электронный журнал
МОЛОДЕЖНЫЙ НАУЧНО-ТЕХНИЧЕСКИЙ ВЕСТНИК
Издатель Общероссийская общественная организация "Академия инженерных наук им. А.М. Прохорова"
ISSN 2307-0609

 # 03, сентябрь 2018

УДК 616.12-073.97-71

Использование метода Пана - Томпкинса для диагностики патологических зубцов ЭКГ

Кононова Ю.В., *студент*
Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана,
кафедра «Медико-технический менеджмент»
Julia_Vit@mail.ru

Научный руководитель: Тезяев С.А., старший преподаватель
Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана,
кафедра «Медико-технический менеджмент»
apollonova-i@yandex.ru

Аннотация: Среди многочисленных методов исследования, которые активно применяются в современной медицинской практике, ведущее место справедливо принадлежит электрокардиографии. В настоящее время имеется много фундаментальных руководств по электрокардиографии. Многие предприятия занимаются разработкой новых и усовершенствованием более старых моделей техники по диагностике электрической активности сердца. Но, несмотря на это, многие вопросы практической электрокардиографии остаются нерешёнными, поэтому работа в этой области довольно актуальна [1].

В настоящее время развитие специализированных отделений кардиологического наблюдения и интенсивной терапии в структуре современных больниц и клиник отражает тенденцию медицины к повышению уровня автоматизации технологии лечения больных. Такие отделения, как правило, оснащены электронными приборами, комплексами и системами для автоматизированного длительного непрерывного контроля над состоянием тяжелобольных – кардиорегистраторами.

Цель данной работы – обоснование выбора метода разработки программного обеспечения для диагностики патологических зубцов с помощью многоканального кардиомонитора [2].

Ключевые слова: трёхканальный кардиомонитор (three-channel cardiomonitor), аномалии зубцов ЭКГ (ECG abnormalities), программное обеспечение (software), портативный кардиомонитор (portable cardiomonitor).

Введение

Среди многочисленных методов исследования, наблюдения и контроля состояния человека ведущее место принадлежит ЭКГ. Сигнал ЭКГ несет большой объем информации, и детальный автоматический анализ сигнала ЭКГ пациента позволяет своевременно вырабатывать сигналы тревоги, предотвращающие летальный исход.

При анализе сигнала ЭКГ в первую очередь необходимо проводить фильтрацию помех, выделять на нем кардиоциклы и подсчитать ЧСС и таким образом осуществлять текущий контроль сердечной деятельности.

***

Прежде чем проводить классификацию алгоритмов обнаружения, представим их в виде нескольких последовательных этапов (рис. 1):

1) предварительная обработка сигнала, с целью его выделения на фоне помех (чаще всего линейная частотная фильтрация);
2) специфическое преобразование, обеспечивающее формирование информативных признаков (ИП);
3) сравнение с порогами и принятие решения.

Рис. 1. Обобщенная структура типового алгоритма обнаружения QRS-комплексов

Хотя структура, показанная на рис. 1, достаточно обобщенная и простая, тем не менее, практически все алгоритмы обнаружения QRS-комплексов можно представить в таком виде. Очевидно, что метод формирования информативных признаков (второй этап) является определяющим и влияет на построение решающего правила обнаружения. При этом задачей выбора признаков является не только уменьшение размерности вектора, представляющего обнаруживаемый сигнал, но и обеспечение высокой достоверности правильного распознавания, что достигается устранением избыточной информации. Поэтому успешность обнаружения QRS-комплексов в значительной мере определяется удачным выбором метода получения ИП ЭКС. При этом специфическое преобразование отнюдь не должно сохранять исходных данных сигнала, в данном случае, возможно любое

видоизменение – главным требованием является выделение информативных признаков над неинформативными. К примеру, известный алгоритм Пана-Томпкинса, на выходе из блока специфического преобразования дает сигнал, совершенно отличный от исходного, что позволяет в дальнейшем эффективно находить информативные признаки [3].

Принимая во внимание ключевую роль второго этапа, классифицировать алгоритмы обнаружения целесообразно по признакам специфического преобразования.

Предложена дихотомическая классификация алгоритмов обнаружения QRS комплексов, которая приведена на рис. 2. В основу классификации положены следующие ключевые признаки:

1) вид преобразования;
2) наличие декомпозиции сигнала;
3) наличие адаптации к изменениям свойств сигналов и помех;
4) чувствительность к изменениям свойств сигналов и помех;
5) вид базовой математической операции обработки.

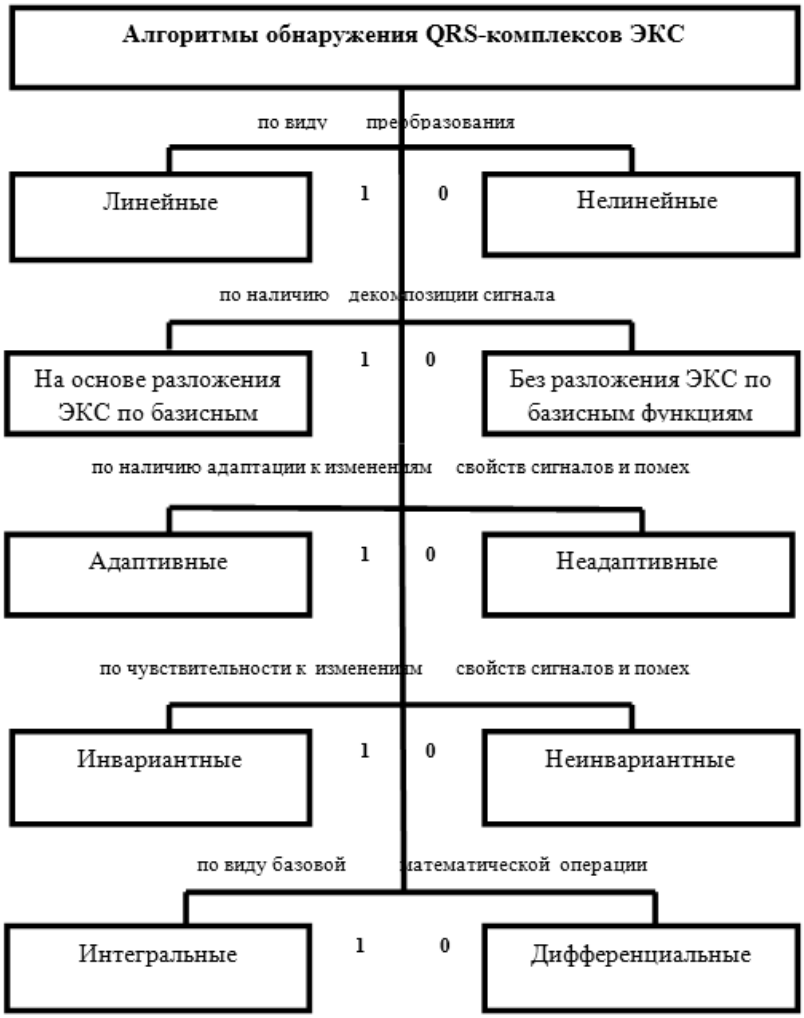

Рис. 2. Дихотомическая классификация алгоритмов обнаружения QRS-комплексов

По виду специфического преобразования алгоритмы обнаружения делятся на линейные и нелинейные. Традиционно для предварительной обработки ЭКС в основном применяются методы частотной линейной фильтрации, что связано с наличием подходящего математического аппарата, простотой интерпретации и расчета линейных фильтров. Тем не менее, применение только частотных линейных фильтров не позволяет получить эффективные обнаружители QRS-комплексов ЭКС [4].

Применение нелинейных процедур при обнаружении позволяет подчеркнуть некоторые особенности QRS-комплексов и повысить эффективность их обнаружения. Примером обнаружителя на основе нелинейных процедур является классический алгоритм Пана-Томпкинса (нелинейная процедура – возведение в квадрат) [6], другие нелинейные алгоритмы: обнаружитель на основе произведения двух сигмоидальных функций [7] и ранговые алгоритмы обнаружения [1].

Применение нелинейных процедур при обнаружении позволяет подчеркнуть некоторые особенности QRS-комплексов и повысить эффективность их обнаружения. Примером обнаружителя на основе нелинейных процедур является классический алгоритм Пана-Томпкинса (нелинейная процедура – возведение в квадрат) [6], другие нелинейные алгоритмы: обнаружитель на основе произведения двух сигмоидальных функций [7] и ранговые алгоритмы обнаружения [1]. По наличию декомпозиции сигнала алгоритмы обнаружения могут базироваться на разложении ЭКС по базисным функциям или же без такового. В первом случае формирование признаков осуществляется в преобразованном пространстве, где из n-мерного вектора признаков в другом пространстве получают вектор признаков меньшей размерности, во втором случае формирование ИП происходит в области исходного описания сигналов, путем сокращения избыточности. Разложение сигналов по опорным базисам является традиционным приемом для определения интегральных ИП (коэффициентов разложения) в задачах медицинской и технической диагностики [3]. Один и тот же сигнал может быть разложен по различным системам базисных функций. Выбор базиса во многом обусловлен спецификой решаемых задач, а также требованиями, предъявляемыми при их решении. Эффективность обнаружения достигается за счет разделения в пространстве признаков информации о помехах и сигнале с последующим использованием только последней. На практике в процедурах выделения ИП ЭКС широко используются линейные ортогональные преобразования и, в частности, те из них, которые имеют быстрый вычислительный алгоритм, обеспечивающий возможность оперативного анализа данных. Для обнаружения QRS-комплексов ЭКС представляют интерес базисы, обладающие свойствами локальности и адаптивности. На практике

широкое распространение получили вейвлет-базисы, обладающие свойством локализации QRS-комплексов [5] и адаптивный базис Карунена-Лоэва. При исследовании ЭКС, как правило, нет полного объема априорных сведений о свойствах сигналов и помех, требуемых классической теорией статистического синтеза информационных систем. В связи с этим необходимо создание обнаружителей QRS-комплексов, которые могли бы успешно функционировать в условиях непредвиденных изменений характеристик сигналов и помех. Решение этой задачи идет в двух направлениях:

1) адаптивное, состоящее в подстройке структуры и параметров обнаружителей при изменении условий функционирования;
2) непараметрическое (инвариантное), которое сводится к обеспечению нечувствительности обнаружителей к изменениям свойств сигналов и помех.

Адаптация применяется, когда неизвестна небольшая совокупность параметров сигналов и помех. Если же число неизвестных параметров велико, то адаптация неэффективна, и тогда применяют непараметрические методы, основанные на теории непараметрической проверки гипотез. Инвариантные свойства непараметрических процедур достигаются общим для всех них техническим приемом: на начальном этапе обработки сокращается избыточность входной информации путем редукции таким образом, чтобы полученные данные оказались инвариантными к некоторым характеристикам входных данных (форме QRS-комплексов, ЧСС, отведению, индивидуальным особенностям ЭКС, распределению входных данных и т.д.). В качестве математических операций, лежащих в основе обнаружителей QRS-комплексов, широко применяется дифференцирование и интегрирование. Для QRS-комплекса характерна наибольшая скорость изменения напряжения, а поскольку скорости соответствует оператор производной, то операция du/dt является наиболее логичной для специфического преобразования. Дифференцирование ЭКС позволяет усилить высокочастотные компоненты, к которым, в первую очередь, относится QRS-комплекс, и подавить низкочастотные компоненты зубцов P и T [7]. Повторное дифференцирование почти полностью подавляет низкочастотный дрейф изолинии. Кроме высокой скорости изменения сигнала, QRS-комплексы имеют достаточно большую площадь. Интегрирование ЭКС в скользящем окне устраняет высокочастотные случайные помехи и позволяет получить сигнал, пропорциональный площади. При этом, если предварительно устранить низкочастотные компоненты ЭКС (зубцы P и T), то на выходе интегратора получим единственный импульс, соответствующий QRS-комплексу. Многие алгоритмы обнаружения QRS-комплексов, в частности алгоритм Пана-Томпкинса [6], сочетают в своем составе обе операции.

Рассмотрим более подробно процедуру разбиения на кардиоциклы, которая является ключевой в обработке сигнала ЭКГ. На вход алгоритма разбиения ЭКС на кардиоциклы поступает сигнал, прошедший этапы предварительной обработки: фильтрацию от помех и сжатие сигнала.

Основной целью данного этапа служит представление сигнала ЭКГ в виде последовательности кардиоциклов, получаемых при распознавании на ЭКС характерных участков, соответствующих сердечным сокращениям. Кроме того, здесь необходимо решить задачу классификации QRS-комплексов [7]. В результате, получаются подготовленные данные для последующих этапов анализа ЭКС. Данный этап является основным при автоматической обработке ЭКС и достаточен для простых кардиомониторов, в которых требуется только подсчет ЧСС.

На рис. 3. Представлена схема алгоритма этого этапа. Распознавание QRS-комплекса требуется производить в реальном времени. Это обусловлено требованием к подаче звукового сигнала по каждому удару сердца и расчет ЧСС допустимо выполнять через 1-3 секунды.

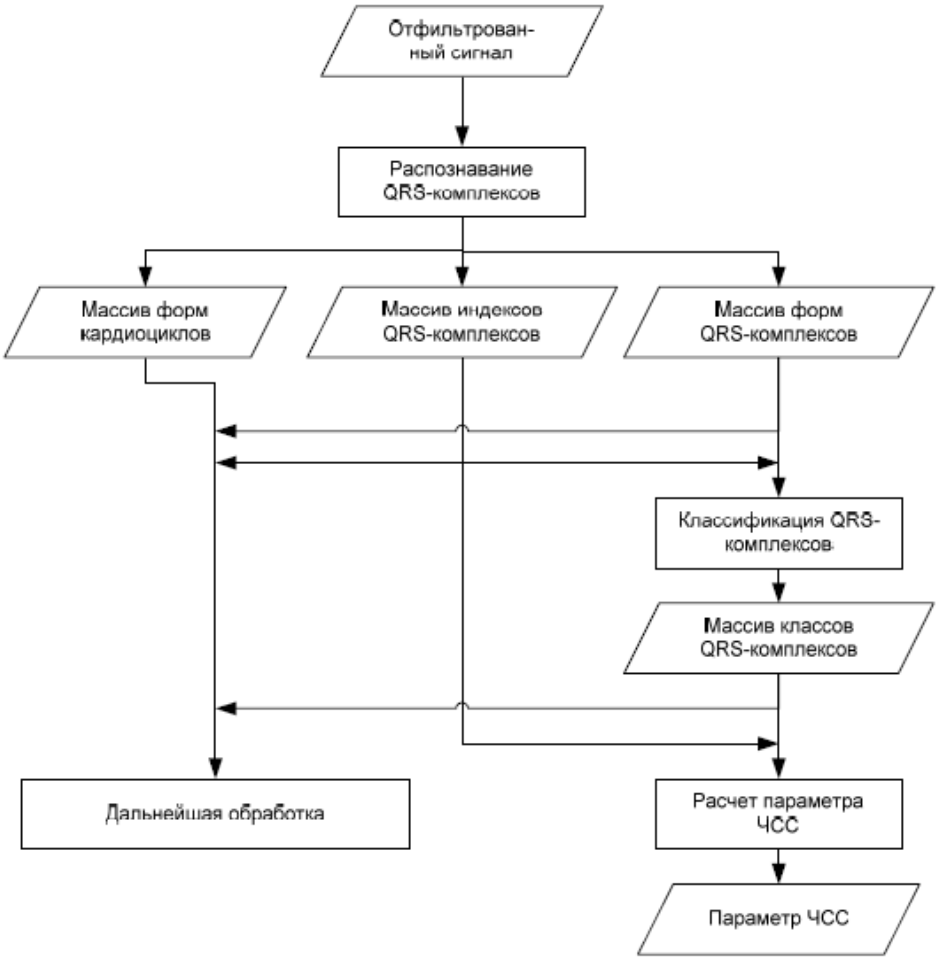

Рис. 3. Схема алгоритма распознавания QRS- комплекса

Существует несколько основных групп методов распознавания QRS – комплекса:

- простейшие методы;
- структурные методы;
- корреляционные методы;
- методы на основе цифровой фильтрации;

Гораздо более продвинутым и устойчивым алгоритмом является метод, предложенный Паном и Томпкинсом в конце 90х годов, рассчитанный на работу в реальном времени и основанный на анализе наклона, амплитуды и ширины QRS-комплексов. Этот алгоритм состоит из следующей последовательности фильтров и методов: фильтр нижних частот, фильтр верхних частот, оператор производной, возведение в квадрат, интегрирование, адаптивная пороговая процедура и процедура поиска.

Полосовой фильтр реализован как комбинация фильтров нижних и верхних частот. ФНЧ реализуется разностным уравнением:

$$y_i = 2 * y_{i-1} - y_{i-2} + \frac{1}{32} * [x_i - 2 * x_{i-6} + x_{i-12}] \quad (1)$$

ФВЧ аппроксимируется следующим уравнением:

$$y_i = y_{i-1} - \frac{1}{32} * [x_i + 32 * x_{i-16} - 32 * x_{i-17} + x_{i-32}] \quad (2)$$

Оператор производной рассчитывается как

$$y_i = \frac{1}{8} * [2 * x_i + x_{i-1} - x_{i-3} + 2 * x_{i-4}] \quad (3)$$

Операция возведения в квадрат делает результат положительным и усиливает большие разности, возникающие из-за QRS-комплексов; маленькие разности, возникающие на P и T зубцах, при этом подавляются. Высокочастотные компоненты в сигнале, связанные с QRS- комплексом, еще более усиливается.

Операция сглаживания выходного сигнала предыдущих операций выполняется с использованием интегрирующего фильтра типа скользящего окна, задаваемого уравнением

$$y(n) = \frac{1}{N}\left[x(n-(N-1)) + \right.$$
$$\left. + x(n-(N-2)) + \ldots + x(n)\right].$$

Наиболее важной стадией алгоритма Пана-Томпкинса является адаптивная пороговая процедура, адаптируется к изменениям в сигнале ЭКГ путем вычисления скользящих оценок пиков, связанных с сигналом и шумом. Здесь полное описание процедуры не приводится ввиду его большого объема.

Заключение

Данный алгоритм продемонстрировал очень низкую степень ошибки, составляющую 0,68%, или 32 комплекса в час на базе данных, содержащей примерно 116 000 QRS-комплексов, полученных из 24-часовых записей ЭКГ от 48 пациентов.

Список литературы

[1]. Кривоногов Л.Ю. Методы и алгоритмы помехоустойчивой обработки электрокардиографической информации: дисс… канд. техн. наук. – Пенза. 2003. 220 с.

[2]. Diery A., Rowlands D., James D.A., Cutmore T. Nonlinear processing techniques for P-wave detection and classification: a review of current methods and applications. http://www.aprs.org.au/anziis2003/Papers/paper173.pdf., accessed 13.06.2016.

[3]. Нагин В.А. Распределенная компьютерная система сбора и математической обработки электрофизиологических сигналов: дисс… канд. техн. наук. Москва. 2002. 197 с.

[4]. Барановский А.Л., Калиниченко А.Н., Манило Л.А. и др. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ: учебник- пособие для вузов / под ред. А.Л. Барановского, А.П. Немирко. М.: Радио и связь. 1993. 93 с.

[5]. Ладяев Д.А. Алгоритм обнаружения QRS-комплексов ЭКГ-сигналов на основе вейвлет- преобразования: дисс… канд. техн. наук. Саранск, 2007., 140 с.

[6]. Pan J., Tompkins W.J. A real time QRS detection algorithm / IEEE Trans. Biomed. Eng. Vol. BME-32. 1985. P. 230-236.

[7]. Варнавский А.Н. Способы и средства выявления нарушений ритма сердца на основе нелинейных преобразований электрокардиосигнала в режиме реального времени: дисс… канд. техн. наук. Рязань. 2008. 184 с.