

НЕПРЕРЫВНАЯ ВИЗУАЛИЗАЦИЯ P-Q-ИНТЕРВАЛОВ В ПОРТАТИВНЫХ УСТРОЙСТВАХ МОНИТОРИНГА ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ОРГАНИЗМА ЧЕЛОВЕКА

DOI: 10.17691/stm2016.8.1.06

УДК 004.92:621.398:61–77

Поступила 11.06.2015 г.



А.П. Кулешов, научный сотрудник кафедры радиотехники и систем управления;
А.В. Ильин, научный сотрудник кафедры радиотехники и систем управления;
А.П. Зарецкий, к.т.н., научный сотрудник кафедры радиотехники и систем управления

Московский физико-технический институт (государственный университет), Долгопрудный,
Московская область, 141700, Институтский пер., 9

Разработан алгоритм анализа длительности P–Q-интервала электрокардиографического (ЭКГ) сигнала, позволяющий производить непрерывную оценку изменения этого показателя и визуализировать данные в удобном для анализа виде.

Цель исследования — повышение точности регистрации P–Q-интервала в условиях нестатической обработки.

Материалы и методы. Исследования проводили с использованием сигналов, полученных с платы собственного комплексного устройства мониторинга, содержащего компоненты регистрации ЭКГ. Реализацию алгоритма осуществляли с использованием программного обеспечения LabView. Производили оценку не только P–Q-интервала, но и таких клинически значимых показателей, как площадь скатерограммы, амплитуда кардиоритмограммы, спектр регистрируемого ЭКГ-сигнала, амплитуда и период дыхательной волны.

Результаты. Предложенные диагностические критерии позволяют анализировать в режиме реального времени с большой точностью не только параметры нормального ЭКГ-сигнала, но и патологические нарушения электрофизиологического предсердно-желудочкового проведения, комплексная оценка которых дает возможность осуществлять поддержку принятия решения при постановке диагноза.

Ключевые слова: алгоритмы обработки ЭКГ-сигналов; оценка P–Q-интервала; синдром Вольфа–Паркинсона–Уайта; математическая обработка ЭКГ-сигналов.

Как цитировать: Kuleshov A.P., Ilyin A.V., Zaretsky A.P. Continuous visualization of P–Q intervals in portable devices for monitoring human organism functional state. *Sovremennye tehnologii v medicine* 2016; 8(1): 41–47, <http://dx.doi.org/10.17691/stm2016.8.1.06>.

English

Continuous Visualization of P–Q Intervals in Portable Devices for Monitoring Human Organism Functional State

A.P. Kuleshov, Researcher, Department of Radio Engineering and Management Systems;
A.V. Ilyin, Researcher, Department of Radio Engineering and Management Systems;
A.P. Zaretsky, PhD, Researcher, Department of Radio Engineering and Management Systems

Moscow Institute of Physics and Technology (State University), 9 Institutskiy per., Dolgoprudny, Moscow Region,
141700, Russian Federation

An algorithm of analyzing P–Q interval duration of electrocardiographic (ECG) signal enabling continuous evaluation of changes in this parameter and visualization the data in the form convenient for the analysis has been developed.

The aim of the investigation was to increase the accuracy of P–Q interval recording under non-static processing conditions.

Materials and Methods. Investigations were carried out using signals obtained from the circuit board of the proprietary complex monitoring device, containing components of ECG recording. The algorithm was realized using LabView software. Not only P–Q interval but such clinically valuable parameters as scattergram area, cardiorythmogram amplitude, recorded ECG signal spectrum, amplitude and period of respiration wave were also assessed.

Results. The suggested diagnostic criteria allow real-time analysis not only of normal ECG signal parameters with great accuracy but also pathological disorders of electrophysiological atrioventricular conduction, the complex evaluation of which is a real support for decision making in establishing a diagnosis.

Key words: algorithms of ECG signal processing; P–Q interval assessment; Wolff–Parkinson–White syndrome; mathematical processing of ECG signals.

Для контактов: Зарецкий Алексей Петрович, e-mail: a.p.zaretskiy@gmail.com

В последние десятилетия отмечается тенденция роста наблюдений случаев укорочения интервала P–Q. Абсолютное и относительное укорочение интервала P–Q сегодня фиксируется более чем у 25% населения, с максимальным распространением среди лиц молодого возраста [1, 2]. Установлено, что среди всех смертей лиц моложе 30 лет внезапная смерть составляет 13%, причем в большинстве случаев она связана с кардиальными причинами. Укорочение интервала P–Q является одним из самых распространенных факторов риска внезапной сердечной смерти в молодом возрасте [3].

Несмотря на высокую социальную значимость и повышенную опасность внезапной сердечной смерти в современном мире, профилактические мероприятия по поводу данной патологии, например комплексное обследование пациентов, включающее в себя холтеровское мониторирование, проводятся не в полной мере. Это связано с недостаточной настороженностью врачей при укорочении P–Q-интервала вследствие большого количества случаев бессимптомного течения, отсутствием унифицированного алгоритма обследования, недостаточной информированностью о механизме формирования интервала P–Q и возможной профилактике нарушения работы атриовентрикулярного соединения (АВ-соединения). Отдельной категорией лиц с ярко выраженной опасностью возникновения внезапной сердечной смерти при укорочении P–Q-интервала являются люди, подверженные риску для здоровья вследствие специфики своей работы.

Большую роль в деле решения обозначенной проблемы может сыграть совершенствование портативных систем регистрации, обработки и интерпретации ЭКГ-сигнала как в аппаратной, так и в программной части за счет разработки новых способов и средств обработки ЭКГ с учетом применения их в условиях двигательной активности пациента.

Цель исследования — разработка алгоритма обработки ЭКГ-сигнала, позволяющего осуществлять непрерывный анализ длительности P–Q-интервала и его изменений синхронно с визуализацией основных характеристик ЭКГ (абсолютные значения ЧСС в данный момент времени, относительные изменения кардиоинтервалов, отображение дыхательной активности и т.д.).

Материалы и методы. Одним из механизмов формирования укороченного интервала P–Q является нарушение работы АВ-соединения, выражающееся в уменьшении времени задержки импульса из синусового узла [2]. В норме интервал P–Q составляет 0,12–0,18 с (до 0,20 с) и имеет тенденцию удлиняться с возрастом и укорачиваться при учащении ритма. В среднестатистической выборке максимальные значения интервала P–Q у обследуемых старше 18 лет составляют 0,20 с, однако при брадикардии он может удлиняться до 0,21 и даже 0,22 с. При тахикардии продолжительность интервала P–Q составляет 0,19–0,20 с, что может служить причиной патологических изменений электропроводящей системы сердца, например преждевременной электрофизиологической активации желудочков.

Одним из наиболее простых и удобных способов

верификации патологических изменений электрофизиологической системы сердца (выявление наличия дополнительных проводящих путей или нарушения проводимости АВ-узла — АВ-блокада различной степени) является именно динамическая оценка P–Q-интервала. Для анализа интервала P–Q были использованы общепринятые критерии оценки:

укорочение интервала P–Q, продолжительность которого не превышает 0,11 с;

отсутствие в составе комплекса QRS дополнительной волны возбуждения — дельта-волны (δ -волны);

наличие неизменных (узких) и недеформированных комплексов QRS (за исключением случаев с сопутствующей блокадой ножек и ветвей пучка Гиса).

Изменение P–Q-интервала является одним из факторов изменения R–R-интервала. Базовым параметром анализа ЭКГ является ЧСС, на основе которой оцениваются остальные компоненты ЭКГ-сигнала. Относительное несоответствие R–R- и P–Q-интервалов является важным критерием оценки функционального состояния АВ-соединения и наличия дополнительных путей проведения. Это несоответствие выявляется у 20% населения, оно свидетельствует о начальных проявлениях патологии работы АВ-соединения [4]. Все это обуславливает важность и клиническую обоснованность совместной непрерывной визуализации P–Q-интервала, скатерограммы, R–R-интервалограммы и спирограммы.

При решении задач непрерывной визуализации был использован не только собственный аналитический модуль системы для статистической обработки электрофизиологической информации, но и собственный опытный образец ЭКГ-регистратора, включающего в свой состав акселерометр, гироскоп, барометр, GPS-модуль, а также датчики влажности и температуры. Совокупность обозначенных блоков устройства позволяет оценить не только электрофизиологическую активность сердца (ЭКГ-регистратор), двигательную активность пациента (акселерометр, гироскоп, барометр, GPS-модуль), но и степень физической нагрузки (датчики влажности и температуры), которая необходима для оценки взаимосвязи изменения длительности P–Q- и R–R-интервалов.

Основными отличиями разработанного устройства от аналогов являются следующие функциональные возможности.

1. Регистрация параметров ЭКГ-сигнала у обследуемого, как и оценка P–Q-интервала, в режиме онлайн и анализ их корреляции с показаниями датчиков акселерометра, гироскопа и электродермографии позволяют оценить компенсаторные функции организма (выявление состояний изменения ЧСС, не связанных с физической активностью) и зависимость взаимного изменения длительности P–Q- и R–R-интервалов.

2. Постоянный мониторинг местонахождения обследуемого для своевременного выезда бригады скорой помощи.

3. Улучшенная технология помехоустойчивой регистрации показателей датчиков (данные состояния кардиореспираторной системы, двигательной активности,

электродермальной реакции, температуры тела пациента и давления), основанная на применении улучшенных алгоритмов аналоговой и цифровой фильтрации сигналов.

4. Оптимизированные габаритные размеры устройства для беспроводной технологии передачи регистрируемых параметров на систему поддержки принятия решений.

5. Широкая обработка регистрируемого сигнала на сервере для детальной оценки состояния кардиореспираторной системы.

Построение модели микроструктуры вариабельности ритма сердца и интервала P–Q включало автоматическую регистрацию последовательных кардиоинтервалов во II стандартном отведении в условиях умеренной двигательной активности (рис. 1). Длительность продемонстрированного участка сигнала, выделенного из общего непрерывного сигнала, составляет 20 с. Критерием выбора длительности послужило удобство визуализации, однако интерфейс разработанной программы позволяет выделять сигналы произвольной временной протяженности.

Первичным этапом работы с ЭКГ в режиме реального времени является анализ данных регистрируемой электрической активности сердца. Необходимо отме-

тить, что частота дискретизации сигнала не должна быть меньше 125 Гц. Это обусловлено фактом наличия в полезном диапазоне частот ЭКГ-сигнала, полученного в клинических и амбулаторных условиях [3, 4], частот до 25 Гц. С учетом условий теоремы Котельникова [5] применяемая в исследованиях частота дискретизации устанавливалась в 5 раз больше максимальной частоты сигнала. Результаты анализа продемонстрировали, что повышение частоты дискретизации по сравнению с выбранной приводит к необоснованному увеличению семплов сигнала, в свою очередь приводящему к перегрузке программного обеспечения, а также увеличению помех.

Первичная обработка сигнала включает визуализацию сигнала в программной среде, что дает возможность в режиме реального времени осуществлять мониторинг патологических состояний. Безусловно, при работе с любым биоэлектрическим сигналом важно непрерывно визуализировать спектральную составляющую, полученную после преобразования Фурье (рис. 2). Данный спектр позволяет оценивать диапазон частот сигнала и принимать решение по установке параметров цифровой фильтрации полученного сигнала. Результаты исследований наглядно демонстрируют, что полезные частоты сигнала включают диапазон до

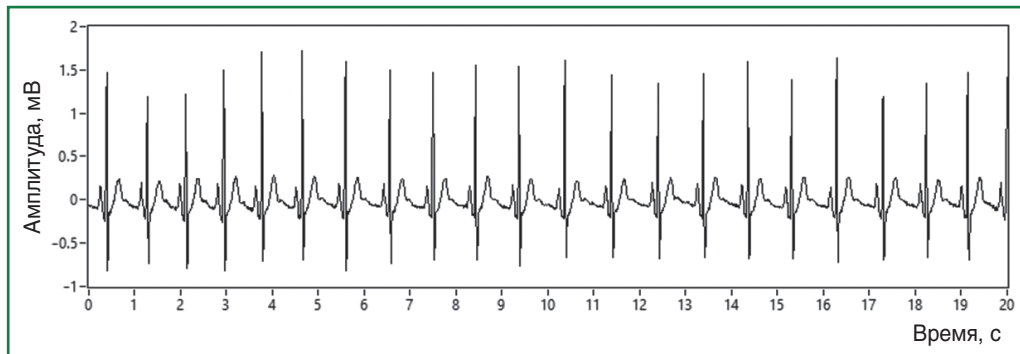


Рис. 1. Выбранная для анализа электрокардиограмма

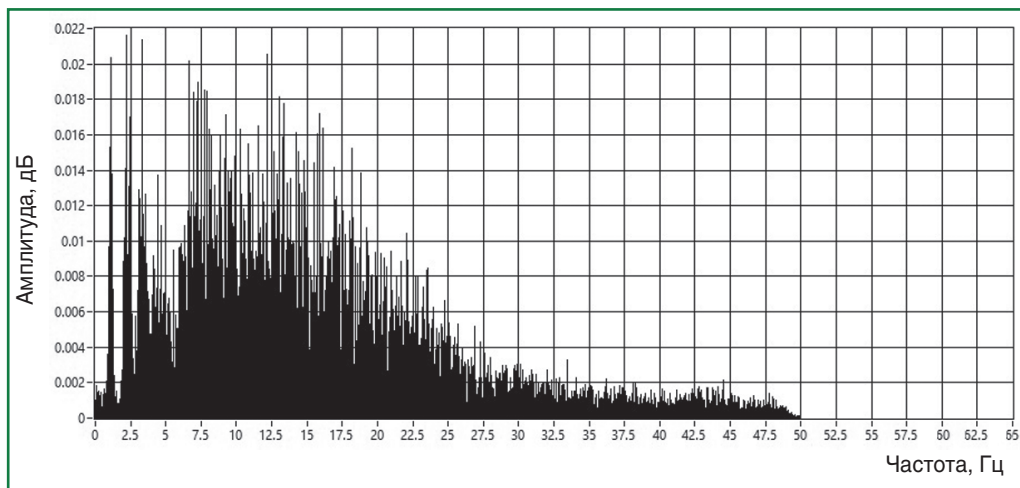


Рис. 2. Спектр анализируемого ЭКГ-сигнала

25 Гц, в то время как остальную составляющую можно классифицировать как высокочастотную помеху и проводить ее фильтрацию.

На следующем этапе происходит цифровая фильтрация сигнала, для осуществления которой выбран полосно-пропускающий фильтр Баттерворта как один из наиболее распространенных, стабильных по своей работе и, кроме того, отличающийся «гладкой» амплитудно-частотной характеристикой по сравнению со своими аналогами. Для реализации фильтра в программе предусмотрена установка верхней и нижней частот среза, которые позволяют выделить интересующую частотную область сигнала. Как отмечено ранее, частоты более 25 Гц (это значение выбрано в качестве частоты среза для удаления высокочастотной помехи) необходимо удалить из сигнала. Частота среза для низкочастотных помех выбрана с учетом влияния дыхательной активности на регистрацию ЭКГ-сигнала (рис. 3) [6, 7].

Важным этапом оценки ЭКГ-сигнала является подсчет R-зубцов в режиме непрерывной визуализации, позволяющей оценить регулярность и частоту ритма, которые являются одними из важных критериев наличия или отсутствия патологии. Важно отметить, что сигнал после фильтрации не содержит других пиков, кроме P, R и T. Разработанный в рамках исследования

алгоритм в отличие от существующих аналогов дает возможность с точностью более 93% произвести выделение именно указанных пиков, что позволяет более успешно решить задачу выделения P–Q-интервала [8].

Алгоритм поиска заключается в сравнении i -го значения сигнала, $i-1$ и $i+1$ значений. Если i -е значение больше соседних значений, то оно считается пиком и записывается в динамический массив значений, который имеет периодическую структуру. R-зубец характеризуется максимальной амплитудой, поэтому применение представленного алгоритма для поиска пиков в сформированном массиве значений является обоснованным. При работе с алгоритмом установлено, что точность определения R-зубцов составляет 100%. При наличии соседних R-зубцов, расположенных последовательно, первый массив полученных пиков сравнивается с максимальным значением в сигнале. Разница амплитуды максимального значения и текущего R-зубца будет меньше амплитуды зубца, что позволяет избежать ошибки определения. Таким образом, ключевым преимуществом представленного алгоритма нахождения R-зубцов является отсутствие необходимости выбора пороговых значений определения пика.

Основная информация о состоянии систем, регулирующих ритм сердца, заключена в «функциях разброса»

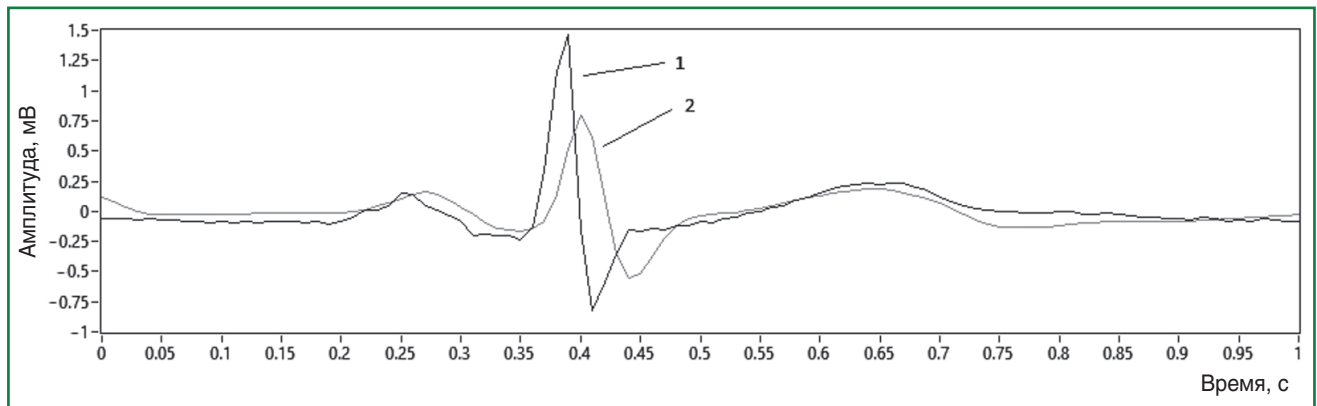


Рис. 3. Анализируемый ЭКГ-сигнал до (1) и после (2) фильтрации

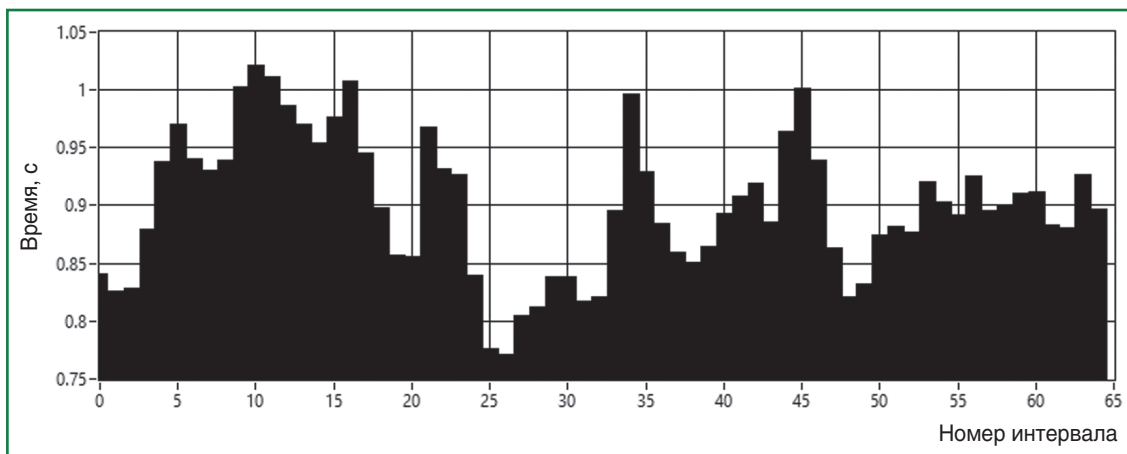


Рис. 4. Кардиоинтервалограмма анализируемого ЭКГ-сигнала

длительностей кардиоинтервалов (рис. 4). При анализе variability сердечного ритма необходимо оценить наличие синусовой тахикардии, отражающей сложные процессы взаимодействия различных контуров регуляции сердечного ритма, с помощью сравнения длительности R–R-интервала со значениями условной «нормы» для заданной половозрастной группы. При наличии нарушений ритма различного происхождения требуется применение специальных методов по восстановлению стационарности изучаемого процесса или необходимо использовать особые аналитические подходы.

Интервал R–R вычисляется вычитанием временного значения текущего R–R-интервала из значения предыдущего. Анализировать кардиоинтервалограмму удобно с помощью гистограммы распределения R–R-интервалов, т.е. диаграммы, высота каждого столбика которой соответствует количеству R–R-интервалов, попавших во временной диапазон рассматриваемого столбика. После построения гистограммы находятся ее размах, мода и амплитуда моды, применяемые для оценки стабильности ритма, с помощью критерия индекса напряжения (ИН), который измеряется в условных единицах и выражается соотношением

$$\text{ИН} = \frac{AMo}{3 \cdot Mo \cdot D_x},$$

где Mo (мода) — наиболее часто встречающееся значение длительности R–R-интервалов, выраженное в секундах; AMo (амплитуда моды) — число значений интервалов, равных Mo , в процентах к общему числу зарегистрированных кардиоциклов; D_x (вариационный размах) — разница между максимальным и минимальным значением длительности зарегистрированных интервалов R–R в секундах.

Представленная формула для вычисления ИН позволяет в отличие от традиционных аналогов расширить применимость метода оценки для возрастной группы старше 18 лет. В качестве диапазонов диагностической значимости критерия ИН можно выделить следующие: ИН до 70 ед. — стабильность ритма; ИН более 70 ед. — нестабильность ритма, вызванная перенапряжением регуляторных систем.

Нахождение R–R-интервалов дает возможность построить скатерограмму (рис. 5), которая представляет собой еще более компактный способ визуализации ритма по сравнению с кардиоритмограммой. Этот способ особенно полезен для случаев, когда на фоне монотонного ритма встречаются редкие и внезапные нарушения.

Получение интервалов в программной среде LabView происходит путем вычитания массива значений времени R-зубца из сдвинутого на один элемент назад того же массива, что позволяет в отличие от существующих аналогов вычислять коэффициенты корреляции при

сдвиге сигнала на один цикл аналогично построению корреляционной ритмограммы [9]. Таким образом, при построении точки корреляционной ритмограммы образуют совокупность, центр которой располагается на биссектрисе. Расстояние от центра до начала осей координат соответствует наиболее ожидаемой длительности сердечного цикла.

Безусловно, говоря об оценке электрической деятельности сердца, необходимо затронуть и вопросы дыхательной регуляции механической активности сердца, решением которых является анализ дыхательной волны. Для выделения из общего сигнала дыхательной составляющей необходимо отфильтрованный сигнал частотного диапазона 0–0,5 Гц, полученный с применением фильтра нижних частот Баттерворта, усреднить по каждому семплу. Параллельно с такими преобразованиями вычисляется частота дыхания, изменения которой также непрерывно визуализируются, что в отличие от аналогов алгоритма позволяет производить совместную оценку электрофизиологической и дыхательной составляющих (рис. 6).

В ходе следующего этапа решается основная задача, поставленная в рамках текущего исследования, — выделение и оценка P–Q-интервала. Определение длительности P–Q-интервала происходит по следующему алгоритму:

- 1) расчет первой производной сигнала, при которой пиковые значения сигнала станут нулевыми, а нулевые значения — пиками; наибольший пик наблюдается у Q-зубца;
- 2) временная регистрация Q-зубца t_Q и вычисление его амплитуды A_Q по ЭКГ-сигналу;
- 3) автоматическая установка порогового значения амплитуды A для нахождения начала и конца P-зубца как разницы амплитуд Q и P: $A = (A_Q - A_P) / 2$;
- 4) вычисление значения времени конца P-зубца;

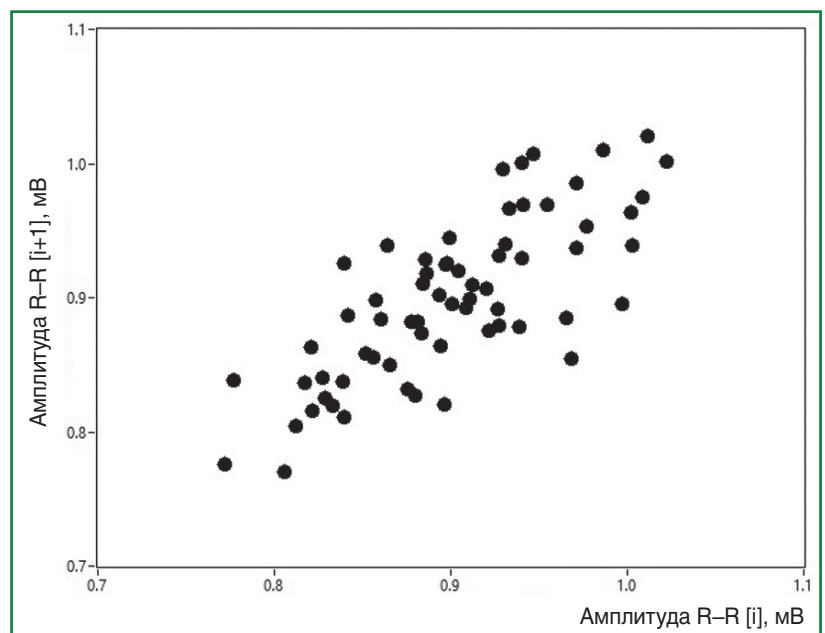


Рис. 5. Скатерограмма анализируемого ЭКГ-сигнала

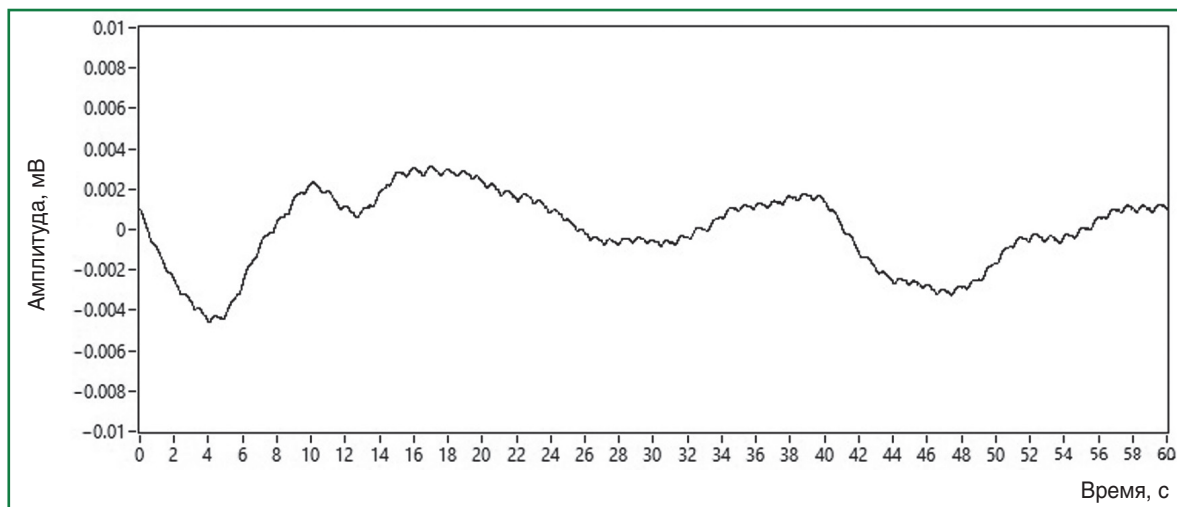


Рис. 6. Спирограмма, выделенная из анализируемого ЭКГ-сигнала

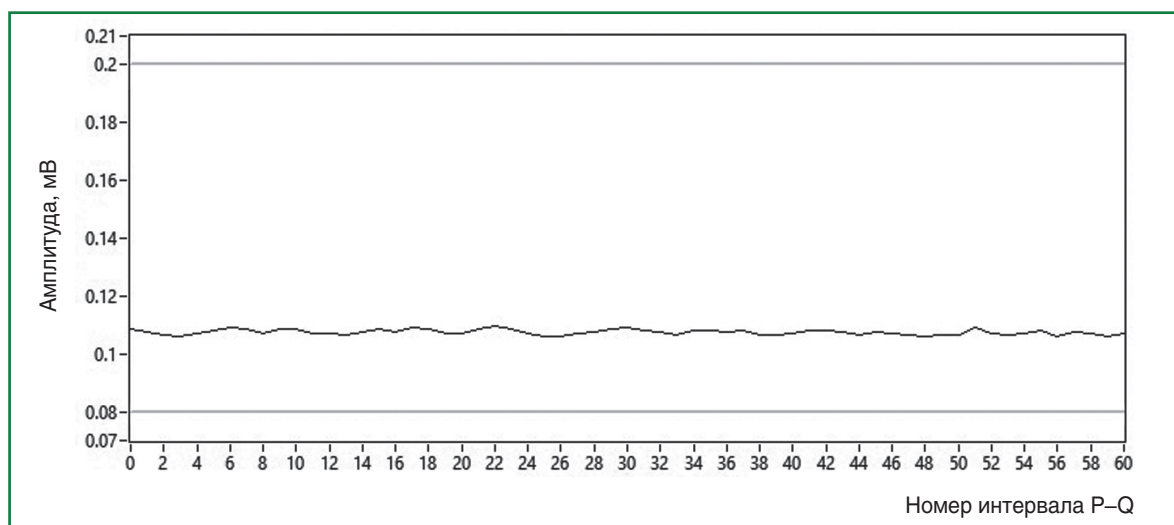


Рис. 7. Мониторинг P–Q-интервалов анализируемого ЭКГ-сигнала (серым цветом обозначены границы нормы)

5) вычитание времени Q-зубца t_Q из выделенного времени конца P-зубца t_P : $P-Q=t_Q-t_P$.

Для каждого номера интервала R–R, в сущности соответствующего номеру P–Q-интервала, строится точка с длительностью P–Q-интервала (рис. 7).

Представленный алгоритм, по сравнению с аналогами, дает возможность повысить точность определения длительности P–Q-интервала на 11% за счет предварительной цифровой фильтрации сигнала, позволяющей увеличить достоверность определения времени конца P-зубца и начала Q-зубца.

Обсуждение. Непрерывная визуализация длительности P–Q-интервала позволяет пользователю наглядно оценить отклонение длительности текущего интервала от условной нормы. При интерпретации результатов применяется следующая классификация патологического предсердно-желудочкового проведения:

1. АВ-блокада I степени:

все предсердные импульсы достигают желудочков (частота проведения 1:1), но проведение через АВ-узел идет с одинаковой задержкой;

значения длительности P–Q-интервалов выходят за «верхнюю» границу нормы на графике не более трех раз за время регистрации 60 QRS-комплексов.

2. АВ-блокада II степени:

отдельные предсердные импульсы не проводятся к желудочкам (проведение 2:1);

значения длительности P–Q-интервалов выходят за «верхнюю» границу нормы на графике не более 12 раз за время регистрации 60 QRS-комплексов.

3. АВ-блокада III степени (полная АВ-блокада):

импульсы из предсердий не достигают желудочков, полное разобщение предсердного и желудочкового ритмов;

значения длительности P–Q-интервалов постоянно

расположены над «верхней» границей нормы в 0,2 мВ при длительной регистрации.

4. Синдром Вольфа–Паркинсона–Уайта:

значения длительности P–Q-интервалов постоянно расположены под «нижней» границей нормы в 0,08 мВ во время длительной регистрации. При этом ИН меньше 70 ед.

Таким образом, разработанное программное обеспечение для анализа изменения P–Q-интервалов, базирующееся на приведенных алгоритмах, позволяет пользователю успешно осуществлять верификацию заболеваний проводящей системы сердца.

Заключение. Разработанные авторами алгоритмы: алгоритм нахождения R-зубцов, который в отличие от аналогов не использует субъективные пороговые значения, а также алгоритм определения длительности P–Q-интервала, отличающийся от аналогов более удобным методом нахождения времени концов P- и Q-зубцов, — позволят повысить точность диагностирования аритмий на 11% по сравнению с аналогичными методиками. Выделение и последующий анализ основных компонентов ЭКГ-сигнала с использованием разработанных алгоритмов и средств непрерывной визуализации P–Q-интервалов в портативных устройствах мониторинга функционального состояния организма человека позволяют минимизировать количество ложных результатов.

Финансирование исследования. Разработки выполнены при поддержке субсидии Минобрнауки России (уникальный идентификатор проекта RFMEFI57814X0052).

Конфликт интересов. У авторов нет конфликта интересов.

Литература/References

1. Бережной В.В., Марушко Т.В. Внезапная смерть при физических нагрузках у детей и подростков. Современная педиатрия 2009; 6(28): 29–34. Bereznyi V.V., Marushko T.V. Sudden death during physical exercises at children and adolescents. *Sovremennaya pediatriya* 2009; 6(28): 29–34.
2. Воробьев Л.В. Индекс PQs, как показатель риска внезапного нарушения ритма сердца при тахикардии. Успехи современного естествознания 2013; 11: 8–13. Vorobejv L.V. Index PQs, as evidence risk of heart rhythm disturbance tachycardia. *Uspekhi sovremennogo estestvoznaniya* 2013; 11: 8–13.
3. Воробьев Л.В. Укороченный P–Q, акценты ЭКГ диагностики. Современные наукоемкие технологии 2013; 11: 152–157. Vorobejv L.V. Shortening of the P–Q, accents ECG diagnostics. *Sovremennye naukoemkie tekhnologii* 2013; 11: 152–157.
4. Zimetbaum P.J., Mark E.J. *Practical clinical electrophysiology*. Lippincott Williams and Wilkins; 2008.
5. Котельников В.А. О пропускной способности эфира и проволоки в электросвязи. Всесоюзный энергетический комитет. Материалы к I Всесоюзному съезду по вопросам технической реконструкции дела связи и развития слаботочной промышленности, 1993. Успехи физических наук (репринт) 2006; 176(7): 762–770. Kotel'nikov V.A. On air and wire transmission capacity in telecommunications. All-Union Energy Committee. Materials for the First All-Union Congress on reconstruction of communication facilities and development of low-current industry, 1993. *Uspekhi fizicheskikh nauk (reprint)* 2006; 176(7): 762–770.
6. Bogomolov A.V., Maistrov A.I. Theoretical-experimental analysis of convergence of heart rate variability spectral measures estimated via heart rate and heart period signals. *Biomedical Engineering* 2009; 43(2): 75–80, <http://dx.doi.org/10.1007/s10527-009-9091-y>.
7. Зарецкий А.П., Кулешов А.П., Алехин М.Д. Анализ вариабельности сердечного ритма пациентов с желудочковыми нарушениями при временной электрокардиостимуляции. В кн.: Материалы Всероссийской научно-практической конференции с международным участием «Вариабельность сердечного ритма: теоретические и прикладные аспекты». Чебоксары; 2014; с. 66–69. Zaretskiy A.P., Kuleshov A.P., Alekhin M.D. Analiz variabel'nosti serdechnogo ritma patsientov s zheludochkovymi narusheniyami pri vremennoy elektrokardiostimulyatsii. V kn.: *Materialy Vserossiyskoy nauchno-prakticheskoy konferentsii s mezhdunarodnym uchastiem "Variabel'nost' serdechnogo ritma: teoreticheskie i prikladnye aspekty"* [Analysis of heart rate variability in patients with ventricular disorders in temporal electrocardiostimulation. In: Materials of the All-Russian Scientific and Practical Conference with international participants "Heart rate variability: theoretical and applied aspects"]. Cheboksary; 2014; p. 66–69.
8. Kukushkin Y.U., Maistrov A.I., Bogomolov A.V. Rhythmocardiogram approximation methods for calculation of spectral parameters of cardiac rhythm variability. *Biomedical Engineering* 2010; 44(3): 15–30, <http://dx.doi.org/10.1007/s10527-010-9165-x>.
9. Zaretskiy A.P., Ilyin A.V., Kuleshov A.P., Poteryakhina A.V., Poteryakhin A.V. Features of analysis and daily registration of ECG in patients with paroxysmal atrial fibrillation. *Biol Med (Aligarh)* 2015; 7(2): BM-098-15.