

УДК 614.254.1:004.415

DOI 10.52575/2687-0932-2021-48-1-130-141

Информационная технология оперативного определения жизнеугрожающих состояний сердечно-сосудистой системы

Муромцев В.В., Никитин В.М., Ефремова О.А., Камышникова Л.А.

Белгородский государственный национальный исследовательский университет,

Россия, 308015, г. Белгород, ул. Победы, 85

E-mail: muromtsev@bsu.edu.ru, nikitin@bsu.edu.ru, efremova@bsu.edu.ru, kamyshnikova@bsu.edu.ru

Аннотация. В работе рассматриваются модели потоков данных и этапы цифровой обработки сигналов в мобильном устройстве оперативного определения жизнеугрожающих состояний сердечно-сосудистой системы. Устройство считывает сигналы ЭКГ пациента и анализирует различные виды аритмий сердца. При обнаружении жизнеугрожающего состояния устройство формирует сообщение пациенту и передает данные ЭКГ на компьютер врача. Особенностью данного устройства является его персонификация и применение надежного выявления комплексов QRS за счет использования алгоритма анализа формы сигнала, основанного на методе Dynamic time warping.

Ключевые слова: сердечно-сосудистые заболевания, ЭКГ, цифровая обработка сигналов, мобильное устройство, комплекс QRS, метод DTW.

Благодарности: работа выполнена при финансовой поддержке гранта РФФИ, проект № 18-413-310002.

Для цитирования: Муромцев В.В., Никитин В.М., Ефремова О.А., Камышникова Л.А. 2021. Информационная технология оперативного определения жизнеугрожающих состояний сердечно-сосудистой системы. Экономика. Информатика, 48 (1): 130–141. DOI: 10.52575/2687-0932-2021-48-1-130-141.

The information technology for rapid determination life-threatening states of the cardiovascular system

Viktor V. Muromtsev, Valeriy M. Nikitin, Olga A. Efremova, Lyudmila A. Kamyshnikova

Belgorod National Research University,

85 Pobeda St, Belgorod, 308015, Russia

E-mail: muromtsev@bsu.edu.ru, nikitin@bsu.edu.ru, efremova@bsu.edu.ru, kamyshnikova@bsu.edu.ru

Abstract. The paper examines data flow models and stages of digital signal processing in a mobile device for the operational determination of life-threatening conditions of the cardiovascular system. The device records the patient's signal electrocardiography (ECG) and analyzes various types of cardiac arrhythmias. When a life-threatening condition is detected, the device generates a message to the patient and transmits ECG data to the doctor's computer. A feature of this device is its personification and the reliability of the capabilities of the QRS complexes. Reliability is due to the fact that, in addition to approaches to the construction of digital signal processing algorithms, QRS comparison methods are also used, algorithms for comparing selected complexes with templates are used. An algorithm based on the dynamic time warping (DTW) method to analyze the shape QRS complex is used. If all the specified patterns are at a great distance from the highlighted QRS complex, then it is considered that this complex was highlighted in error. The DTW method is widely used for processing audio signals, in this context, its use is new.

Keywords: cardiovascular diseases, ECG, digital signal processing, mobile device, QRS complex, DTW method.

Acknowledgements: the study was carried out with the financial support of the Russian Foundation for Basic Research, project No 18-413-310002.

For citation: Muromtsev V.V., Nikitin V.M., Efremova O.A., Kamyshnikova L.A. 2021. The information technology for rapid determination life-threatening states of the cardiovascular system. *Economics. Information technologies*, 48 (1): 130–141 (in Russian). DOI 10.52575/2687-0932-2021-48-1-130-141.

Введение

Одной из причин высокой смертности от сердечно-сосудистых заболеваний (ССЗ) является то, что часто эти заболевания протекают бессимптомно, или люди не оценивают высокий риск кардиологической патологии, не могут почувствовать момент появления жизнеугрожающего состояния своей сердечно-сосудистой системы (ССС). Например, такое состояние может возникнуть при выполнении физической нагрузки. В этом случае человек должен срочно прекратить нагрузку и принять рекомендованные врачом лекарственные средства. Если человек не почувствовал опасности, неправильно оценил свое состояние и продолжил выполнять физическую нагрузку, то это может привести к развитию жизнеугрожающего состояния и к смерти.

Таким образом, задача оперативного определения жизнеугрожающих состояний ССС актуальна. Эта задача может быть решена путем разработки микропроцессорных мобильных устройств для пациента, имеющих связь с компьютером врача и выполняющих следующие функции:

- автоматическое раннее выявление жизнеугрожающих состояний;
- оперативное информирование пациента и врача о возникновении жизнеугрожающего состояния;
- оперативное информирование пациента о его действиях для устранения возникшего жизнеугрожающего состояния;
- передача информации о состоянии ССС пациента лечащему врачу с целью ее дальнейшего анализа.

В настоящее время хорошо проработаны различные подходы к построению таких устройств и разработаны алгоритмы, используемые в этих устройствах [Петров и др., 2014; Рослякова, Чупраков, 2012; Choi, 2016; Sandau, 2017; Surawicz, Knilans, 2008]. Многие устройства реализованы и используются на практике [Ansari, et. al., 2017; Fernandez Biscay, et. al., 2020; Steinhubl, et. al., 2018]. Как правило, такие устройства считывают данные о пульсовой волне и/или электрокардиограмме (ЭКГ). Потом считанные данные анализируются с целью определения жизнеугрожающего состояния ССС пациента. При обнаружении такого состояния формируются сообщения пациенту и врачу.

Анализ данных может осуществляться либо в мобильном устройстве, либо на компьютере врача. Преимущество второго варианта состоит в том, что для анализа данных, как правило, используется мощный стационарный компьютер врача, что гарантирует более качественные выводы о состоянии ССС пациента. Однако в этом случае требуется наличие надежного высокоскоростного канала связи между мобильным устройством пациента и компьютером врача, что не всегда возможно.

Данный недостаток отсутствует при использовании пациентом мобильного устройства, которое само осуществляет анализ данных. С развитием микропроцессорной техники таких устройств становится все больше. Эти устройства не требуют постоянной связи с компьютером врача. Определение жизнеугрожающего состояния и формирование сообщений осуществляет мобильное устройство. Также на этом устройстве сохраняются считанные данные ЭКГ. Эти данные могут передаваться на удаленный компьютер при возникновении жизнеугрожающего состояния, по запросу врача и т. д.

В работе рассматривается подход к построению мобильного устройства пациента, которое получает информацию о состоянии его ССС с датчиков ЭКГ. Сигналы с датчиков оцифровываются и подлежат цифровой обработке, целью которой является выделение комплексов QRS. Далее информация о выделенных комплексах QRS используется для обнаружения различных видов аритмий сердца:

- тахикардия – состояние, при котором частота пульса превышает заданную границу (90 ударов в минуту);
- брадикардия – частота пульса меньше заданной границы (60 ударов в минуту);
- пароксизмальные нарушения ритма – внезапно возникшее состояние (приступ), при котором появляется крайне частое сердцебиение (ритмичное или неритмичное) с частотой, превышающей 150–200 ударов в минуту;
- экстрасистолия – в правильный ритм сердечных сокращений вплетается преждевременное сокращение. В норме у здорового человека могут быть единичные экстрасистолы, не требующие лечения и не влияющие на самочувствие. Допустимым считается количество экстрасистол не более 30 в час, до 5 в мин. Статистической «нормой» экстрасистол считается примерно до 200 наджелудочковых экстрасистол и до 200 желудочковых экстрасистол в сутки.
- мерцательная аритмия – характерны быстрая смена частоты и регулярности сердечного ритма или резкое его замедление. Выявляется путем анализа максимального и минимального интервала между пульсовыми волнами.

В работе не рассматриваются вопросы технической реализации устройства и алгоритмы обнаружения аритмии. Рассматриваются только модели потоков данных и вопросы цифровой обработки сигналов (ЦОС) ЭКГ в мобильном устройстве с целью выделения комплексов QRS. Особенности данного устройства являются:

1) Персонализация устройства, которая достигается тем, что алгоритмы, осуществляющие выявление жизнеугрожающих состояний ССС, основаны на информации, введенной врачом для конкретного пациента. Для каждого пациента и анализируемого вида аритмии врач задает допустимую нижнюю и/или верхнюю границу и сообщение для пациента. Таким образом, информирование пациента о его действиях для устранения жизнеугрожающего состояния основано на данных, введенных врачом для конкретного пациента для каждого из возможных жизнеугрожающих состояний.

2) Надежность выявления комплексов QRS за счет использования алгоритма анализа формы сигнала.

Модели потоков данных

Модели потоков данных представим с помощью диаграмм потоков данных (Data flow diagramming, DFD). Данные диаграммы моделируют систему как набор действий, соединенных друг с другом стрелками [Черемных и др., 2001]. Для создания DFD будем использовать MS Visio [Visio, 2020]. На рис.1 представлены потоки данных между мобильным устройством и компьютером врача. На компьютере врача ведется база данных (БД) пациентов, в которой сохраняется информация о пациентах, персональные настройки их мобильных устройств, считанные ЭКГ и др.

Мобильное устройство пациента содержит три хранилища данных. В первом хранятся параметры оцифровки и обработки сигнала ЭКГ. К этой информации относятся: частота дискретизации сигнала ЭКГ, параметры фильтров и др. Эта информация является стабильной и может быть сохранена в устройстве при его первоначальном программировании. Во втором хранилище сохраняются персональные настройки [Ефремова и др., 2016]. Эту информацию задает врач исходя из индивидуальных особенностей пациента. Персональные настройки сохраняются в БД пациентов на компьютере врача и передаются на мобильное устройство пациента при его настройке. В третьем хранилище мобильного устройства накапливаются данные ЭКГ. Эти данные передаются на компьютер врача при возникновении жизнеугрожающей ситуации и сохраняются в БД пациентов. Также возможно организовать передачу данных ЭКГ по запросу врача, по истечении некоторого временного периода, при улучшении качества связи и т. д. (на диаграмме на рис. 1 не показано).

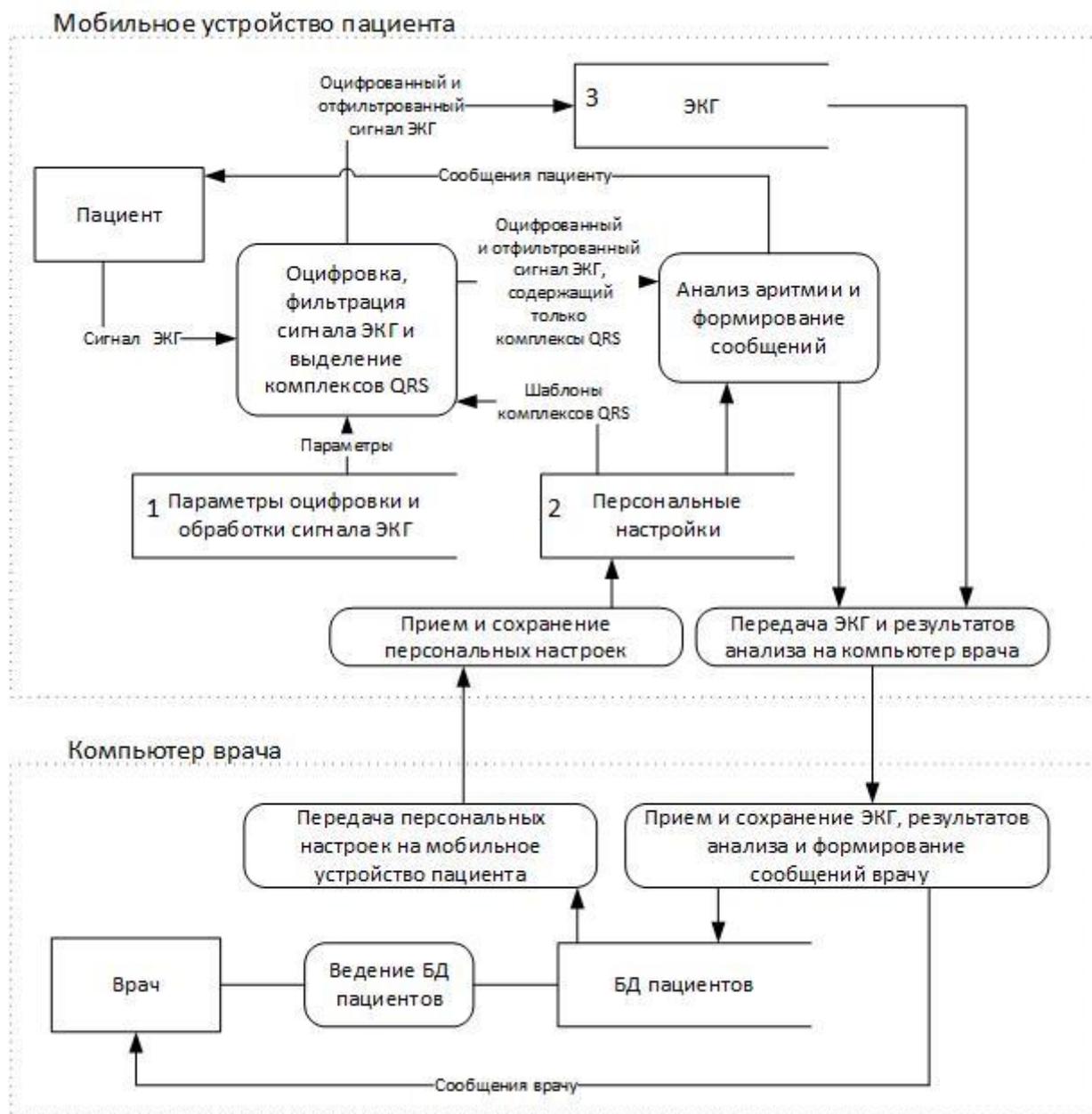


Рис. 1. Диаграмма потока данных
Fig. 1. Data flow diagram

Рассмотрим более детально блок «Оцифровка, фильтрация сигнала ЭКГ и выделение комплексов QRS». Детализация этого блока представлена на рис. 2. Считанный сигнал ЭКГ вначале оцифровывается с частотой дискретизации, заданной в первом хранилище мобильного устройства. Далее сигнал фильтруется с помощью фильтров высоких и низких частот (ФВЧ и ФНЧ). Параметры фильтров также поступают из первого хранилища. Отфильтрованный сигнал ЭКГ передается в третье хранилище и на выделение комплексов QRS. Процесс выделения комплексов QRS состоит из следующих действий: дифференцирование, возведение в квадрат, интегрирование, выделение комплексов QRS, сравнение выделенных комплексов QRS с шаблонами. Шаблоны QRS поступают из второго хранилища.

Далее детально рассмотрим перечисленные этапы ЦОС ЭКГ и примеры сигналов в точках А–Ж, см. рис. 2.

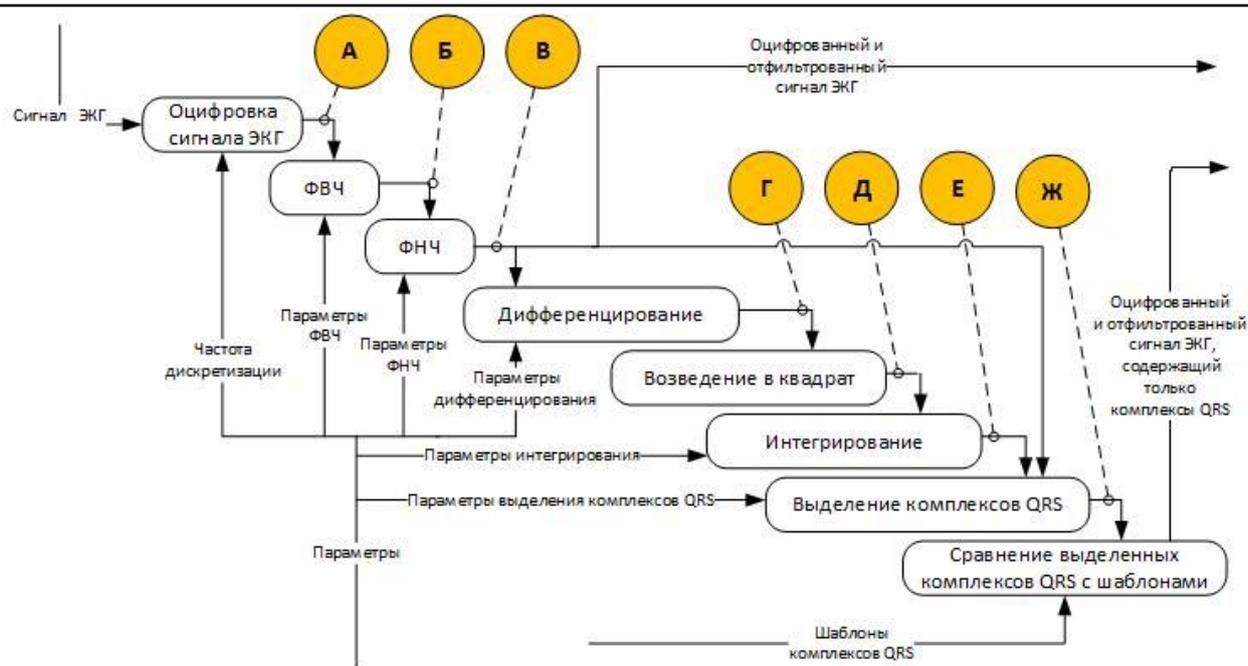


Рис. 2. Декомпозиция блока «Оцифровка, фильтрация сигнала ЭКГ и выделение комплексов QRS»
 Fig. 2. Decomposition of the block "Digitization, filtering of the ECG signal and the selection of QRS complexes"

Этапы ЦОС ЭКГ

Сигнал считывается и оцифровывается порциями одинаковой длительности. Длительность порции составляет $n \cdot \frac{1}{f_d}$ секунд, где n – число отсчетов сигнала, f_d (Гц) – частота дискретизации. Пусть оцифрованный сигнал сохраняется в последовательности $X = (X_1, X_2, \dots, X_n)$, где X_i – цифровое значение амплитуды сигнала в момент времени, отстоящий от начала считывания порции на $i \cdot \frac{1}{f_d}$ секунды.

Пример оцифрованного электрокардиосигнала представлен на рис. 3. Для проведения экспериментов данные ЭКГ взяты из банка PhysioBank [PhysioBank, 2020]. Для обработки сигналов использовалась среда LabVIEW [LabVIEW, 2020]. В данном случае $f_d = 200$ Гц, разрядность АЦП равна 12, $n=880$.

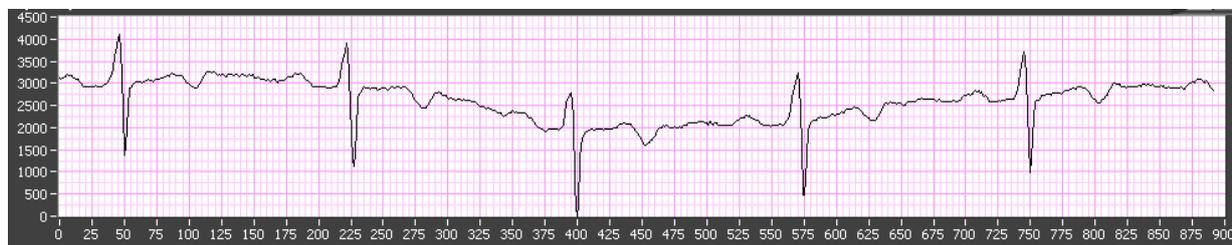


Рис. 3. Оцифрованный электрокардиосигнал (сигнал в точке А на рис. 2)
 Fig. 3. Digitized electrocardiosignal (signal at point A in Fig. 2)

Оцифрованный электрокардиосигнал X подвергается фильтрации с целью подавления разного рода помех (дрейф изолинии, артефакты движения и т. д.). В результате формируется цифровой сигнал $Y = (Y_1, Y_2, \dots, Y_n)$.

Вначале электрокардиосигнал X фильтруется с помощью ФВЧ. Используется фильтр Баттерворта второго порядка. Частота среза фильтра подбирается таким образом, чтобы сглаживался дрейф изолинии. Результат фильтрации сохраняется в последовательности $W = (W_1, W_2, \dots, W_n)$. Параметры ФВЧ хранятся в первом хранилище данных (см. рис. 1, 2).

Пример сигнала, полученного в результате фильтрации электрокардиосигнала X с помощью ФВЧ, представлен на рис. 4. Использовался фильтр, заданный уравнением:

$$W_i = a_0 \cdot X_i + a_1 \cdot X_{i-1} + a_2 \cdot X_{i-2} - b_1 \cdot W_{i-1} - b_2 \cdot W_{i-2},$$

где $a_0 = 0,9733$, $a_1 = -1,9466$, $a_2 = 0,9733$, $b_1 = -1,9461$, $b_2 = 0,9470$.

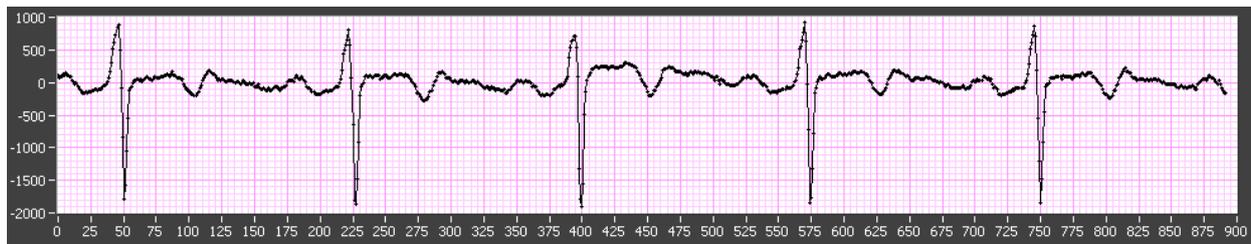


Рис. 4. Сигнал ЭКГ после ФВЧ (сигнал в точке В на рис.2)

Fig. 4. ECG signal after HPF (signal at point B in Fig. 2)

Далее сигнал фильтруется с помощью ФНЧ. Используется фильтр Баттерворта второго порядка. Частота среза подбирается таким образом, чтобы фильтр снижал влияние высокочастотных импульсных помех и не оказывал существенного влияния на форму QRS-комплекса. Основные частотные составляющие QRS-комплекса лежат в диапазоне 1–25 Гц. Результат фильтрации сохраняется в последовательности $Y = (Y_1, Y_2, \dots, Y_n)$. Параметры ФНЧ хранятся в первом хранилище данных (см. рис. 1, 2).

Пример сигнала, отфильтрованного с помощью ФНЧ, представлен на рис. 5. Использовался фильтр, заданный уравнением:

$$Y_i = a_0 \cdot W_i + a_1 \cdot W_{i-1} + a_2 \cdot W_{i-2} - b_1 \cdot Y_{i-1} - b_2 \cdot Y_{i-2},$$

где $a_0 = 0,0633$, $a_1 = 0,1266$, $a_2 = 0,0633$, $b_1 = -1,0722$, $b_2 = 0,3253$.

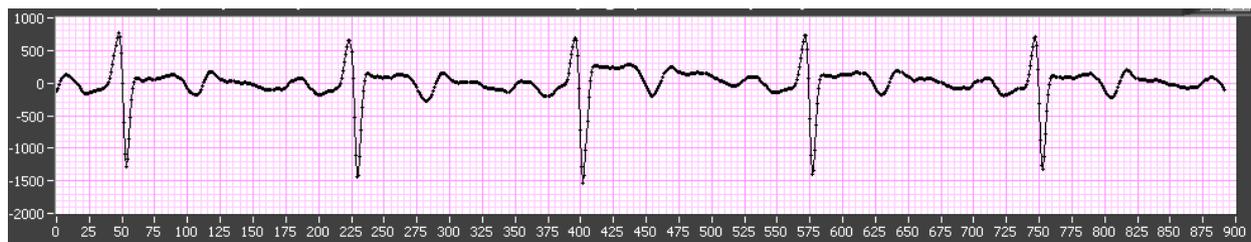


Рис. 5. Сигнал ЭКГ после ФНЧ (сигнал в точке В на рис. 2)

Fig. 5. ECG signal after LPF (signal at point B in Fig. 2)

Далее в полученном сигнале ЭКГ выделяются комплексы QRS. За основу взят алгоритм, рассмотренный в [Обухов, Степанов, 2019], который в свою очередь основывается на алгоритме Пана-Томпкинса [Pan, Tompkins, 1985]. Вначале производится дифференцирование сигнала (см. рис. 2). Это действие подавляет низкочастотные компоненты в ЭКГ, связанные с зубцами P и T, и усиливает высокочастотные компоненты, связанные с комплексом QRS. Результат вычисления производной сохраняем в последовательности W . Параметры дифференцирования хранятся в первом хранилище данных (см. рис. 1, 2).

Пример производной ЭКГ представлен на рис. 6. Производная рассчитывалась по следующей формуле:

$$W_i = \frac{1}{8}(2 \cdot Y_n + Y_{n-1} - Y_{n-3} - 2 \cdot Y_{n-4}).$$

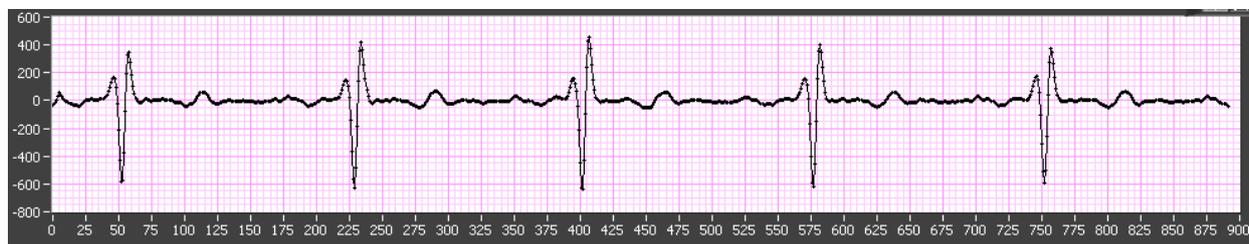


Рис. 6. Производная ЭКГ (сигнал в точке Г на рис.2)
 Fig. 6. ECG derivative (signal at point G in fig. 2)

Далее результат дифференцирования возводится в квадрат. Такое действие делает результат положительным, еще больше подавляет низкочастотные компоненты в сигнале, связанные с зубцами Р и Т и усиливает высокочастотные компоненты, связанные с комплексом QRS. Квадрат производной W , полученной на предыдущем шаге, сохраняем в той же последовательности, $W_i = W_i^2$.

Пример квадрата производной представлен на рис. 7.

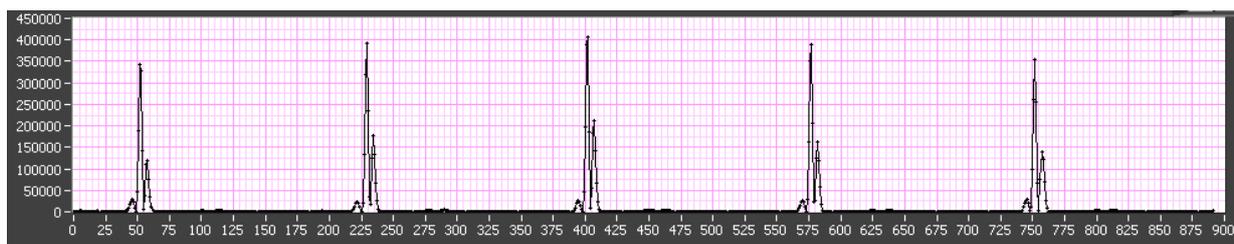


Рис. 7. Квадрат производной ЭКГ (сигнал в точке Д на рис. 2)
 Fig. 7. The square of the ECG derivative (signal at point D in fig. 2)

Следующим действием является интегрирование. Задачей интегрирования является сглаживание сигнала W , полученного на предыдущем шаге.

Сглаживание сигнала осуществляется за счет интегрирующего фильтра типа скользящего окна:

$$Y_i = \frac{1}{h}(W_{i-(h-1)} + W_{i-(h-2)} + \dots + W_i).$$

Параметры интегрирования хранятся в первом хранилище данных (см. рис. 1, 2). Ширина окна h выбирается исходя из следующих соображений:

- слишком большая ширина приведет к тому, что выходные сигналы, связанные с комплексом QRS и зубцом Т, будут сливаться;
- слишком маленькая ширина приведет к нескольким пикам для единственного QRS-комплекса.

Пример сигнала после интегрирующего фильтра представлен на рис. 8. В данном примере была выбрана ширина окна $h = 30$:

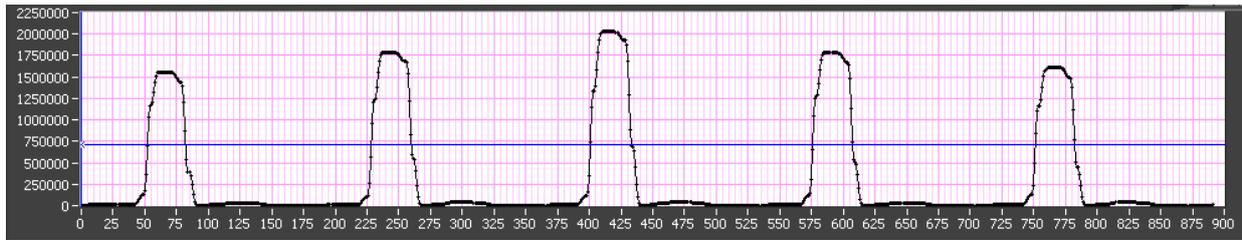


Рис. 8. Результат интегрирования квадрата производной (сигнал в точке E на рис.2)
 Fig. 8. The result of integrating the square of the derivative (signal at point E in fig. 2)

Для решения задачи выделения комплексов QRS вначале формируется пороговая функция $W = (W_1, W_2, \dots, W_n)$:

$$W_i = \begin{cases} 1, & \text{если } Y_i \geq p \\ 0, & \text{если } Y_i < p \end{cases}$$

Здесь Y – сигнал после интегрирующего фильтра, p – порог, $p = \min \cdot \eta_1$, \min – минимальная высота зубца в сигнале Y , $0 < \eta_1 \leq 1$ – пороговый коэффициент. Параметр η_1 хранится в первом хранилище данных (см. рис. 1, 2).

В рассматриваемом примере порог изображен горизонтальной линией на рис. 8 (см. выше). Пороговая функция не в масштабе и исходный электрокардиосигнал представлены на рис. 9.

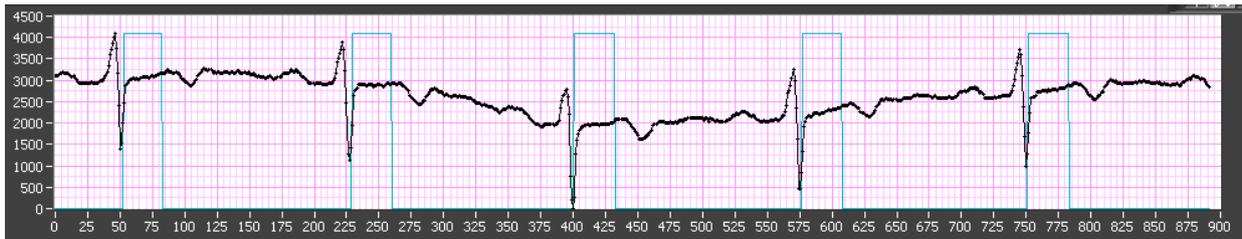


Рис. 9. Пороговая функция и исходный электрокардиосигнал
 Fig. 9. Threshold function and baseline electrocardiosignal

Отметим, что в результате фильтрации электрокардиосигнала пороговая функция смещается вправо по оси времени. При этом участки пороговой функции, где ее значение равно 1 (пики), не совпадают с комплексами QRS (см. рис. 9). Для того, чтобы пики совпадали с комплексами QRS, смещаем влево пороговую функцию на величину η_2 :

$$W_i = \begin{cases} W_{i+\Delta}, & \text{если } i + \eta_2 \leq n \\ 0, & \text{если } i + \eta_2 > n \end{cases}$$

Параметр η_2 хранится в первом хранилище данных (см. рис. 1, 2). Также отметим, что ширина пика пороговой функции может быть меньше, чем ширина комплексов QRS. Поэтому данные участки расширяются на некоторую константу η_3 по следующему правилу: если $W_i = 1$ и $W_{i+1} = 0$, то $W_j = 1$, $j = i + 1, \dots, \eta_3$. Параметр η_3 также хранится в первом хранилище данных (см. рис. 1, 2).

Далее формируется сигнал Y , содержащий только QRS комплексы: $Y_i = X_i \cdot W_i$.

Результат представлен на рис. 10.

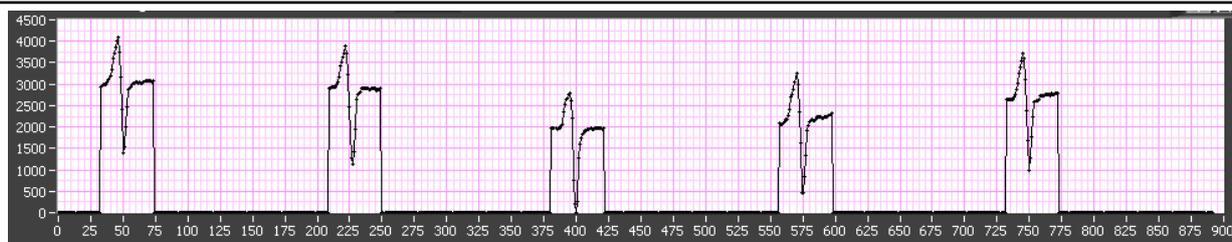


Рис. 10. Комплексы QRS (сигнал в точке Ж на рис. 2)

Fig. 10. QRS complexes (signal at point G in fig. 2)

Комплексы QRS используются для анализа аритмии сердца и принятия решения о возникновении жизнеугрожающей ситуации. Поэтому достоверность выделенных комплексов чрезвычайно важна. Для повышения достоверности выделения комплексов QRS предлагается дополнительно осуществлять анализ их формы. Анализ сводится к сравнению комплексов QRS с шаблонами. Шаблоны комплексов QRS задает врач для каждого пациента. При этом множество заданных шаблонов разбивается на два подмножества, N и K. Подмножество N содержит допустимые QRS-комплексы, K – опасные QRS-комплексы. С каждым шаблоном QRS-комплекса из множества K врач связывает сообщения, выводимые пациенту при обнаружении соответствующего комплекса в ЭКГ пациента.

Таким образом, решаются две задачи:

1) Исключение ошибочно обнаруженных комплексов QRS. Ошибка может возникнуть при появлении в электрокардиосигнале помехи, представляющей собой импульс с крутым фронтом.

2) Обнаружение жизнеугрожающих состояний CCC, связанных с обнаружением комплекса QRS заданной формы.

Сравнение выделенных из ЭКГ пациента QRS-комплексов с заданными шаблонами осуществляется с помощью алгоритма, основанного на методе Dynamic time warping (DTW) [Al-Naumat, et. al., 2012], который представляет собой технику эффективного выравнивания временных рядов. Детально использование метода DTW для оценки формы QRS-комплексов рассмотрено в работах [Муромцев и др., 2019; Muromtsev, et. al., 2020].

Если все заданные шаблоны находятся на большом DTW расстоянии от выделенного QRS-комплекса, то считается, что данный комплекс выделен ошибочно. Этот участок ЭКГ пропускается.

Заключение

В работе рассмотрен подход к построению мобильного устройства, позволяющего снимать ЭКГ пациента и оперативно определять жизнеугрожающие состояния его CCC. Рассмотрены модели потоков данных в таком устройстве и этапы ЦОС ЭКГ. Использование предлагаемого подхода позволяет создать мобильное устройство, отличающееся высоким уровнем персонализации и надежности. Надежность обусловлена тем, что помимо известных подходов к построению алгоритмов ЦОС, используемых для выявления комплексов QRS, также используется алгоритм, основанный на методе DTW. Этот метод широко применяется для обработки звуковых сигналов, в данном же контексте его использование является новым.

Конфликт интересов: авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Список литературы

1. Ефремова О.А., Никитин В.М., Чурносков М.И., Камышникова Л.А., Липунова Е.А., Муромцев В.В. 2016. Виртуальный способ оценки риска развития ишемической болезни сердца у носителей полиморфных кардиогенов. Научные ведомости Белгородского государственного университета. Серия «Медицина. Фармация», 26 (247): 76–83.

2. Муромцев В.В., Никитин В.М., Ефремова О.А., Камышникова Л.А. 2019. Подход к улучшению автоматизированной системы компьютерного анализа электрокардиограммы. *Медицинские технологии. Оценка и выбор*, 2 (36): 42–48.
3. Обухов С.А., Степанов В.П. 2019. Алгоритм обнаружения QRS-комплекса на электрокардиограмме в реальном времени. *Инженерный журнал: наука и инновации*, 5. [Электронный ресурс] URL: <http://dx.doi.org/10.18698/2308-6033-2019-5-1877>. (дата обращения 12 декабря 2020).
4. Петров С.П., Епишина Е.В., Воронин В.В. 2014. Оценка алгоритмов распознавания образов для задач автоматического анализа электрокардиограмм. *Евразийский союз ученых*, (8–8): 27–29. [Электронный ресурс] URL: https://euroasia-science.ru/wp-content/uploads/2016/11/evro_8pr8_6-169.pdf (дата обращения 12 декабря 2020).
5. Рослякова А.В., Чупраков П.Г. 2012. Сравнительный анализ алгоритмов обнаружения R-зубца Электрокардиосигнала. *Вятский медицинский вестник*, 2: 29–35.
6. Черемных С.В., Семенов И.О., Ручкин В.С. 2001. Структурный анализ систем: IDEF-технологии. М., Финансы и статистика, 208.
7. Al-Naymat G., Chawla S., Taheri J. 2012. SparseDTW: A Novel Approach to Speed up Dynamic Time Warping arXiv:1201.2969v1 [cs.DB]. Available at: <https://arxiv.org/pdf/1201.2969v1.pdf> (accessed 12 December 2020).
8. Ansari S., Farzaneh N., Duda M., Horan K., Andersson H.B. 2017. Review of Automated Methods for Detection of Myocardial Ischemia and Infarction Using Electrocardiogram and Electronic Health Records. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 10: 264–298.
9. Choi E., Bahadori M.T., Schuetz A., Stewart W.F., Sun J. 2016. Doctor AI: Predicting clinical events via recurrent neural networks. In *Machine Learning for Healthcare Conference*. 56: 301–318.
10. Fernandez Biscay C., Arini P.D., Rincón Soler A.I. et al. 2020. Classification of ischemic and non-ischemic cardiac events in Holter recordings based on the continuous wavelet transform. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 58, 1069–1078 [Electronic resource] Available at: <https://doi.org/10.1007/s11517-020-02134-8>. (accessed 12 December 2020).
11. LabVIEW. National Instruments. 2020. [Electronic resource] Available at: <http://www.ni.com/>. (accessed 12 December 2020).
12. Muromtsev V.V., Nikitin V.M., Efremova O.A., Kamyshnikova L.A., Ushakova S.N. 2020. One of the approaches to automating the analysis of the shape of ECG sections *International Journal of Advanced Research in Engineering and Technology (IJARET)*, 11(7): 179–186.
13. Pan J., Tompkins W.J. 1985. A real time QRS detection algorithm. *IEEE transactions on Biomedical Engineering*, 32: 230–236.
14. PhysioBank. Databases. 2020. [Electronic resource]. Available at: <http://physionet.org/physiobank/database/> (accessed 12 December 2020).
15. Sandau K.E., Funk M., Auerbach A., Barsness G.W., Blum K., Cvach M., Lampert R., May J.L., McDaniel G.M., Perez MV. 2017. Update to practice standards for electrocardiographic monitoring in hospital settings: a scientific statement from the American heart association. *Circulation*, 136 (19): e273–e344.
16. Steinhubl S.R., Waalen J., Edwards A.M., et al. 2018. Effect of a Home-Based Wearable Continuous ECG Monitoring. Patch on Detection of Undiagnosed Atrial Fibrillation: The mSToPS Randomized Clinical Trial. *JAMA*, 320 (2): 146–155.
17. Surawicz B., Knilans T. 2008. *Chou's Electrocardiography in Clinical Practice*. 6th Edition. Saunders, 752.
18. Visio. 2020. [Electronic resource]. Available at: <https://www.microsoft.com/ru-ru/microsoft-365/visio/flowchart-software>. (accessed 12 December 2020).

References

1. Efremova O.A., Nikitin V.M., Churnosov M.I., Kamyshnikova L.A., Lipunova E.A., Muromtsev V.V. 2016. Risk virtual method assessment of coronary heart disease in carriers of polymorphic cardiogenic. *Scientific bulletin Belgorod State University. Medicine Pharmacy*. 26 (247): 76–83. (in Russian)
2. Muromtsev V.V., Nikitin V.M., Efremova O.A., Kamyshnikova L.A. 2019. Approach to Improving the Automated System Computer Analysis of the Electrocardiogram. *Medical technology. Assessment and choice*, 2 (36): 42–48. (in Russian)

3. Obukhov S.A., Stepanov V.P. 2019. Algorithm for detecting the QRS complex on the electrocardiogram in real time. *Engineering Journal: Science and Innovation*, 5. Available at: <http://dx.doi.org/10.18698/2308-6033-2019-5-1877>. (accessed 12 December 2020). (in Russian)
4. Petrov S.P., Epishina E.V., Voronin V.V. 2014. Evaluation of pattern recognition algorithms for the tasks of automatic analysis of electrocardiograms [Electronic resource]. *Eurasian union of scientists*, (8-8): 27-29. Available at: https://euroasia-science.ru/wp-content/uploads/2016/11/evro_8p8_6-169.pdf. (accessed 12 December 2020). (in Russian)
5. Roslyakova A.V., Chuprakov P.G. 2012. Comparative analysis of R-wave detection algorithms in electrocardio signal *Medical Newsletter of Vyatka*, 2: 29–35. (in Russian)
6. Cheremnykh S.V., Semenov I.O., Ruchkin V.S. 2001. *Structural Analysis of Systems: IDEF Technologies*. Moscow, Finance and statistics, 208. (in Russian)
7. Al-Naymat G., Chawla S., Taheri J. 2012. SparseDTW: A Novel Approach to Speed up Dynamic Time Warping arXiv:1201.2969v1 [cs.DB]. Available at: <https://arxiv.org/pdf/1201.2969v1.pdf> (accessed 12 December 2020).
8. Ansari S., Farzaneh N., Duda M., Horan K., Andersson H.B. 2017. Review of Automated Methods for Detection of Myocardial Ischemia and Infarction Using Electrocardiogram and Electronic Health Records. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 10: 264–298.
9. Choi E., Bahadori M.T., Schuetz A., Stewart W.F., Sun J. 2016. Doctor AI: Predicting clinical events via recurrent neural networks. In *Machine Learning for Healthcare Conference*. 56: 301–318.
10. Fernandez Biscay C., Arini P.D., Rincón Soler A.I. et al. 2020. Classification of ischemic and non-ischemic cardiac events in Holter recordings based on the continuous wavelet transform. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 58, 1069–1078 [Electronic resource] Available at: <https://doi.org/10.1007/s11517-020-02134-8>. (accessed 12 December 2020).
11. LabVIEW. National Instruments. 2020. [Electronic resource] Available at: <http://www.ni.com/>. (accessed 12 December 2020).
12. Muromtsev V.V., Nikitin V.M., Efremova O.A., Kamyshnikova L.A., Ushakova S.N. 2020. One of the approaches to automating the analysis of the shape of ECG sections *International Journal of Advanced Research in Engineering and Technology (IJARET)*, 11(7): 179–186.
13. Pan J., Tompkins W.J. 1985. A real time QRS detection algorithm. *IEEE transactions on Biomedical Engineering*, 32: 230–236.
14. PhysioBank. Databases. 2020. [Electronic resource]. Available at: <http://physionet.org/physiobank/database/> (accessed 12 December 2020).
15. Sandau K.E., Funk M., Auerbach A., Barsness G.W., Blum K., Cvach M., Lampert R., May J.L., McDaniel G.M., Perez MV. 2017. Update to practice standards for electrocardiographic monitoring in hospital settings: a scientific statement from the American heart association. *Circulation*, 136 (19): e273–e344.
16. Steinhubl S.R., Waalen J., Edwards A.M., et al. 2018. Effect of a Home-Based Wearable Continuous ECG Monitoring. Patch on Detection of Undiagnosed Atrial Fibrillation: The mSToPS Randomized Clinical Trial. *JAMA*, 320 (2): 146–155.
17. Surawicz B., Knilans T. 2008. *Chou's Electrocardiography in Clinical Practice*. 6th Edition. Saunders, 752.
18. Visio. 2020. [Electronic resource]. Available at: <https://www.microsoft.com/ru-ru/microsoft-365/visio/flowchart-software>. (accessed 12 December 2020).

ИНФОРМАЦИЯ ОБ АВТОРАХ

Муромцев Виктор Владимирович, кандидат технических наук, доцент, заведующий кафедрой математического и программного обеспечения информационных систем института инженерных и цифровых технологий Белгородского государственного национального исследовательского университета, г. Белгород, Россия

INFORMATION ABOUT THE AUTHORS

Viktor V. Muromtsev, Candidate of Technical Sciences, Associate Professor, Head of Department of Mathematical and Software Information Systems, Belgorod National Research University, Belgorod, Russia



Никитин Валерий Михайлович, доктор технических наук, профессор кафедры прикладной информатики и информационных технологий института инженерных и цифровых технологий Белгородского государственного национального исследовательского университета, г. Белгород, Россия

Valeriy M. Nikitin, Doctor of Technical Sciences, Professor of Department of Applied Informatics and Information Technologies, Belgorod National Research University, Belgorod, Russia

Ефремова Ольга Алексеевна, доктор медицинских наук, доцент, заведующая кафедрой факультетской терапии медицинского института Белгородского государственного национального исследовательского университета, г. Белгород, Россия

Olga A. Efremova, MD, Associate Professor, Head of Department of Faculty Therapy, Belgorod National Research University, Belgorod, Russia

Камышникова Людмила Александровна, кандидат медицинских наук, доцент, доцент кафедры факультетской терапии медицинского института Белгородского государственного национального исследовательского университета, г. Белгород, Россия

Lyudmila A. Kamyshnikova, Candidate of Medicine, Associate Professor, Associate Professor of Department of Faculty Therapy, Belgorod National Research University, Belgorod, Russia