

Научная статья

УДК 004.021

<https://doi.org/10.31854/1813-324X-2024-10-6-46-54>

Алгоритм обнаружения опорных точек на цифровой электрокардиограмме в режиме реального времени

 Белла Кареновна Акопян, akopyan.bella@yandex.ru

Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения,
Санкт-Петербург, 190000, Российская Федерация

Аннотация

Актуальность темы обусловлена применением цифровых электрокардиографов и кардиомониторов со встроенными алгоритмами автоматической обработки, анализа и интерпретации электрокардиограмм, что позволяет врачу эффективно выполнять диагностику нарушений сердечного ритма. Известно, что для оказания обследуемому экстренной помощи продолжительность диагностики аритмий не должна превышать нескольких десятков секунд, что требует появления новых алгоритмов обнаружения информативных признаков, указывающих на аритмию, работающих в режиме реального времени. Необходимость внедрения новых эффективных технологий диагностики сердечно-сосудистых заболеваний также отражена в государственных программах развития здравоохранения.

Целью исследования является разработка и анализ показателей качества алгоритма обнаружения опорных точек на цифровой электрокардиограмме, несущих информативные признаки для процедуры диагностики аритмий.

Используемые методы. Исследование основано на анализе существующих подходов к решению задачи обнаружения опорных точек на цифровой электрокардиограмме, а также проведении экспериментальной проверки предлагаемого алгоритма методами математического моделирования. Предложены показатели качества рассматриваемых алгоритмов, определенные в соответствии с принципами теории обнаружения сигналов и диагностического тестирования, на стыке которых расположена задача обнаружения опорной точки кардиокомплекса. Экспериментальная проверка предлагаемого алгоритма осуществлена на материалах открытой верифицированной базы данных MIT-BIH Arrhythmia Database, которая широко применяется для верификации и валидации алгоритмов обработки сигнала цифровой электрокардиограммы, работающих в режиме реального времени.

Решение. В работе предложен алгоритм обнаружения опорных точек на цифровой электрокардиограмме, который основан на цифровой фильтрации сигнала с применением решающего правила на базе трехэтапной двухпороговой схемы сравнения величин сигнала предобработанной электрокардиограммы на скользящем окне, обладающий элементами **научной новизны**. Эксперимент на материалах открытой верифицированной базы данных MIT-BIH Arrhythmia Database показал, что качество предложенного алгоритма обнаружения опорных точек выше, чем у алгоритмов, применяемых в современных цифровых электрокардиографах и кардиомониторах.

Значимость. Полученные в работе результаты могут быть использованы при разработке устройств цифрового мониторинга сердечно-сосудистой системы, а также для автоматической обработки, анализа и интерпретации сигнала цифровой электрокардиограммы в режиме реального времени с применением ЭВМ.

Ключевые слова: цифровая электрокардиография, электрокардиограмма, аритмия, информативный признак, опорные точки, алгоритм, диагностика

Ссылка для цитирования: Акопян Б.К. Алгоритм обнаружения опорных точек на цифровой электрокардиограмме в режиме реального времени // Труды учебных заведений связи. 2024. Т. 10. № 6. С. 46–54. DOI:10.31854/1813-324X-2024-10-6-46-54. EDN:ADHKYB

Original research

<https://doi.org/10.31854/1813-324X-2024-10-6-46-54>

Algorithm for Detecting Reference Points on a Digital Electrocardiogram in Real Time

 **Bella K. Akopyan**, akopyan.bella@yandex.ru

Saint Petersburg State University of Aerospace Instrumentation,
St. Petersburg, 190000, Russian Federation

Annotation

Relevance. The use of digital electrocardiographs and cardiac monitors with built-in algorithms for automatic processing, analysis and interpretation of electrocardiograms allows the doctor to effectively diagnose cardiac arrhythmias. It is known that in order to provide emergency care to a patient, the duration of arrhythmia diagnostics should not exceed several tens of seconds, which requires the emergence of new algorithms for detecting informative features indicating arrhythmia, operating in real time. The need to introduce new and effective technologies for diagnosing cardiovascular diseases is also reflected in public health development programmes.

Research goal. Development and quality indicators analysis of the algorithm for reference points detection on a digital electrocardiogram, bearing informative signs for the procedure of arteries diagnosis.

The methods used. The study is based on an analysis of existing approaches to the problem of reference points detection on digital electrocardiogram, as well as conducting a test of the proposed algorithms by mathematical modelling methods. The quality indicators of the algorithms defined in accordance with the principles of signal detection theory and diagnostic testing, at the junction of which the task of electrocardiogram reference point detection is located. The proposed algorithm was tested on materials of MIT-BIH Arrhythmia Database, which is widely used for verification and validation of real-time digital electrocardiogram signal processing algorithms.

The results. The study proposes an algorithm for detecting reference points on a digital electrocardiogram that carry informative features for the arrhythmia diagnostic procedure. The proposed algorithm is based on digital signal filtering using a decision rule based on a three-step two-threshold principle of pre-processed electrocardiogram signal values comparison on a sliding window. An experiment on the materials of the open verified MIT-BIH Arrhythmia DB showed that the quality of the proposed algorithm for detecting reference points is higher than that of the algorithms used in modern digital electrocardiographs and cardiac monitors. The proposed algorithm based on digital signal filtering and the three-step two-threshold decision rule have elements of **scientific novelty**.

The significance. The results of this work can be used in the development of digital heart rate monitors, cardiac devices and for automatic processing, analysis and real-time computer-assisted digital electrocardiogram signal interpretation.

Keywords: digital electrocardiography, electrocardiogram, arrhythmia, informative sign, reference points, algorithm, diagnostics

For citation: Akopyan B.K. Algorithm for Detecting Reference Points on a Digital Electrocardiogram in Real Time. *Proceedings of Telecommunication Universities*. 2024;10(6):46–54. (in Russ.) DOI:10.31854/1813-324X-2024-10-6-46-54. EDN:ADHKYB

Введение

Электрокардиография относится к самым распространенным методам инструментального обследования. Она широко применяется при кардиологических исследованиях за счет своей информативности, простоты, доступности и безопасности, а также невысокой себестоимости [1].

Современная электрокардиография характеризуется широким применением цифровых электрокардиографов и кардиомониторов со встроенными алгоритмами автоматической обработки, анализа и интерпретации электрокардиограмм (ЭКГ). В частности, такие устройства широко применяются для диагностики нарушений сердечного ритма. В целях получения достоверной диагностики в

настоящее время приходится прибегать к длительной регистрации ЭКГ и отсроченному анализу ранее записанных фрагментов ЭКГ. Но известно, что для оказания пациенту экстренной помощи продолжительность диагностики аритмий не должна превышать нескольких десятков секунд [1], в связи с чем целесообразно разработать алгоритмы обнаружения аритмий, работающие в режиме реального времени.

Электрокардиосигнал (ЭКС) – сигнал, который несет информацию об изменениях во времени суммарного электрического потенциала, возникающего в сердечной мышце за счет движения ионов через мышечную мембрану. Один период сокращений сердечной мышцы принято называть сердечным циклом или кардиоциклом (КЦ).

ЭКГ представляет собой запись отсчетов ЭКС. Схематическое изображение кривой ЭКГ нормальной формы представлено на рисунке 1. За нулевой уровень ЭКС принимается изоэлектрическая линия (изолиния) – горизонтальная прямая, указывающая на отсутствие электрической активности [2]. Отклонение от нее указывает на электрическую активность сердечных мышц.

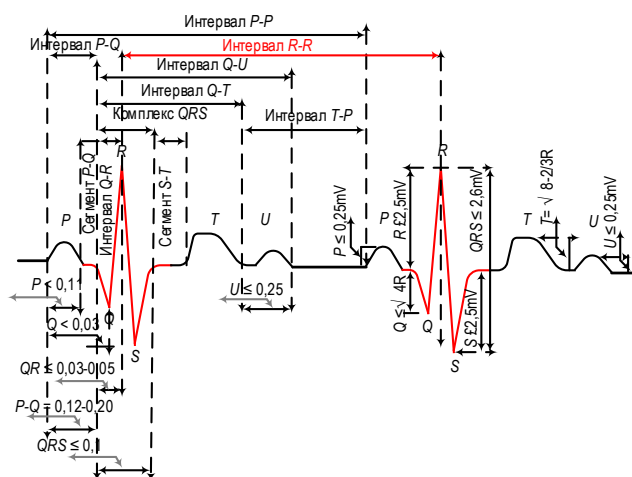


Рис. 1. Схематическое изображение электрокардиограммы нормальной формы с отображением информативных фрагментов [2]

Fig. 1. Schematic Image of Normal-Form Electrocardiogram (ECG) with Informative Fragments [2]

Каждый отдельный КЦ представлен на ЭКГ функцией сложной формы. Информативные фрагменты кривой КЦ отражают стадии прохождения волны возбуждения по отдельным участкам сердца. К информативным сегментам ЭКГ относятся зубцы, сегменты и интервалы [2].

Зубцы отражают работу определенных участков сердца и внешне представляют собой набор пиков и впадин. Их разделяют на отрицательные (расположенные ниже изолинии) и положительные (выше изолинии). Зубцы ЭКГ стандартно обозначаются латинскими буквами слева направо в порядке

своего появления. В ЭКГ всегда выделяются зубцы P, Q, R, S, T, в некоторых случаях выделяется низкоамплитудный зубец U, следующий за T. Зубец P отображает процесс деполяризации миокарда предсердий, зубцы Q, R и S – деполяризации желудочков (объединяются в желудочковый QRS-комплекс); зубец T связан с реполяризацией миокарда желудочков [2].

Сегмент – отрезок изоэлектрической линии, заключенный между двумя соседними зубцами; в случае ЭКГ нормальной формы он не искажен и не смещен относительно изолинии. Среди сегментов ЭКГ большое внимание при диагностике уделяется сегменту ST – отрезку кривой ЭКГ между концом QRS-комплекса и началом зубца T, который соответствует периоду сердечного цикла, когда оба желудочка полностью охвачены возбуждением. Искажения этого информативного сегмента характерны для многих сердечно-сосудистых заболеваний (инфаркт миокарда, ишемическая болезнь сердца и др.).

Интервал, в свою очередь, состоит из зубца (или комплекса зубцов) и сегмента (<https://www.biors.ru/tech/practicing-biors/konturniy-analiz-ekg.htm>). Для оценки сердечного ритма традиционно применяется измерение RR-интервалов, поскольку данный параметр достаточно точно характеризует состояние ритма и отличаются высокой надежностью при измерениях в условиях различных помех. В таблице 1 приведены значения амплитудно-временных параметров нормальной ЭКГ.

ТАБЛИЦА 1. Параметры информативных фрагментов нормальной ЭКГ [3]

TABLE 1. Parameters of Normal ECG Informative Fragments [3]

Параметр	Информативный фрагмент			
	Зубец P	QRS-комплекс	Сегмент ST	Зубец T
Амплитуда, мВ	0–0,25	0,3–5	–0,1–0,1	0,4–1
Длительность, с	0,07–0,11	0,06–0,1	0,06–0,15	0,1–0,2

Анализ сердечного ритма и его возможные нарушения

Анализ сердечного ритма включает в себя оценку регулярности сердечных сокращений и подсчет их числа за единицу времени. Принято считать, что ритм правильный, если продолжительность RR-интервалов при постоянном физиологическом состоянии обследуемого отличается не более, чем на $\pm 10\%$ [3].

Показателем числа сердечных сокращений ЭКС является их частота (ЧСС), измеряемая числом ударов в минуту:

$$F_{\text{ЧСС}} = \frac{60}{t_{RR}}, \quad (1)$$

где t_{RR} – длительность RR-интервала в секундах.

Принято считать, что нормальная ЧСС составляет 60–90 ударов в минуту. Состояние при ЧСС выше 90 ударов в минуту – тахикардия, понижение ниже, чем 60 – брадикардия (критическая ЧСС составляет 30–35 ударов в минуту) [3]. В случае, если ритм сердечных сокращений не соответствует нормальному вследствие нарушений в работе сердца, принято говорить о сердечной аритмии. К ней относятся экстрасистолия, мерцательная аритмия, синусовая аритмия и т. д.

Экстрасистолия – наиболее распространенный вид аритмий, представляющий собой явление преждевременного внеочередного возбуждения сердца; она может встречаться даже у здоровых людей вследствие чрезмерных физических и эмоциональных нагрузок. Экстрасистолы являются симптомом таких болезней, как ишемическая болезнь сердца, воспаление сердечной мышцы, сердечная недостаточность, дефект сердечного клапана и т. д. (<https://empendium.com/ru/chapter/B33.II.2.6.1>).

Вид экстрасистол непосредственно связан с областью локализации. В зависимости от этого фактора выделяют предсердные, желудочковые и атриовентрикулярные (предсердно-желудочковые) экстрасистолы. При анализе экстрасистол оперируют понятиями «интервал сцепления» и «компенсаторная пауза». Интервал сцепления – расстояние от КЦ основного ритма, предшествующего экстрасистоле, до самой экстрасистолы. Компенсаторная пауза – расстояние от экстрасистолы до следующего за ней кардиоцикла основного ритма. Если в сумме интервал сцепления и компенсаторная пауза дают два *RR*-интервала, то говорят о полной компенсаторной паузе; если сумма меньше, то – о неполной. Требуется отметить, что для предсердных экстрасистол при измерениях интервала сцепления и компенсаторной паузы вместо *RR*-интервалов может применяться *PP*-интервал, но, поскольку при таких экстрасистолах существует вероятность наложения зубца *P* на *QRS*-комплекс и *T*-зубец, это не всегда целесообразно (<https://empendium.com/ru/chapter/B33.II.2.6.1>).

Характерными признаками – ЭКГ-критериями – предсердных экстрасистол являются:

- преждевременное внеочередное появление зубца *P*, который также может сменить полярность или оказаться деформированным;
- следующий за преждевременным зубцом *P* желудочковый *QRS*-комплекс не претерпел изменений;
- компенсаторная пауза неполная.

Наиболее существенными ЭКГ-критериями желудочковой экстрасистолы является преждевременное внеочередное появление расширенного и деформированного *QRS*-комплекса, возможно отсутствие зубца *P*, в большинстве случаев компенсаторная пауза полная (<https://empendium.com/ru/chapter/B33.II.2.6.1>).

Отметим, что появление на ЭКГ экстрасистол может свидетельствовать о вероятности возникновения других, более опасных для жизни аритмий сердца (<https://compendium.com.ua/clinical-guidelines/cardiology/section-13/glava-1-dagnostika-i-lechenie-ekstrasistolii-i-parasistolii>). В частности, распространенным примером является мерцательная аритмия (фибрилляция предсердий) – состояние, при котором наблюдается частое беспорядочное возбуждение и сокращение отдельных групп мышечных волокон предсердий. Предвестниками мерцательной аритмии часто являются множественные экстрасистолы, в связи с чем при классификации аритмии допускается относить множественную экстрасистолию к фибрилляции предсердий [4].

На рисунке 2 представлена ЭКГ с мерцательной аритмией в сравнении с ЭКГ нормальной формы.

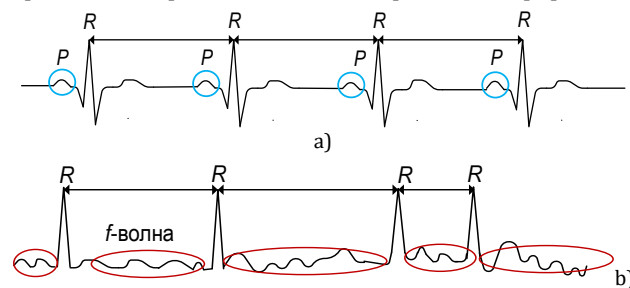


Рис. 2. ЭКГ: а) нормальной формы; б) с мерцательной аритмией [5]

Fig. 2. EKG: a) Normal; b) with Atrial Fibrillation [5]

ЭКГ-критериями мерцательной аритмии являются отсутствие зубца *P*, наличие *QRS*-комплексов без деформаций и уширения, нерегулярный ритм, неодинаковые *RR*-интервалы, наличие на протяжении всего сердечного цикла мелких беспорядочных *f*-волн [6].

Общие сведения об алгоритмах обнаружения аритмий

Обобщенный принцип работы алгоритмов классификации аритмических эпизодов по сигналу ЭКГ состоит из следующих этапов.

1. Предобработка сигнала ЭКГ.
2. Обнаружение опорных точек ЭКГ.
3. Оценивание ЭКГ по информативным признакам.
4. Формирование заключения.

После приема сигнала необходима его первичная обработка (предобработка) – установка факта наличия на анализируемом участке КЦ с последующим определением, является ли ритм нормальным или имеет место патология. Стоит отметить, что поскольку термин «аритмия» объединяет различные по механизму, клиническим проявлениям и прогностическому значению нарушения [5], то алгоритмы обнаружения аритмий могут не только регистрировать возможные нарушения сердечного

ритма, но и осуществлять простейшую классификацию аритмий по ЭКГ-признакам патологий.

Обнаружение опорных точек ЭКГ является очень важным этапом работы алгоритмов обнаружения аритмий, поскольку от качества его функционирования напрямую зависит точность и достоверность дальнейшей диагностики состояния ритма и возможной классификации [7, 8]. Опорные точки определяются на этапе предобработки сигнала ЭКГ. Так, для измерения длительности *RR*-интервалов в качестве опорной точки целесообразно принять точку максимума *R*-зубца.

Этап оценивания ЭКГ по информативным признакам включает как обнаружение самих информативных признаков, так и длительностей интервалов – те, и другие показаны на рисунке 1. Выявление информативных признаков, как правило, реализуется методами обнаружения *QRS*-комплексов. Общей чертой указанных методов является вид решающего правила: отсчет выборки ЭКГ после специальной обработки сравнивается с неким пороговым значением, и если порог превышен, то возможно обнаружен *QRS*-комплекс – так называемый *QRS*-кандидат.

Чаще всего в качестве преобразованной выборки применяются [9–11]:

- массив производных записи ЭКГ: фрагмент выборки ЭКГ принимается в качестве *QRS*-кандидата, когда некоторое количество последовательных отсчетов массива производных превышают пороговое значение (обычно применяются производные не выше второго порядка);
- выборка ЭКГ, прошедшая цифровую фильтрацию;
- выборка ЭКГ, над которой осуществлено преобразование формы / масштаба (преобразование Гильберта, вейвлет-преобразование и др.);
- массив коэффициентов корреляции ЭКГ: фрагмент выборки принимается в качестве *QRS*-кандидата, когда коэффициент корреляции между значениями эталонного *QRS*-комплекса и выборки ЭКГ превышает пороговое значение (<http://www.vestar.ru/atts/10480/HRV%20standards.pdf>); в качестве эталона *QRS*-комплекса можно использовать как предварительно заданные функции, так и один из *QRS*-комплексов обследуемого, записанный в начале работы регистрирующего устройства.

Анализ сердечного ритма, как правило, выполняется методами *RR*-интервалов, анализ которых позволяет определить текущую ЧСС и сформировать заключение об основных характеристиках ритма. Очевидно, что результаты принятия решения о нарушении ритма напрямую зависят от результатов обнаружения опорных точек, поскольку по обнаруженным *R*-зубцам рассчитываются значения *RR*-интервала и на их основании формируются предположения о характере сердечного ритма.

Методы анализа нарушений сердечного ритма во многом близки с методами оценки variability. Но, в отличие от показателей variability, которые могут вычисляться по истечении определенного периода, нарушения ритма должны фиксироваться в режиме реального времени. Методы можно разделить на две группы (<http://www.vestar.ru/atts/10480/HRV%20standards.pdf>):

- 1) полученные при обработке прямых измерений длительности *RR*-интервалов;
- 2) вычисленные на основе разницы между *RR*-интервалами.

При выборе алгоритмов обнаружения и классификации аритмий принято опираться на вероятность ошибок первого и второго рода [12, 13], причем гипотезы на каждом из промежуточных этапов обработки ЭКГ различаются. На этапе обнаружения опорных точек ЭКГ ошибкой первого рода является ложное обнаружение опорной точки на интервале, где ее объективно нет, ошибкой второго рода – пропуск истинной опорной точки. На этапе анализа ритма ЭКГ ошибкой первого рода является принятие решения о нарушении ритма, когда он нормальный, ошибкой второго рода – принятие решения о нормальном состоянии ритма в случае, когда объективно имеет место его нарушение.

Поскольку и ложнообнаруженные *R*-зубцы, и пропуски истинных *QRS*-комплексов в равной степени могут повлиять на результаты оценки длительности *RR*-интервала и последующее принятие решения о нарушении ритма, то в качестве основного критерия отбора подходящего алгоритма обнаружения *QRS*-комплексов целесообразно использовать вероятности ошибки и первого, и второго рода.

Аналогично, на этапе анализа ритма и ложное решение о его нарушении, и ложное решение о его нормальном состоянии являются в равной степени неприемлемыми (первое – из-за дискредитации самой идеи автоматической диагностики, второе – из-за опасности оставления больного без адекватного реагирования).

Таким образом, исходя из практических соображений для реализации в носимом устройстве диагностики, к разрабатываемым и исследуемым алгоритмам предъявлены следующие требования:

- реализуемость в режиме реального времени;
- нечувствительность к низким уровням сигнала аддитивной помехи ЭКГ во избежание ложных срабатываний в реальных условиях;
- короткий период предварительной настройки алгоритма для его адаптации к конкретным условиям.

Описание предложенного алгоритма обнаружения опорных точек ЭКГ

Блок-схема нового алгоритма обнаружения опорных точек ЭКГ приведена на рисунке 3.

Прошедший предобработку сигнал ЭКГ пропускается через специальное дифференцирующее устройство, математическая модель которого описывается выражением:

$$Y0_n = s_n - s_{n-4}, n = 4, 5 \dots L - 1, \quad (1)$$

где $Y0$ – сигнал на выходе дифференциатора; s – исходный ЭКС; L – объем выборки скользящего окна.

Данная процедура нейтрализует остаточное изменение уровня сигнала после предобработки. Затем полученные данные пропускаются через цифровой нерекурсивный фильтр нижних частот (ФНЧ) с частотой среза 62,5 Гц, обусловленной спектральными характеристиками кардиокомплекса.

Математическая модель ФНЧ описывается следующим выражением:

$$Y1_n = \sum_{i=0}^4 p_i y0_{n-i}, p = \{1, 4, 6, 4, 1\}, \quad (2)$$

где $Y1$ – сигнал на выходе ФНЧ; p – массив коэффициентов фильтра.

Полученный сигнал проходит через трехэтапную двухпороговую схему сравнения: пороговые значения C равны по величине, но противоположны по знаку. Пороговое значение C определяется адаптивно в течение первых 5 секунд после начала измерения и рассчитывается в соответствии с обеспечивающим лучшие характеристики в ходе вычислительных экспериментов выражением:

$$C = \frac{5}{3} \cdot \left(\frac{1}{L} \sum_{i=0}^{L-1} y1_i \right)^2. \quad (3)$$

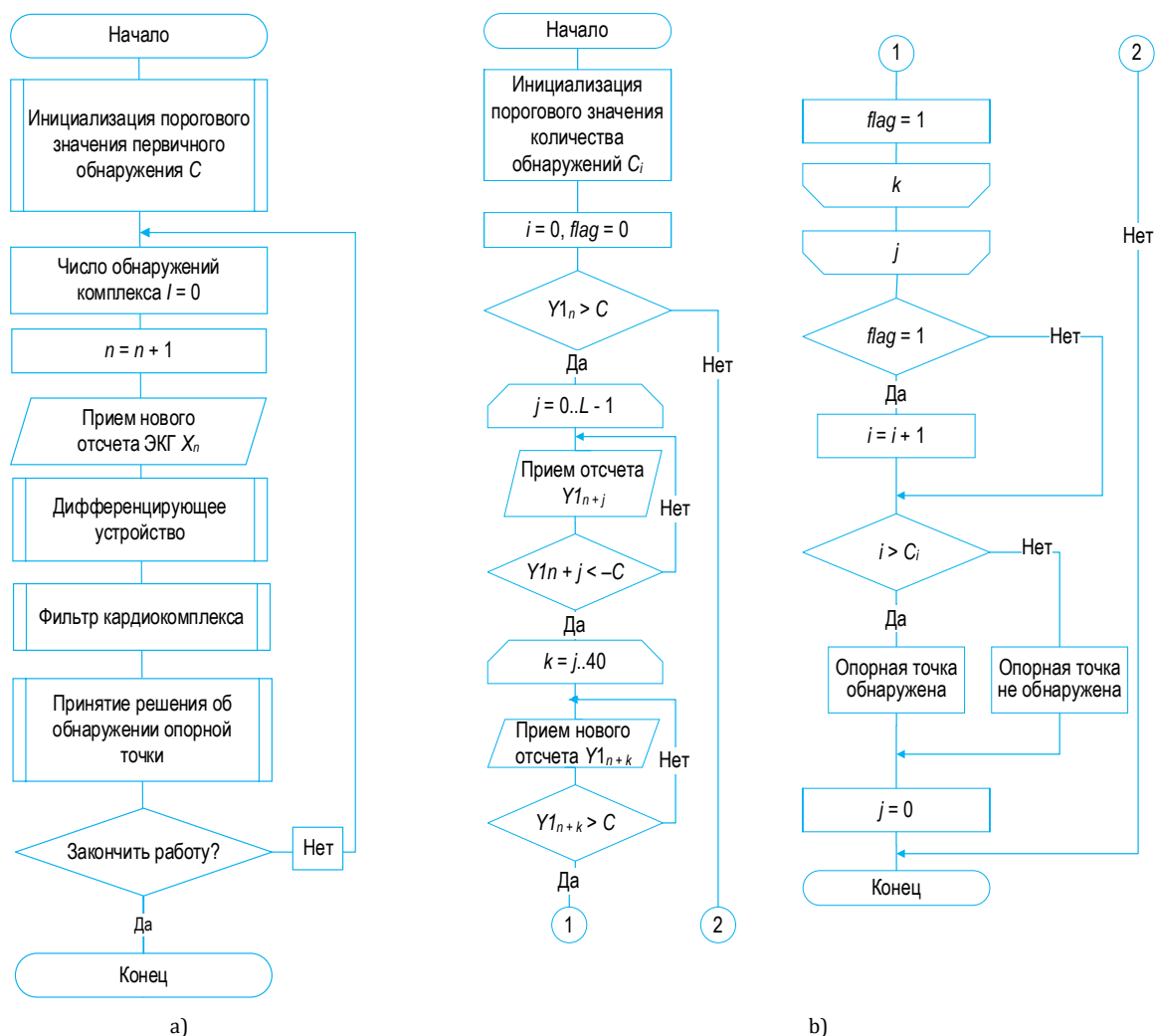


Рис. 3. Блок-схема предлагаемого алгоритма обнаружения опорной точки ЭКГ: а) алгоритм обнаружения опорной точки; б) решающее правило

Fig. 3. Flowchart of the Proposed ECG Reference Point Detection Algorithm: a) Reference Point Detection Algorithm; b) Decision Algorithm

Сигнал на выходе ФНЧ сканируется до тех пор, пока не будет обнаружен отсчет, величина которого больше положительного порогового значения, что является началом области поиска длительностью в L отсчетов. В этом случае, опорную точку можно считать правильно обнаруженной, если определенный алгоритмом отсчет будет отклоняться от истинного положения не более, чем на $\pm L/2$ отсчетов.

Наличие дополнительных пересечений порога используется для классификации результата обнаружения как потенциальной опорной точки (R -кандидата) или вызванное остаточными артефактами сигнала помехи. Если в течение L последующих отсчетов не происходит ни одного пересечения порогового значения, то превышение порога было спровоцировано дрейфом изолинии и точка исключается из рассмотрения. В противном случае по очереди проверяются условия:

$$Y1_{n+j} < -C, Y1_{n+k} > C, 0 < j < L-1, j < k < L-1. \quad (4)$$

Если все условия выполняются, то определена потенциальная опорная точка и регистрируется количество повторных обнаружений данной опорной точки. Для них введено дополнительное пороговое значение: если количество обнаружений одного R -кандидата i превышает пороговое значение C_i , распознанная опорная точка фиксируется, в противном случае исключается из рассмотрения.

Поскольку и ложное обнаружение R -зубца, и пропуск истинного кардиокомплекса в равной степени приводят к одинаково опасным последствиям принятия решения о нарушении ритма, то в качестве критерия отбора подходящего алгоритма обнаружения опорных точек используются вероятности ошибки первого и второго рода (p_1 и p_2):

$$p_1 = \frac{FP}{TP + FN}, p_2 = \frac{FN}{TP + FN} \quad (5)$$

где TP – число истинно-положительных решений; FP – число ложноположительных решений; FN – число ложноотрицательных решений.

Определено, что, поскольку во множестве результатов обнаружения опорных точек отсутствует истинно-отрицательный результат, то из показателей качества диагностических тестов целесообразно унаследовать показатели чувствительности Sn и предиктивности PV , которые отражают предсказательную ценность положительного результата, а именно долю истинно-положительных результатов относительно всех кардиокомплексов и всех положительных результатов, полученных алгоритмом:

$$Sn = \frac{TP}{TP + FN}, PV = \frac{TP}{TP + FP}. \quad (6)$$

Вычисленные параметры соответствуют показателям полноты и точности алгоритма, поэтому их можно объединить в единый показатель, аналогичный сбалансированной F -мере:

$$F_{QRS} = 2 \frac{Sn \cdot PV}{Sn + PV}. \quad (7)$$

В работе проведена оптимизация значений параметров порогового значения числа обнаружений C_i и размера скользящего окна L , которые обеспечили наилучшее выделение опорной точки кардиокомплекса по заданным показателям качества. На рисунке 4 приведены результаты математического моделирования процедуры обнаружения опорных точек разработанным алгоритмом при оптимальных значениях параметров $C_i = 10, L = 40$, где 1 – запись ЭКГ, 2 – истинные R -зубцы, 3 – обнаруженные R -зубцы, 4 – экстрасистолы.

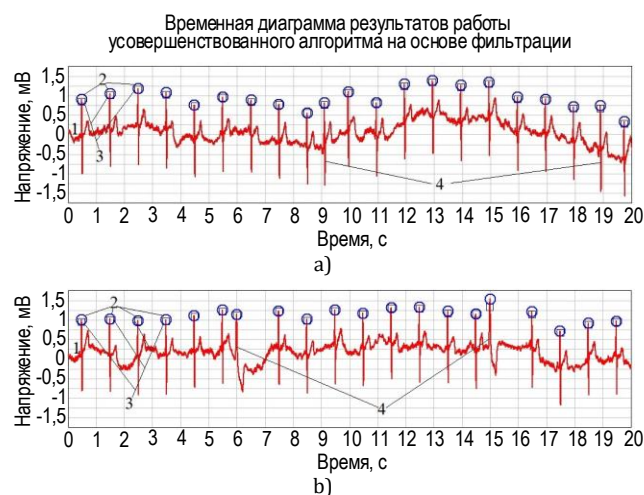


Рис. 4. График результатов обнаружения опорных точек кардиокомплексов на ЭКГ алгоритмом на основе цифровой фильтрации на промежутке $[0;20]$ с: а) запись с предсердной экстрасистолью; б) запись с желудочковой экстрасистолью

Fig. 4. Timing Diagram of the Cardiac Complexes Detection Results by ECG Algorithm Based on Digital Filtration at Interval $[0;20]$ s: а) Atrial Extrasystole ECG Record; б) Ventricular Extrasystole ECG Record

Для оценки эффективности разработанного алгоритма были выбраны процедуры, применяемые для обнаружения опорных точек в режиме реального времени и соответствующие приведенным ранее практическим соображениям: алгоритм Пана – Томпкинса и корреляционно-экстремальный алгоритм. Исследование проводилось на материалах открытой верифицированной базы данных MIT-BIH Arrhythmia Database. Результаты сравнительного анализа показателей качества приведены в таблице 2. Очевидно, что предложенный алгоритм демонстрирует высокие показатели качества по сравнению с иными существующими алгоритмами.

ТАБЛИЦА 2. Показатели качества алгоритмов обнаружения опорных точек, рассматриваемых в исследовании

TABLE 2. Quality Indicators of the Algorithms for Reference Points Detection Considered in the Study

Алгоритм	P	σ_P	$F_{QRS}, \%$
Корреляционно-экстремальный	0,0406	0,0106	97,48
Пан-Томпкинс	0,0041	0,0012	99,73
Алгоритм фильтрации, $C_i = 10, L = 40$	0,0012	0,0004	99,92

Таким образом, предложенный алгоритм обнаружения опорных точек ЭКГ демонстрирует эффективность для кардиокомплексов, результат работы которого является основой для разработки методов выявления нарушений сердечного ритма.

Заключение

В работе обсуждается задача разработки алгоритмического обеспечения цифровых электрокардиографов и кардиомониторов, позволяющих в реальном времени диагностировать нарушения сердечного ритма. Представлены общие принципы работы алгоритмов обнаружения аритмий по ЭКГ.

Рассмотрены информативные признаки, регистрация которых позволяет обнаружить возможные нарушения сердечного ритма и осуществлять простейшую классификацию аритмий по ЭКГ-признакам патологий. Показано, что обнаружение опорных точек ЭКГ является очень важным этапом работы алгоритмов обнаружения аритмий, поскольку от качества его работы напрямую зависит точность и достоверность дальнейшей диагностики состояния ритма и возможной классификации. Предложен новый алгоритм обнаружения опорных точек, основанный на цифровой фильтрации QRS-комплексов с применением решающего правила на базе трехэтапной двухпороговой схемы сравнения величин сигнала преобразованной электрокардиограммы на скользящем окне. Показатели качества предложенного алгоритма обнаружения опорных точек выше, чем у корреляционно-экстремального алгоритма и алгоритма Пана – Томпкинса, применяемых в современных цифровых электрокардиографах и кардиомониторах.

Список источников

1. Юлдашев З.М. Продолжительность диагностики аритмий для оказания экстренной помощи не должна превышать нескольких десятков секунд // Медвестник. 2018. URL: <https://medvestnik.ru/content/interviews/Prodoljitelnost-diagnostiki-aritmii-dlya-okazaniya-ekstrennoi-pomoshi-ne-doljna-prevyshat-neskolkih-desyatkov-sekund.html> (дата обращения 30.09.2024)
2. Нестерова Е.А. Основы электрокардиографии. Нормальная ЭКГ // Кардиология: Новости. Мнения. Обучение. 2016. № 2(9). С. 77–85. EDN:WFLXIP
3. Рудницкий Л.В. Карманный справочник медицинских анализов. СПб.: Питер, 2014. 320 с.
4. Акопян Б.К. Классификация эпизодов нарушений сердечного ритма по информативным признакам во временной области электрокардиограммы // Известия высших учебных заведений. Приборостроение. 2024. Т. 67. № 4. С. 305–314. DOI:10.17586/0021-3454-2024-67-4-305-314. EDN:DSWAXC
5. Иванов Г.Г., Дворников В.Е., Сбеитан С., Булакова Е.Ю., Александрова М.Р., Грибанов А.Н. Анализ показателей структуры вариабельности ритма сердца у здоровых лиц по данным PP- и RR-интервалов // Вестник Российского университета дружбы народов. Серия: Медицина. 2007. № 4. С. 26–34. EDN:JVDXGH
6. Анциперов В.Е., Забросаев И.В., Растягаев Д.В. Детектирование нарушений сердечного ритма с использованием техники аналитических спектров // Журнал радиоэлектроники. 2015. № 12. С. 16. EDN:VHTMVJ
7. Friesen G.M., Jannett T.C., Jadallah M.A., Yates S.L., Quint S.R., Nagle H.T. A comparison of the noise sensitivity of nine QRS-detection algorithms // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 1990. Vol. 37. Iss. 1. PP. 85–98. DOI:10.1109/10.43620
8. Akopyan B. Development of the automated cardiac rhythm disorders detection and classification algorithm // Bulletin of the UNESCO Department "Distance education in engineering" of the SUAI. 2022. Iss. 7. PP. 28–31. EDN:QSKIML
9. Kohler B.-U., Hennig C., Orglmeister R. The principles of software QRS detection // IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine. 2002. Vol. 21. Iss. 1. PP. 42–57. DOI:10.1109/51.993193
10. Zong W., Moody G.B., Jiang D. A robust open-source algorithm to detect onset and duration of QRS-complexes // Proceedings of the Conference on Computers in Cardiology (Thessaloniki, Greece, 21–24 September 2003). IEEE, 2003. PP. 737–740. DOI:10.1109/CIC.2003.1291261
11. Жаринов О.О., Жаринов И.О. Применение корреляционно-экстремального метода для решения задач обнаружения и оценивания положений опорных точек QRS-комплексов в электрокардиограмме // Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики. 2011. № 5(75). С. 85–90. EDN:OCBFFH
12. Боженко В.В., Черныш Н.Ю., Татарникова Т.М. Интеллектуальный анализ данных в диагностике анемии по клиническим показателям // Известия высших учебных заведений. Приборостроение. 2024. Т. 67. № 4. С. 321–329. DOI:10.17586/0021-3454-2024-67-4-321-329. EDN:AUAHNY
13. Раскопина А.С., Боженко В.В., Татарникова Т.М. Использование глубокого обучения при диагностировании пневмонии по рентгеновским снимкам // Известия высших учебных заведений. Приборостроение. 2024. Т. 67. № 4. С. 315–320. DOI:10.17586/0021-3454-2024-67-4-321-329. EDN:UPSNOQ

References

1. Yuldashev Z.M. The duration of arrhythmia emergency diagnosis should not exceed several tens of seconds. *Medvestnik*. 2018. (in Russ.) URL: <https://medvestnik.ru/content/interviews/Prodoljitelnost-dagnostiki-aritmii-dlya-okazaniya-ekstrennoi-pomoshi-ne-doljna-prevyshat-neskolkih-desyatkov-sekund.html> [Accessed 30.09.2024]
2. Nesterova E.A. Electrocardiography Bases. Normal Electrocardiography (The Module for Continuous Medical Education). *Cardiology: News. Opinions. Training*. 2016;2(9):77–85. (in Russ.) EDN:WFLXIP
3. Rudnitskiy L.V. *Pocket Guide to Medical Analysis*. St. Petersburg: Piter Publ.; 2014. 320 p. (in Russ.)
4. Akopyan B.K. Classification of heart rhythm disorder episodes by informative features in the electrocardiogram time domain. *Journal of Instrument Engineering*. 2024;67(4):305–314. (in Russ.) DOI:10.17586/0021-3454-2024-67-4-305-314. EDN:DSWAXC
5. Ivanov G.G., Dvornikov V.E., Sbeytan S., Bulgakova E.Ju., Alexandrova M.R., Gribanov A.N. The Analysis of Parameters Structure Variability of Heart Rhythm at Healthy Persons on Data PP-and RR-Intervals Determinants of Evolution of ECG Signs of Left Ventricular. *RUDN Journal of Medicine*. 2007;4:26–34. (in Russ.) EDN:JVDXGH
6. Antsiperov V.E., Zabrosayev I.V., Rastyagayev D.V. Detection of Heart Rhythm Disturbances Using Analytical Spectra. *Journal of Radio Electronics*. 2015;12:16. (in Russ.) EDN:VHTMVJ
7. Friesen G.M., Jannett T.C., Jadallah M.A., Yates S.L., Quint S.R., Nagle H.T. A comparison of the noise sensitivity of nine QRS-detection algorithms. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1990;37(1):85–98. DOI:10.1109/10.43620
8. Akopyan B. Development of the automated cardiac rhythm disorders detection and classification algorithm. *Bulletin of the UNESCO Department "Distance education in engineering" of the SUAI*. 2022;7:28–31. EDN:QSKIML
9. Kohler B.-U., Hennig C., Orglmeister R. The principles of software QRS detection. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*. 2002;21(1):42–57. DOI:10.1109/51.993193.
10. Zong W., Moody G.B., Jiang D. A robust open-source algorithm to detect onset and duration of QRS-complexes. *Proceedings of the Conference on Computers in Cardiology, 21–24 September 2003, Thessaloniki, Greece*. IEEE; 2003. p.737–740. DOI:10.1109/CIC.2003.1291261
11. Zharinov O., Zharinov I. Correlation-extreme method for detection tasks solution and time points estimation of QRS-complexes in an electrocardiogram. *Scientific and Technical Journal of Information Technologies, Mechanics and Optics*. 2011; 5(75):85–90. (in Russ.) EDN:OCBFFH
12. Bozhenko V.V., Chernysh N.Yu., Tatarnikova T.M. Data Mining in the Diagnosis of Anemia by Clinical Indicators. *Journal of Instrument Engineering*. 2024;67(4):321–329. DOI:10.17586/0021-3454-2024-67-4-321-329. (in Russ.) EDN:AUAHNY
13. Raskopina A.S., Bozhenko V.V., Tatarnikova T.M. Using Deep Learning in Pneumonia Diagnosis from X-Rays Patterns. *Journal of Instrument Engineering*. 2024;67(4):315–320. DOI:10.17586/0021-3454-2024-67-4-321-329. (in Russ.) EDN:UPSNQQ

Статья поступила в редакцию 13.10.2024; одобрена после рецензирования 13.11.2024; принята к публикации 20.11.2024.

The article was submitted 13.10.2024; approved after reviewing 13.11.2024; accepted for publication 20.11.2024.

Информация об авторе:

**АКОПЯН
Белла Кареновна**

старший преподаватель кафедры прикладной информатики Санкт-Петербургского государственного университета аэрокосмического приборостроения

 <https://orcid.org/0000-0001-5298-9015>

Автор сообщает об отсутствии конфликтов интересов.

The author declares no conflicts of interests.