механизма наследования памяти (аналога типа `internal static` переменных в других средах программирования).

Разработанный самообучающийся алгоритм на языке С может быть рекомендован к реализации на микропроцессорном устройстве с небольшим размером памяти переменных и памяти кода. При удачном выборе временной шкалы обработки, этот алгоритм может быть реализован с минимальным использованием ресурсоемких операций умножения и деления.

ЛИТЕРАТУРА

1. Калядин Н.И., Кузнецов П.Г., Леменков В.А., Ходырева М.Д. Компьютерные медицинские мониторы: состояние и перспективы // Медицинская техника. – 2002. – № 3. – С. 22-24.
2. Витрук С.К. Пособие по функциональным методам исследования сердечно-сосудистой системы. – К.: Здоровье, 1990. – 220 с.
3. Atmega 169. Doc. Rev.2514A-AVR-08/02. ATMEL: 2002, 317 p. // <http://www.atmel.com>.
4. Ларионов Д.Ю., Шелупанов А.А. Структура и алгоритмы анализа персональных регистраторов ЭКГ // Медицинская техника. – 2007. – № 4. – С. 7-10.
5. Истомина Т.В., Кривоногов Л.Ю. Возможности применения последовательной ранговой обработки для создания портативной кардиоаппаратуры // Медицинская техника. – 2002. – № 1. – С. 12-14.
6. Нунс Дж.-К., Найт-Али А. Моделирование ЭКГ на основе преобразования Гильберта // Медицинская техника. – 2005. – № 3. – С. 36-39.
7. Тревис Дж. LabView для всех. – М.: ДМК Пресс; Прибор комплект, 2004. – 544 с.
8. Загидуллин Р.Ш. LabView в исследованиях и разработках. – М.: Горячая линия-Телеком, 2005. – 352 с.

Надійшла до редколегії 14.11.07.