

# § 6 ПРОГРАММНЫЕ КОМПЛЕКСЫ КОМПЬЮТЕРНОЙ РЕАЛИЗАЦИИ ЧИСЛЕННЫХ МЕТОДОВ И МАТЕМАТИЧЕСКИХ МОДЕЛЕЙ НА ИХ ОСНОВЕ

Ильин А. В., Кулешов А. П.,  
Зарецкий А. П., Блинов А. А., Потеряхина А. В.

## ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ДИНАМИЧЕСКОЙ БЕСПРОВОДНОЙ PQ-ИНТЕРВАЛОГРАФИИ

**Аннотация:** Предметом исследования является разработка программного комплекса беспроводного динамического мониторинга PQ-интервала электрокардиографического сигнала, позволяющего визуализировать результаты мониторинга в виде, удобном практикующим врачам. Помимо PQ-интервалографии, разработанный программный комплекс обеспечивает получение, визуализацию и базовую интерпретацию таких клинически значимых показателей, как площадь скатерограммы, амплитуда кардиоритмограммы, спектра первоначального электрокардиосигнала, амплитуда и периодичность дыхательной волны. Предложенная совокупность диагностически информативных показателей позволяет в реальном времени отслеживать и распознавать патологии электрофизиологического предсердно-желудочкового проведения. Методология исследований объединяет методы фильтрации цифровых сигналов, обработки временных рядов, теории вероятностей, математической статистики, медицинской информатики, программной инженерии. Разработанный программный комплекс реализует оригинальные алгоритмы бесконтактного беспроводного мониторинга и распознавания R-зубца и PQ-интервалов электрокардиограммы. За счет повышения качества обработки сигнала, сочетания количественных и визуальных представлений результатов обработки, обеспечивает улучшенную верификацию заболеваний проводящей системы сердца на современной аппаратно-программной вычислительной платформе.

**Ключевые слова:** медицинская информатика, бесконтактный кардиомониторинг, беспроводной кардиомониторинг, обработка электрокардиосигнала, визуализация временных рядов, мониторинг состояния человека, распознавание опасных состояний, медицинская диагностика, математическая кардиология, биомедицинская инженерия

**Review:** The subject of research is the development of software for wireless dynamic monitoring of PQ-interval of electrocardiographic signal, that allows to visualize the results of monitoring in a form convenient for clinicians. In addition to the PQ-cardiointervals monitoring the authors developed a software system that provides visualization and basic interpretation of clinically relevant

*parameters, such as the area of scattergram, amplitude of cardiogram, electrocardiosignal original spectrum, the amplitude and frequency of the respiratory wave. The proposed set of diagnostically informative parameters allows to monitor and detect electrophysiological atrioventricular conduct disease in real-time. The presented methodology combines research methods of filtering a digital signal processing time series, probability theory, mathematical statistics, medical informatics and software engineering. The developed software package implements the original algorithms of contactless wireless monitoring and recognition of R-wave and PQ-interval of the electrocardiogram. By improving the signal processing, using a combination of quantitative and visual presentations of results of processing, the presented solution provides enhanced verification of diseases of the conduction system of the heart on a modern computer hardware and software platform.*

**Keywords:** *medical diagnostics, detection of dangerous health conditions, monitoring of human health, visualization of time series, electrocardiosignal processing, wireless cardiomonitoring, contactless cardiomonitoring, medical informatics, mathematical cardiology, biomedical engineering*

В последние десятилетия отмечен тренд значительного возрастания количества случаев укорочения интервала PQ. Абсолютное и относительное укорочение интервала PQ сегодня затрагивает более чем 25 % населения, с максимальным распространением среди лиц молодого возраста [9, 10, 26]. Укорочение интервала PQ является одним из самых распространенных факторов риска внезапной сердечной смерти (ВСС) в молодом возрасте. Следует отметить, что среди всех смертей лиц моложе 30 лет внезапная смерть составляет 13%, причём в большинстве случаев она связана с кардиальными причинами, что является ежегодной причиной возникновения внезапной сердечной смерти среди обозначенной группы населения [3, 13].

Несмотря на высокую клиническую актуальность и повышенную опасность внезапной сердечной смерти (ВСС) в современном мире, профилактические мероприятия по поводу укороченного интервала PQ, например, комплексное обследование пациентов, включающее в себя холтеровское мониторирование, проводятся недостаточно. Это связано с недостаточной настороженностью при укорочении PQ-интервала, вследствие большого количества бессимптомного течения, неунифицированным алгоритмом обследования, недостаточной информированностью о механизме формирования интервала PQ и возможной профилактике нарушения работы АВ-соединения (атрио-вентрикулярного соединения). Отдельной категорией лиц с ярко выраженной опасностью возникновения ВСС при укорочении PQ-интервала являются люди, подверженные риску для здоровья либо из-за специфики своей работы. Для снижения рисков ВСС необходимо совершенствование портативных систем регистрации, обработки и интерпретации электрокардиосигнала (ЭКС) как в аппаратной части, так и в программной за счет совершенствования способов и средств обработки ЭКС с учетом применения их в условиях двигательной активности пациента [1, 2, 5-7, 11, 12, 14, 21, 28].

Анализируя состояние предметной области в настоящее время, необходимо сделать вывод о практической значимости описанного в статье исследования, заключающуюся в

разработке алгоритма обработке ЭКС, позволяющего в отличие от аналогов осуществить непрерывную визуализацию длительности PQ-интервала и его изменение синхронно с визуализацией основных характеристик ЭКГ (абсолютные значения ЧСС в настоящий момент времени, относительные изменения кардиоинтервалов, отображение дыхательной активности и т.д.).

Одним из механизмов формирования укороченного интервала PQ является нарушение работы АВ-соединения, выражающееся в уменьшении времени задержки импульса из синусового узла [9, 10, 26]. В норме интервал PQ 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 PQ 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 PQ составляет 0,19–0,20 с, что может являться причиной патологических изменений электропроводящей системы сердца, например, преждевременной электрофизиологической активации желудочков.

Необходимо отметить, что одним из наиболее простых и удобных способов верификации патологических изменений электрофизиологической системы сердца в области верификации наличия дополнительных проводящих путей или нарушения проводимости АВ-узла (АВ-блокада различной степени) является именно динамическая оценка PQ-интервала. Для анализа интервала PQ были применены общепринятые критерии оценки:

- укорочение интервала P-Q, продолжительность которого не превышает 0,11 с;
- отсутствие в составе комплекса QRS дополнительной волны возбуждения - дельта волны ( $\delta$  - волны);
- наличие неизменных (узких) и недеформированных комплексов QRS (за исключением случаев с сопутствующей блокадой ножек и ветвей пучка Гиса).

Изменение PQ-интервала является одним из факторов изменения RR-интервала. Базовым параметром анализа ЭКГ является ЧСС, на основе которой строят оцениваются остальные компоненты ЭКГ-сигнала. Относительное несоответствие RR и PQ-интервалов является важным критерием оценки функционального состояния АВ-соединения и наличия дополнительных путей проведения (ДПП). У 20% выявляется это несоответствие и свидетельствует о начальных проявлениях патологии работы АВ-соединения, в связи с чем совместная непрерывная визуализация PQ-интервала, скатерограммы, RR-интерваллограммы, спирограммы является актуальной и клинически обоснованной задачей.

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 состав акселерометр, гироскоп, барометр, GPS-модуль, а также датчики влажности и температуры. Совокупность обозначенных блоков устройства позволяет не только оценить электрофизиологическую активность сердца (ЭКГ-регистратор), двигательную активность пациента (акселерометр, гироскоп, барометр, GPS-модуль), а также провести

оценку степени физической нагрузки (датчики влажности и температуры), которая необходима для оценки взаимосвязи изменения длительности PQ и RR-интервалов [1, 6-8, 16-25, 28].

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

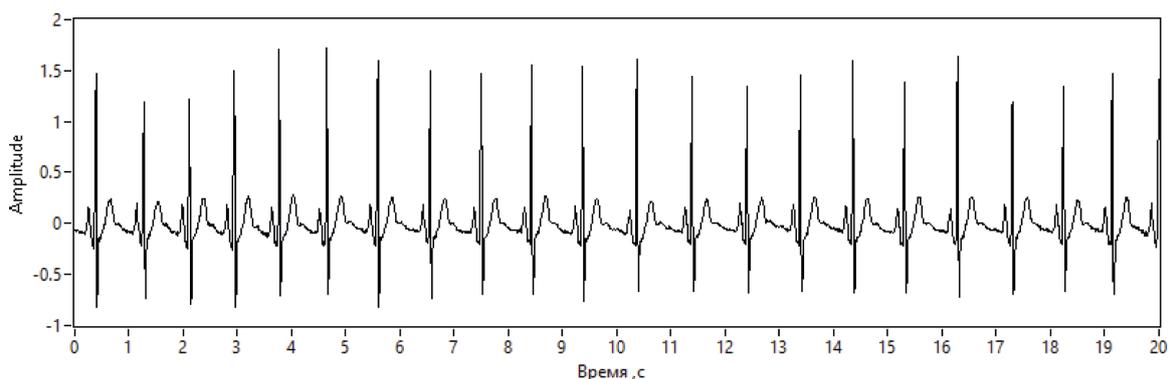


Рис.1. Анализируемая электрокардиограмма

Первичным этапом работы с электрокардиограммой реального времени является анализ данных регистрируемой электрической активности сердца. Необходимо отметить, что частота дискретизации сигнала не должна быть меньше 120 Гц, что обусловлено фактом наличия в полезном диапазоне частот ЭКГ-сигнала, полученного в клинических и амбулаторных условиях, частот до 25 Гц. С учётом условий теоремы Котельникова, применяемая в исследованиях частота дискретизации устанавливалась в 5 раза больше максимальной частоты сигнала. Результаты анализа продемонстрировали, что увеличение частоты дискретизации по сравнению с выбранной приводит к необоснованному увеличению семплов сигнала, приводящего к перегрузке программного обеспечения, а также увеличению помех.

Первичная обработка сигнала включает визуализацию сигнала в программной среде, что позволяет 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). Полученный спектр позволяет оценить диапазон частот сигнала и принимать решение по установке параметров цифровой фильтрации полученного сигнала. Результаты исследований наглядно демонстрируют, что полезные частоты сигнала включают диапазон до 25 Гц, в то время как остальную составляющую можно классифицировать как высокочастотную помеху и проводить её фильтрацию.

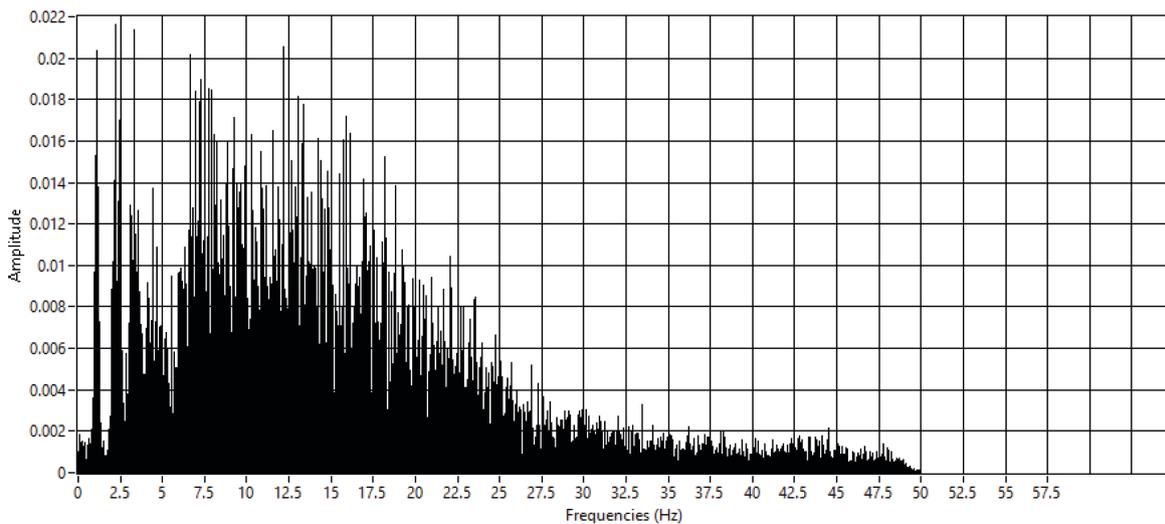


Рис.2. Спектр визуализированного ЭКГ-сигнала

На следующем этапе происходит цифровая фильтрация сигнала, для осуществления которой выбран полосно-пропускающий фильтр Баттерворта, как один из наиболее распространённых, стабильных по своей работе, а также имеющего «гладкую» амплитудно-частотную характеристику (АЧХ) в отличие от аналогов. 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, выбранной 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)

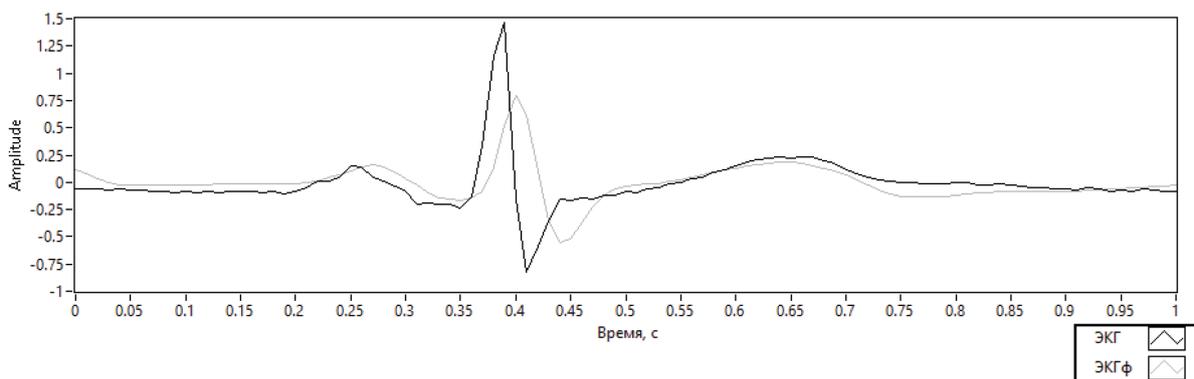


Рис.3. Сравнение визуализированного ЭКГ-сигнала до и после фильтрации (ЭКГф – сигнал после фильтрации)

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 [4, 8, 15, 18-20, 27]. Важно отметить, что сигнал после фильтрации не содержит пиков кроме P, R и T.

Разработанный в рамках исследования алгоритм в отличие от существующих аналогов позволяет с точностью более 93% произвести выделение именно указанных пиков (P, R и T), что является актуальной задачей в рамках выделения PQ-интервала.

Алгоритм поиска заключается в сравнении  $i$ -е значения сигнала,  $i-1$  и  $i+1$  значений. Если  $i$ -е значение больше соседних значений сигнала, то оно считается пиком и записывается в динамический массив значений, который имеет периодическую структуру. R-зубец имеет максимальную амплитуду, поэтому применение представленного алгоритма для поиска пиков в сформированном массива значений является обоснованным. При работе с алгоритмом доказано, 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 его амплитуды, 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» длительностей кардиоинтервалов (рис.4). При анализе вариабельности сердечного ритма необходимо оценить наличие синусовой тахикардии, отражающей сложные процессы взаимодействия различных контуров регуляции сердечного ритма, с помощью сравнения длительности RR-интервала с значениями условной «нормы» для заданной поло-возрастной группы. При наличии нарушений ритма различного происхождения требуется применение специальных методов по восстановлению стационарности изучаемого процесса или необходимо использовать особые аналитические подходы.

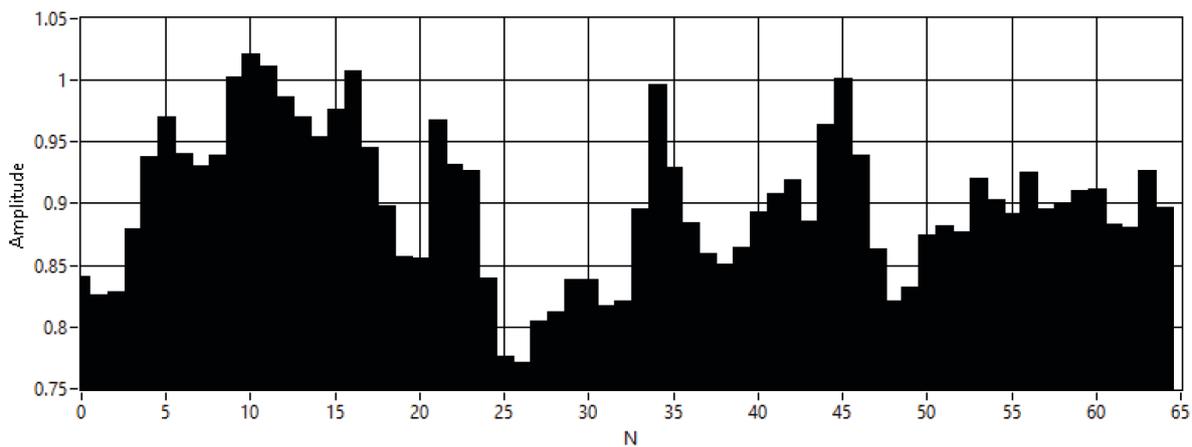


Рис.4. Кардиоинтервалограмма визуализированного ЭКГ-сигнала

Интервал RR вычисляется вычитанием временного значения текущего R-интервала из предыдущего. Анализировать кардиоинтервалограмму удобно с помощью гистограммы распределения RR-интервалов, т.е. диаграммы, высота каждого столбика которой соответствует количеству RR-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 (1).

$$ИН = \frac{AM_o}{2M_oD_x}, \quad (1)$$

где  $M_o$  (мода) - наиболее часто встречающееся значение длительности RR- интервалов, выраженное в секундах,  $AM_o$  (амплитуда моды) - число значений интервалов, равных  $M_o$ , в процентах к общему числу зарегистрированных кардиоциклов,  $D_x$  (вариационный размах) - разница между максимальным и минимальным значением длительности зарегистрированных интервалов RR в секундах. Представленная формула для вычисления *ИН* позволяет в отличие от 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 – нестабильность ритма, вызванная перенапряжением регуляторных систем.

Нахождение RR-интервалов дает возможность построить скаттерограмму (рис.5), которая является еще более компактный способ визуализации ритма, по сравнению с кардиоритмограммой [4, 22, 27, 29]. Этот способ особенно полезен для случаев, когда на фоне монотонного ритма встречаются редкие и внезапные нарушения.

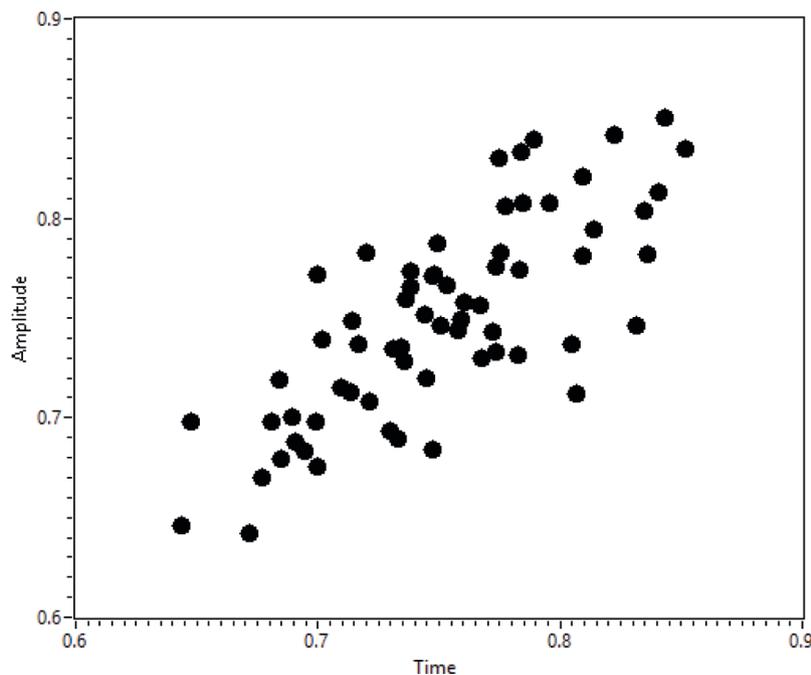


Рис.5. Скаттерограмма

Получение интервалов в программной среде LabView происходит путем вычитания массива значений времени R зубца из сдвинутого на один элемент назад того же массива,

позволяющей в отличие от существующих аналогов вычислять коэффициенты корреляции при сдвиге сигнала на один цикл аналогично построению корреляционной ритмограммы. Таким образом, при построении точки корреляционной ритмограммы образуют совокупность, центр которой располагается на биссектрисе. Расстояние центра от 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 [1, 2, 28]. 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 визуализируется, что в отличие от аналогов позволяет производить совместную оценку электрофизиологической и дыхательной составляющих.

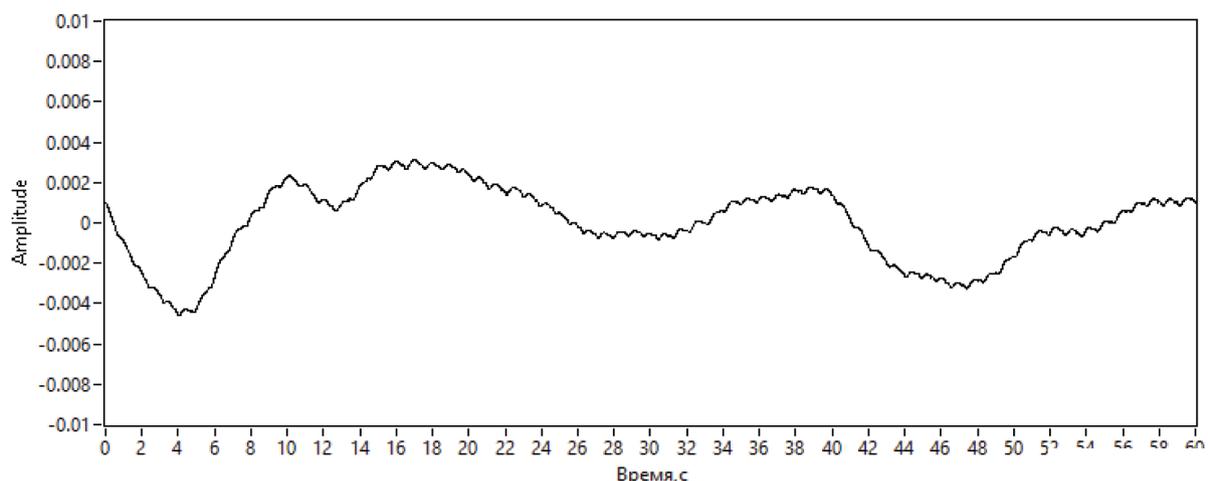


Рис. 6. Спирограмма, выделенная из визуализированного ЭКГ-сигнала

В ходе следующего этапа необходимо решить основную задачу, поставленную в рамках текущего исследования, выделить и оценить PQ-интервал. Определение длительности PQ-интервала происходит по следующему алгоритму:

1. расчёт первой производной сигнала, при котором 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 ЭКС;
3. автоматическая установка порогового значения  $A$  для нахождения начала и конца P-зубца, как разницу амплитуды Q и P:  $A = \frac{A_Q - A_P}{2}$ ;
4. вычисление значение времени конца P-зубца;
5. вычитание время Q из выделенного времени конца P-зубца:  $P_Q = t_Q - t_P$ .

Для каждого номера интервала RR в сущности соответствующему номеру PQ-интервала строится точка с длительностью PQ-интервала (рис.7). Представленный алгоритм позволяет, по сравнению с аналогами, повысить точность определения длительности PQ-интервала на 11% за счёт предварительной цифровой фильтрации сигнала, позволяющей увеличить достоверность определения времени конца P-зубца и начала Q-зубца.

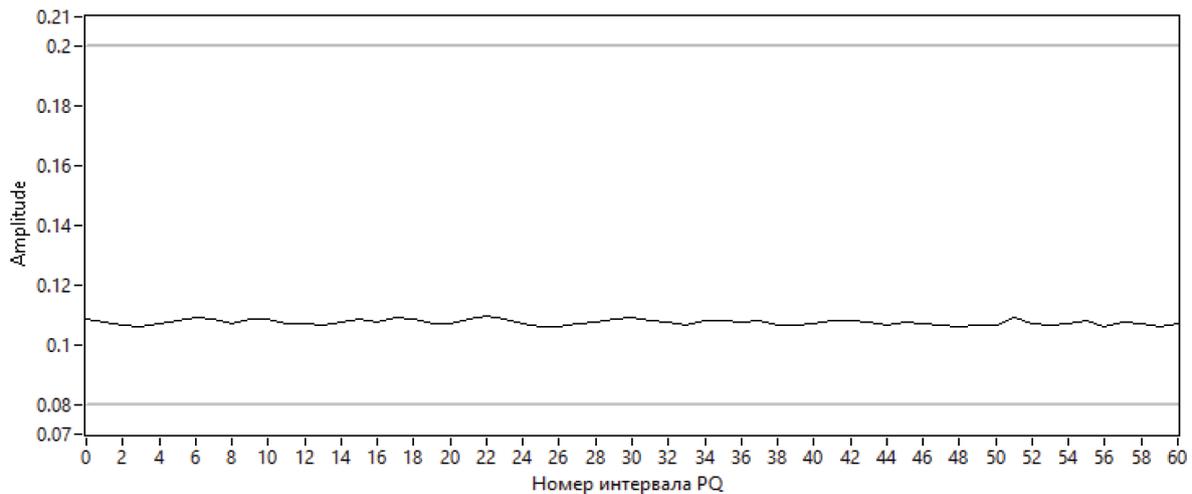


Рис.7. Мониторинг PQ-интервалов визуализированного ЭКГ-сигнала

Непрерывная визуализация длительности PQ-интервала позволяет пользователю наглядно оценить отклонение длительности текущего интервала от условно «нормальной». 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 идёт с одинаковой задержкой;
  - значения длительности PQ-интервалов выходит за «верхнюю» границу нормы на графике не более, чем 3 раза для 60 интервалов (рис.7).
2. *АВ-блокада II степени*
  - отдельные предсердные импульсы не проводятся к желудочкам (проведение 2:1)
  - значения длительности PQ-интервалов выходит за «верхнюю» границу нормы на графике не более, чем 12 раз для 60 интервалов (рис.7).
3. *АВ-блокада III степени (полная АВ-блокада)*
  - импульсы из предсердий не достигают желудочков, полное разобщение предсердного и желудочкового ритмов;
  - значения длительности PQ-интервалов постоянно расположены над «верхней» границей нормы на графике (рис.7).
4. *ВПВ-синдром*
  - значения длительности PQ-интервалов постоянно расположены под «нижней» границей нормы на графике (рис.7), при этом ИН меньше 70 единиц.

\* \* \*

Таким образом, несомненна практическая важность непрерывного мониторинга и визуализации PQ-интервалов. С этой целью произведена разработка программного обеспечения для интерпретации изменения PQ-интервалов, позволяющего пользователю осуществить верификацию заболеваний проводящей системы сердца, базирующейся на алгоритмах, указанных в тексте. В статье представлен алгоритм нахождения R-зубцов, который в отличие от аналогов не применяет субъективные пороговые значения, а также алгоритм определения длительности PQ-интервала, который отличается способом нахождения времени конца P и Q зубца, позволяющим по сравнению с аналогами повысить точность диагностирования аритмий на 11%.

### **Библиография :**

1. Алёхин М.Д. Технология бесконтактного мониторинга состояния операторов эргатических систем // Оборонный комплекс-научно-техническому прогрессу России. 2014. № 1 (121). С. 3-7.
2. Алёхин М.Д., Алёхин Ф.Д., Алборова И.Л., Анищенко Л.Н., Богомолов А.В., Демендеев А.А., Ивашов С.И., Майстров А.И., Корчагина Д.А., Рыжова Н.В., Татарайдзе А.Б., Темляков А.Ю., Ушкова Е.В. Устройство для автоматизированного распознавания паттернов биорадиолокационных сигналов. Патент на полезную модель № 142167. Заявл. 13.02.2014, опубл. 20.06.2014, бюлл. №17. 2 с.
3. Бережной В.В. Марушко Т.В. Внезапная смерть при физических нагрузках у детей и подростков // Современная педиатрия. № 6(28). 2009. С. 29-34.
4. Богомолов А.В., Гридин Л.А., Кукушкин Ю.А., Ушаков И.Б. Диагностика состояния человека: математические подходы. М.: Медицина, 2003. 464 с.
5. Богомолов А.В., Кукушкин Ю.А. Автоматизация персонифицированного мониторинга условий труда // Автоматизация. Современные технологии. 2015. № 3. С. 6-8.
6. Богомолов А.В., Майстров А.И. Моделирование ритмокардиографических сигналов в частотной области // Динамика сложных систем-XXI век. 2009. № 1. С. 49-58.
7. Богомолов А.В., Майстров А.И. Теоретико-экспериментальное исследование сходимости оценок спектральных показателей variability сердечного ритма человека // Медицинская техника. 2009. № 2. С. 26-31.
8. Богомолов А.В., Майстров А.И. Теоретико-экспериментальное исследование сходимости оценок спектральных показателей variability сердечного ритма человека // Медицинская техника. 2009. № 2. С. 26-31.
9. Воробьев Л.В. Индекс PQs как показатель риска внезапного нарушения ритма сердца при тахикардии // Успехи современного естествознания. №11. 2013. С. 8-13.
10. Воробьев Л.В. Укороченный PQ, акценты ЭКГ диагностики // Современные наукоемкие технологии. № 11, 2013. С. 152-157.
11. Зарецкий А.П. Алгоритм персонификации стентирования коронарной артерии // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. 2015. Т. 14. № 1. С. 127-131.

12. Зарецкий А.П. Биомеханические методы персонификации стентирования и баллонной ангиопластики // Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание. 2015. № 1. С. 5-2.
13. Зарецкий А.П., Кулешов А.П., Алёхин М.Д. Анализ variability сердечного ритма пациентов с желудочковыми нарушениями при временной электрокардиостимуляции // Материалы Всероссийской научно-практической конференции с международным участием «Вариабельность сердечного ритма: теоретические и прикладные аспекты». Чебоксары, 2014. С.66–69
14. Казанцев А.П., Сенин А.А., Пикуленко О.В., Федорова С.И., Булыгин В.П., Шокин В.И. Мобильная информационная система дистанционной функциональной диагностики сердечно-сосудистых заболеваний // Альманах клинической медицины. 2008. № 17-1. С. 176-178.
15. Кукушкин Ю.А., Богомолов А.В. Методика количественного оценивания функциональных состояний человека // Биомедицинская радиоэлектроника. 2001. № 2. С. 12.
16. Нужнов П.В., Петров В.И., Шамкина Л.А., Щукин С.И. Мониторирование параметров гемодинамики в течение курса-биоадекватной электромагнитной терапии // Биомедицинская радиоэлектроника. 2006. № 10. С. 51-56.
17. Майстров А.И. Анализ сопоставимости результатов оценки спектральных показателей variability сердечного ритма человека для сигналов ритмокардиограммы и тахограммы // Информатика и системы управления. 2008. № 2 (16). С. 140-142.
18. Майстров А.И. Исследование качества оценок спектральных показателей variability сердечного ритма для различных аппроксимаций ритмокардиограмм // Информатика и системы управления. 2009. № 4. С. 98-99.
19. Майстров А.И., Богомолов А.В., Алёхин М.Д. Технология автоматизированной обработки участков локальных нестационарностей в ритмокардиографических сигналах // Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание. 2012. № 1. С. 4.
20. Максимов И.Б., Столяр В.П., Богомолов А.В. Прикладная теория информационного обеспечения медико-биологических исследований. М.: Бином, 2013. 312 с.
21. Нагин В.А., Селищев С.В. Особенности реализации алгоритмов выделения QRS-комплексов для ЭКГ-систем реального времени // Медицинская техника. 2001. № 6. С. 18-23.
22. Ушаков И.Б., Богомолов А.В. Информатизация программ персонифицированной адаптивной медицины // Вестник Российской академии медицинских наук. 2014. № 5-6. С. 124-128.
23. Ушаков И.Б., Богомолов А.В., Гридин Л.А., Кукушкин Ю.А. Методологические подходы к диагностике и оптимизации функционального состояния специалистов операторского профиля. М.: Медицина, 2004. 144 с.
24. Ушаков И.Б., Богомолов А.В., Кукушкин Ю.А. Методологические аспекты динамического контроля функциональных состояний операторов опасных профессий // Медико-биологические и социально-психологические проблемы безопасности в чрезвычайных ситуациях. 2010. № 4-2. С. 6-12.
25. Ушаков И.Б., Богомолов А.В., Кукушкин Ю.А. Паттерны функциональных состояний оператора. М.: Наука, 2010. 390 с
26. Шумаков В.И., Онищенко Н.А., Толпекин В.Е., Козлов И.А., Честухин В.В., Иткин Г.П. Разработка и использование новых биомедицинских технологий в диагностике и лечении сердечно-сосудистых заболеваний // Вестник Российской академии медицинских наук. 2003. № 11. С. 21-27.
27. Щукин С.И., Майстров А.И. Исследование информативности методов геометрического анализа фазовых портретов ритмокардиограмм // Биомедицинская радиоэлектроника. 2007. № 6. С. 3-11.

28. Alekhin M.D., Anishchenko L.N., Zhuravlev A.V., Ivashov S.I., Parashin V.B., Korostovtseva L.S., Sviryaev Y.V., Konradi A.O., Bogomolov A.V. Estimation of information value of diagnostic data obtained by bioradiolocation pneumography in non-contact screening of sleep apnea syndrome // Biomedical Engineering. 2013. T. 47. № 2. С. 96-99.
29. Kukushkin Y.A., Maistrov A.I., Bogomolov A.V. Rhythmiocardiogram Approximation Methods for Calculation of Spectral Parameters of Cardiac Rhythm Variability // Biomedical Engineering. 2010. Vol. 44. No.3. 15-30

### References:

1. Alekhin M.D. Tekhnologiya beskontaktnogo monitoringa sostoyaniya operatorov ergaticheskikh sistem // Oboronnyi kompleks-nauchno-tehnicheskomu progressu Rossii. 2014. № 1 (121). S. 3-7.
2. Alekhin M.D., Alekhin F.D., Alborova I.L., Anishchenko L.N., Bogomolov A.V., Demendeev A.A., Ivashov S.I., Maistrov A.I., Korchagina D.A., Ryzhova N.V., Tataraidze A.B., Temlyakov A.Yu., Ushkova E.V. Ustroistvo dlya avtomatizirovannogo raspoznavaniya patternov bioradiolokatsionnykh signalov. Patent na poleznuyu model' № 142167. Zayavl. 13.02.2014, opubl. 20.06.2014, byull. №17. 2 s.
3. Berezhnoi V.V. Marushko T.V. Vnezapnaya smert' pri fizicheskikh nagruzkakh u detei i podrostkov // Sovremennaya pediatriya. № 6(28). 2009. S. 29-34.
4. Bogomolov A.V., Gridin L.A., Kukushkin Yu.A., Ushakov I.B. Diagnostika sostoyaniya cheloveka: matematicheskie podkhody. M.: Meditsina, 2003. 464 s.
5. Bogomolov A.V., Kukushkin Yu.A. Avtomatizatsiya personifitsirovannogo monitoringa uslovii truda // Avtomatizatsiya. Sovremennye tekhnologii. 2015. № 3. S. 6-8.
6. Bogomolov A.V., Maistrov A.I. Modelirovanie ritmokardiograficheskikh signalov v chastotnoi oblasti // Dinamika slozhnykh sistem-XXI vek. 2009. № 1. S. 49-58.
7. Bogomolov A.V., Maistrov A.I. Teoretiko-eksperimental'noe issledovanie skhodimosti otsenok spektral'nykh pokazatelei variabel'nosti serdechnogo ritma cheloveka // Meditsinskaya tekhnika. 2009. № 2. S. 26-31.
8. Bogomolov A.V., Maistrov A.I. Teoretiko-eksperimental'noe issledovanie skhodimosti otsenok spektral'nykh pokazatelei variabel'nosti serdechnogo ritma cheloveka // Meditsinskaya tekhnika. 2009. № 2. S. 26-31.
9. Vorob'ev L.V. Indeks PQs kak pokazatel' riska vnezapnogo narusheniya ritma serdtsa pri takhikardii // Uspekhi sovremennogo estestvoznaniya. №11. 2013. S. 8-13.
10. Vorob'ev L.V. Ukorochennyi PQ, aktsenty EKG diagnostiki // Sovremennye naukoemkie tekhnologii. № 11, 2013. S. 152-157.
11. Zaretskii A.P. Algoritm personifikatsii stentirovaniya koronarnoi arterii // Sistemnyi analiz i upravlenie v biomeditsinskikh sistemakh. 2015. T. 14. № 1. S. 127-131.
12. Zaretskii A.P. Biomekhanicheskie metody personifikatsii stentirovaniya i ballonnoi angioplastiki // Vestnik novykh meditsinskikh tekhnologii. Elektronnoe izdanie. 2015. № 1. S. 5-2.
13. Zaretskii A.P., Kuleshov A.P., Alekhin M.D. Analiz variabel'nosti serdechnogo ritma patsientov s zheludochkovymi narusheniyami pri vremennoi elektrokardiostimulyatsii // Materialy Vserossiiskoi nauchno-prakticheskoi konferentsii s mezhdunarodnym uchastiem «Variabel'nost' serdechnogo ritma: teoreticheskie i prikladnye aspekty». Cheboksary, 2014. S.66–69
14. Kazantsev A.P., Senin A.A., Pikulenko O.V., Fedorova S.I., Bulygin V.P., Shokin V.I. Mobil'naya informatsionnaya sistema distantsionnoi funktsional'noi diagnostiki serdechno-sosudistyykh zabolevanii // Al'manakh klinicheskoi meditsiny. 2008. № 17-1. S. 176-178.

15. Kukushkin Yu.A., Bogomolov A.V. Metodika kolichestvennogo otsenivaniya funktsional'nykh sostoyanii cheloveka // Biomeditsinskaya radioelektronika. 2001. № 2. S. 12.
16. Nuzhnov P.V., Petrov V.I., Shamkina L.A., Shchukin S.I. Monitorirovanie parametrov gemodinamiki v techenie kursa-bioadekvatnoi elektromagnitnoi terapii // Biomeditsinskaya radioelektronika. 2006. № 10. S. 51-56.
17. Maistrov A.I. Analiz sopostavimosti rezul'tatov otsenki spektral'nykh pokazatelei variabel'nosti serdechnogo ritma cheloveka dlya signalov ritmokardiogrammy i takhogrammy // Informatika i sistemy upravleniya. 2008. № 2 (16). S. 140-142.
18. Maistrov A.I. Issledovanie kachestva otsenok spektral'nykh pokazatelei variabel'nosti serdechnogo ritma dlya razlichnykh approksimatsii ritmokardiogramm // Informatika i sistemy upravleniya. 2009. № 4. S. 98-99.
19. Maistrov A.I., Bogomolov A.V., Alekhin M.D. Tekhnologiya avtomatizirovannoi obrabotki uchastkov lokal'nykh nestatsionarnosti v ritmokardiograficheskikh signalakh // Vestnik novykh meditsinskikh tekhnologii. Elektronnoe izdanie. 2012. № 1. S. 4.
20. Maksimov I.B., Stolyar V.P., Bogomolov A.V. Prikladnaya teoriya informatsionnogo obespecheniya mediko-biologicheskikh issledovaniy. M.: Binom, 2013. 312 s.
21. Nagin V.A., Selishchev S.V. Osobennosti pealizatsii algoritmov vydeleniya QRS-kompleksov dlya EKG-sistem peal'nogo vpemeni // Meditsinskaya tekhnika. 2001. № 6. S. 18-23.
22. Ushakov I.B., Bogomolov A.V. Informatizatsiya programm personifitsirovannoi adaptatsionnoi meditsiny // Vestnik Rossiiskoi akademii meditsinskikh nauk. 2014. № 5-6. S. 124-128.
23. Ushakov I.B., Bogomolov A.V., Gridin L.A., Kukushkin Yu.A. Metodologicheskie podkhody k diagnostike i optimizatsii funktsional'nogo sostoyaniya spetsialistov operatorskogo profilya. M.: Meditsina, 2004. 144 s.
24. Ushakov I.B., Bogomolov A.V., Kukushkin Yu.A. Metodologicheskie aspekty dinamicheskogo kontrolya funktsional'nykh sostoyanii operatorov opasnykh professii // Mediko-biologicheskie i sotsial'no-psikhologicheskie problemy bezopasnosti v chrezvychainykh situatsiyakh. 2010. № 4-2. S. 6-12.
25. Ushakov I.B., Bogomolov A.V., Kukushkin Yu.A. Patterny funktsional'nykh sostoyanii operatora. M.: Nauka, 2010. 390 s.
26. Shumakov V.I., Onishchenko N.A., Tolpekin V.E., Kozlov I.A., Chestukhin V.V., Itkin G.P. Razrabotka i ispol'zovanie novykh biomeditsinskikh tekhnologii v diagnostike i lechenii serdechno-sosudistyykh zabolevaniy // Vestnik Rossiiskoi akademii meditsinskikh nauk. 2003. № 11. S. 21-27.
27. Shchukin S.I., Maistrov A.I. Issledovanie informativnosti metodov geometricheskogo analiza fazovykh portretov ritmokardiogramm // Biomeditsinskaya radioelektronika. 2007. № 6. S. 3-11.
28. Alekhin M.D., Anishchenko L.N., Zhuravlev A.V., Ivashov S.I., Parashin V.B., Korostovtseva L.S., Sviryaev Y.V., Konradi A.O., Bogomolov A.V. Estimation of information value of diagnostic data obtained by bioradiolocation pneumography in non-contact screening of sleep apnea syndrome // Biomedical Engineering. 2013. T. 47. № 2. S. 96-99.
29. Kukushkin Y.A., Maistrov A.I., Bogomolov A.V. Rhythmocardiogram Approximation Methods for Calculation of Spectral Parameters of Cardiac Rhythm Variability // Biomedical Engineering. 2010. Vol. 44. No.3. 15-30