

УДК: 615.47:621.37.39+519.711.3

Э. П. Тихонов

Санкт-Петербургский государственный электротехнический
университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина)

Концептуальная модель предметной области автоматической фрагментации электрокардиосигналов на базе логической схемы алгоритмов*

На основе анализа информации, представленной за последние десятилетия, выполнен обзор и сравнительный анализ алгоритмов автоматической фрагментации электрокардиосигналов (ЭКС). Осуществлена систематизация на базе логических схем алгоритмов (ЛСА) в соответствии с предметной областью, рассмотренной в [16]. Разработанный подход ориентирован на повышение эффективности использования накопленного информационного ресурса (знания) в области автоматической диагностики по ЭКГ с целью дальнейшего совершенствования и применения методов, алгоритмов и средств автоматизации медицинской диагностики.

Электрокардиосигнал (ЭКГ), обзор, сравнительный анализ, автоматическая фрагментация, логические схемы алгоритмов

Известно [1], что профилактика и лечение сердечно-сосудистых заболеваний (ССЗ) влекут за собой наибольшие прямые и косвенные медицинские расходы, поэтому исследования, направленные на совершенствование методов и средств в области кардиологии, имеют существенное значение для обеспечения здравоохранения населения страны. Уже в восьмидесятые годы прошлого века появились достаточно серьезные обзоры по разработке алгоритмов, ориентированных на автоматическую обработку ЭКС на базе микропроцессорной техники [2]. Особенно эффективна в качестве средства профилактики ССЗ постановка диагнозов на ранних стадиях заболевания на основе оперативного анализа ЭКС. Достижения в области информационных технологий при сборе, обработке, хранении и диагностике нозологических состояний пациентов по ЭКС [3]–[15], в том числе ориентированные на широкую сеть мобильных телефонов, в перспективе могут полностью вытеснить холтеровские устройства [2], [3]. Действительно существенный недостаток холтеровских аппаратов – отсутствие надежных алгоритмов автоматического обнаружения аритмий в реальном масштабе времени и своевременной передачи информации о критическом состоянии сердца. Более поздние обзоры, например [13], демонстрируют значительное расширение ис-

пользуемых подходов для автоматической фрагментации ЭКГ. Как отмечено в [16], ввиду важности решения данной проблемы и большого объема накопленной информации в виде априорных знаний целесообразно анализировать методы, способы и, как следствие, технические средства автоматической фрагментации ЭКС в виде отдельной предметной области (ПрО), выделив ее из общей ПрО по автоматизации диагностики на основе электрофизиологических показателей. Концептуальная (понятийная) модель данной ПрО (КМПРО) рассмотрена в [16]. Возникает вопрос о необходимости анализа алгоритмов как некоторых альтернатив автоматической фрагментации ЭКС на базе КМПРО. Содержание ответа на этот вопрос включает:

- разработку компактного описания алгоритмов (альтернатив) на языке ЛСА;
- создание базы знаний по множеству алгоритмов и реализующих их операторов;
- сравнительный анализ алгоритмов в зависимости от цели их использования, например в мобильных или стационарных средствах автоматической диагностики и на основе критериев и правил, определяющих качество возможных альтернатив;
- использование базы знаний для решения задачи синтеза новых, более совершенных в том или ином смысле алгоритмов, определяющих основу соответствующих технических средств;

* Окончание. Начало в № 8, 2015.

– оптимизацию алгоритмов автоматической фрагментации в зависимости от поставленных условий, в том числе условий съема информации, и цели фрагментации ЭКС;

– разработку универсальной диагностической среды искусственного интеллекта.

Анализ разнообразных источников (см., например, [1]–[15]), в том числе обширные обзоры по рассматриваемой тематике, показал большое количество алгоритмов, способов и устройств автоматической фрагментации, ориентированных преимущественно на обнаружение QRS-комплексов, R-зубцов и RR-интервалов, в которых часто используются одни и те же операторы преобразования, отличающиеся друг от друга незначительными изменениями параметров, комбинацией и последовательностью выполнения. Такое разнообразие алгоритмов, направленных по существу на достижение единой цели – автоматической фрагментации ЭКС, возникло не только по причине различных требований к алгоритмам в зависимости от технических средств, их реализующих, и от сложности по своей природе сигналов ЭКС, различных условий их получения, разнообразием наработанных алгоритмов обработки информации и технических средств измерения ЭКС и диагностики. Отсутствие общей математической модели ЭКС и, как следствие, выполненного анализа, проведенного зачастую только на естественном языке, для обоснования того или иного изменения алгоритма или коррекции его элементов – операторов (см., например [1], [2]), а также информацию по патентам, приведенную в табл. 1), приводит только к констатации самого факта изменения алгоритма с обоснованием, часто отсутствующим, некоторыми числовыми сведениями по результатам его апробирования на ограниченном множестве ЭКС. Перечисленное значительно затрудняет выбор и предпочтительность той или иной альтернативы. Авторы новых алгоритмов оставляют этот не менее трудный этап между разработкой алгоритма и его реализацией (применением) на усмотрение разработчиков и пользователей соответствующих алгоритмов, которые в этом случае оказываются поставлены перед необходимостью решения задачи выбора из множества альтернатив.

Для того чтобы иметь общее представление об особенностях ЭКС множества пациентов, включая их индивидуальную изменчивость, патологии и условия измерения, и тем самым обосновать ос-

новную причину разнообразия алгоритмов автоматической фрагментации ЭКС в рамках общей концептуальной модели, обратимся к следующим формальным моделям, описывающим ЭКС. Прежде всего, для описания идеальной ЭКС общей математической моделью без учета артефактов, порожденных внешними воздействиями, но с охватом всевозможных индивидуальных особенностей пациентов, воспользуемся неявной функцией вида

$$Y(t) = F(\mathbf{X}_n(t)), \quad (1)$$

где $Y(t)$ – идеальный ЭКС множества пациентов Ω без патологий и без учета всех воздействующих артефактов при гипотетическом съеме ЭКС посредством соответствующего технического средства – электрокардиографа; $\mathbf{X}_n(t)$ – вектор параметров включая параметры сердца, оказывающих влияние на форму ЭКС на выходе датчиков здорового пациента, причем зависит от составляющих, представленных в виде координат n -го пространства параметров: $(x_1(t), x_2(t), \dots, x_n(t))$, т. е. в виде $\mathbf{X}_n(t) = [x_1(t), x_2(t), \dots, x_n(t)]$. Каждая составляющая вектора $\mathbf{X}_n(t)$ гипотетического множества Ω пациентов без патологий с учетом индивидуальных особенностей каждого пациента изменяется в допустимых пределах: $x_{01}(t) \leq x_1(t) \leq x_{11}(t)$; $x_{02}(t) \leq x_2(t) \leq x_{12}(t)$; ..., $x_{0n}(t) \leq x_n(t) \leq x_{1n}(t)$. В сокращенной записи вариацию вектора параметров можно еще представить в виде

$$[\mathbf{X}_{0n}(t) \leq \mathbf{X}_n(t) \leq \mathbf{X}_{1n}(t)]$$

или

$$\mathbf{X}_n(t) \in [\mathbf{X}_{0n}(t), \mathbf{X}_{1n}(t)]. \quad (2)$$

Таким образом, область изменения параметров $[\mathbf{X}_{0n}(t), \mathbf{X}_{1n}(t)]$ аппроксимируется некоторым n -мерным параллелепипедом \mathbf{P}_n , поэтому $\mathbf{X}_n(t) \in \mathbf{P}_n$. Необходимо отметить еще одну важную сторону, связанную с особенностями составляющих вектора параметров $\mathbf{X}_n(t)$. Дело в том, что даже для конкретного пациента значения параметров, определяющих точку в n -мерном параллелепипеде \mathbf{P}_n , изменяются во времени квазислучайно, хотя и в ограниченном объеме, и в общем случае не стационарно, например в зависимости от возраста. В дальнейшем в статье ис-

пользуется последняя запись: $\mathbf{X}_n^*(t) \in \mathbf{P}_n^*$, с квантором принадлежности \in . С учетом (1) и (2) для множества пациентов Ω^* с различными патологиями можно записать

$$Y^*(t) = F(\mathbf{X}_n^*(t)), \quad (3)$$

где $\mathbf{X}_n^*(t) \in \mathbf{P}_n^*$.

Сложность диагностики заключается в том, что даже если пересечение множеств Ω и Ω^* пусто, т. е. $\Omega \cap \Omega^* = \emptyset$, то для пересечения n -мерных параллелепипедов \mathbf{P}_n и \mathbf{P}_n^* это условие не выполняется, т. е. $\mathbf{P}_n \cap \mathbf{P}_n^* \neq \emptyset$. Следовательно, создаются предпосылки того, чтобы в области пересечения параллелепипедов \mathbf{P}_n и \mathbf{P}_n^* функции $Y(t)$ и $Y^*(t)$ стали трудноразличимыми или, в некоторых случаях, вообще неразличимыми. Ситуация на практике ухудшается еще больше, так как приходится иметь дело не с гипотетическим, т. е. идеальным ЭКС, а с тем сигналом, который получают с помощью технических или инструментальных средств, тем более, когда это осуществляется при длительном наблюдении, т. е. при мониторинге. В этом случае формулы (1) и (3) представляются в виде

$$\begin{aligned} Y_{\Xi}(t) &= F_{\Xi}(\mathbf{X}_n(t), \Xi(t)); \\ Y_{\Xi}^*(t) &= F_{\Xi}(\mathbf{X}_n^*(t), \Xi(t)), \end{aligned} \quad (4)$$

где $\Xi(t)$ – вектор помех, воздействующих на ЭКС, причем $\Xi(t) = (\xi_1(t), \xi_2(t), \dots, \xi_m(t))$ и $\Xi(t) \in \Lambda_m$.

Обычно в математической модели воздействие помех на ЭКС учитывают в виде аддитивных составляющих, причем число составляющих m определяется разнообразием помех по их виду: высокочастотный широкополосный шум электронных средств, сетевая помеха, тремор мышц и некоторых других, например помех, вызванных движением пациента, поляризацией электродов и т. д. В этом случае (4) представляется в виде

$$\begin{aligned} Y_{\Xi}(t) &= F_{\Xi}(\mathbf{X}(t)) + \xi_1(t) + \xi_2(t) + \dots + \xi_m(t), \\ Y_{\Xi}^*(t) &= F_{\Xi}(\mathbf{X}_n^*(t)) + \xi_1(t) + \xi_2(t) + \dots + \xi_m(t). \end{aligned}$$

Предположим, что для идеального случая и с учетом помех для областей задания функции, описывающей ЭКС, имеем

$$\mathbf{P}_n \cap \mathbf{P}_n^* = \Delta\mathbf{P}_n \text{ и } \mathbf{P}_m^{\xi} \cap \mathbf{P}_m^{\xi*} = \Delta\mathbf{P}_m^{\xi}, \quad (5)$$

где $\Delta\mathbf{P}_n$ и $\Delta\mathbf{P}_m^{\xi}$ – области неопределенности при автоматической фрагментации ЭКС без учета помех и с учетом помех соответственно. С очевидностью следует, что $\Delta\mathbf{P}_m^{\xi} \supset \Delta\mathbf{P}_n$, поэтому положение с разделением областей в виде многомерных параллелепипедов \mathbf{P}_n и \mathbf{P}_n^* по заданным на них функциям $Y_{\Xi}(t)$ и $Y_{\Xi}^*(t)$ только усложняется, а область неопределенности $\Delta\mathbf{P}_m^{\xi}$ возрастает. Причем само увеличение этой области нестабильно от эксперимента к эксперименту и не определено, так как связано со множеством факторов, зависящих как от вида и совершенства технических средств съема ЭКС, так и от аккуратности проводимой стандартной процедуры измерения ЭКС медицинским персоналом. В связи с этим появились работы (например [17]), посвященные методам и средствам контроля качества технических средств и моделирования ЭКС. Причем в этих работах особо отмечается, что из-за анализа сигналов неудовлетворительного качества формируются ложные заключения о состоянии пациента, а применение аналоговых и цифровых фильтров в технических средствах для борьбы с помехами приводит не только к удалению шумовых составляющих, а еще и искажает информативные составляющие (фрагменты) ЭКС. Эти искажения расширяют области неопределенности (5) при автоматической фрагментации и существенно повышают вероятность имитации патологических изменений в результатах измерения ЭКС здорового пациента. Обратим внимание также на тот факт, что один и тот же алгоритм автоматической фрагментации должен максимально сохранять свои свойства для сигналов $Y_{\Xi}(t)$ и $Y_{\Xi}^*(t)$, т. е. для $Z_{\Xi}(t) = Y_{\Xi}(t) \cup Y_{\Xi}^*(t)$ (\cup – операция объединения), в этом смысле он должен обладать свойством грубости. Без учета помех, т. е. в идеальном случае, соответственно получаем $Z(t) = Y(t) \cup Y^*(t)$.

Проведенный анализ в общем случае выявляет причину тех трудностей, с которыми столкнулись при разработке алгоритмов автоматической фрагментации, и объясняет то множество разнообразных алгоритмов, которое появилось за последние десятилетия с целью автоматической фрагментации ЭКС. Как показал анализ различ-

ных алгоритмов автоматической фрагментации ЭКС (например [1]–[15]), в этих алгоритмах используется почти весь разработанный к настоящему времени в информационных технологиях арсенал методов обработки сигналов:

- разнообразные методы и способы фильтрации, включая адаптивную, аналоговую и цифровую [1], [8], [15];
- модификации вычисления конечных разностей (обычно 1-го и реже 2-го порядков) [1]–[3], [8], [14];
- суммирование: прямое или скользящее в установленных пределах [1], [2], [8];
- процедуры определения экстремумов [18];
- различные виды аппроксимации и преобразований (Фурье, Вейвлета, Гильберта) [1], [2], [5], [6], [11], [15];
- некоторые «экзотические» преобразования, относящиеся, например, к математической морфологии, эмпирической модовой декомпозиции, фрактальным размерностям [11], [12], [15], [18]–[21];
- реализация решающего правила на основе фиксированных, устанавливаемых априорно, плавающих и адаптивных порогов [8], [13];
- использование методов нейронных сетей [1], [8], [15];
- корреляционные алгоритмы [2], [8], [9], [14];
- метод главных компонент [15];
- использование статистики пересечению нулевого уровня [14], [22];
- подходы на основе энтропии [15];
- комбинированные алгоритмы [7].

Рассмотрим эволюцию алгоритмов автоматической фрагментации ЭКС, преимущественно на запатентованных в России способах, предназначенных для реализации в аналого-цифровых электрокардиографах для решения задачи автоматической фрагментации ЭКС, в течение последних трех-четырех десятилетий на базе ЛСА. Представление об эволюции способов автоматической фрагментации за последнее десятилетие отражено в нескольких перспективных, по мнению автора, алгоритмах, приведенных в табл. 1. Пожалуй одним из первых алгоритмов по автоматической фрагментации был предложен в 1977 г. и описан в [8]. В дальнейшем этот алгоритм при анализе для сокращения текста статьи назван алгоритмом Balda. Описание данного алгоритма на языке ЛСА представлено в первой позиции табл. 1, в которой приведены для сравнения между собой все ЛСА рассмотренных в данной статье алгоритмов из различных источников с

соответствующими ссылками. В табл. 2 выполнена расшифровка транскрипций операторов из ЛСА, приведенных в табл. 1. В качестве примера блок-схема алгоритма Balda приведена на рис. 1, в соответствии с которой и представлен алгоритм на языке ЛСА в табл. 1. Последующий анализ показал, и это непосредственно следует из назначения первых трех операторов (см. рис. 1), что практически во всех разновидностях предложенных алгоритмов автоматической фрагментации микропроцессорными средствами эти три оператора используются в указанном порядке, несмотря на возможные варианты алгоритмов, реализующие эти операторы. Поэтому в дальнейшем эти три оператора объединяются в один оператор {ПФАЦП}, транскрипция которого соответствует действиям, указанным на рис. 1. Для многоканального варианта данный оператор по существу сохраняет свои функции, однако добавляется функция коммутации m каналов, причем порядок выполнения данной функции в сочетании с основными функциями оператора {ПФАЦП} не играет какой-либо существенной роли, поэтому транскрипция данного оператора имеет вид {ПФАЦП $_m$ }. На рис. 1 оператор {ПФАЦП} выделен штриховой линией, во всех остальных случаях представлен в виде отдельного оператора. В опубликованном несколько позднее (1979) алгоритме Murthy и Rangaraj была сделана попытка устранить те недостатки, которые присущи алгоритму Balda. Основным недостатком алгоритма Balda является низкая помехоустойчивость алгоритма, из-за формирования линейной формы вида

$$L = 1.3\{|D_{i1}\}| + 1.1\{|D_{i2}\}|,$$

которая используется для обнаружения QRS-комплекса. Действительно, для того чтобы количественно оценить дисперсию абсолютной величины первой разности с временным интервалом дискретизации, превышающим интервал корреляции помехи, рассмотрим равенство

$$M_{\xi} \{D_{i1}^2\} = M_{\xi} \{[\Delta Z(t) + \xi(t) - \xi(t + \Delta T)]^2\},$$

где $M_{\xi} \{ \dots \}$ – оператор определения математического ожидания по случайной величине ξ в указанные фиксированные моменты времени; ΔT – интервал дискретизации, через который берутся отсчеты $\xi(t)$ и $\xi(t + \Delta T)$; $\Delta Z(t)$ – приращение неискаженного помехой сигнала ЭКС на интервале ΔT . Считая на рассматриваемом интервале помеху стационарной и некоррелированной в указан-

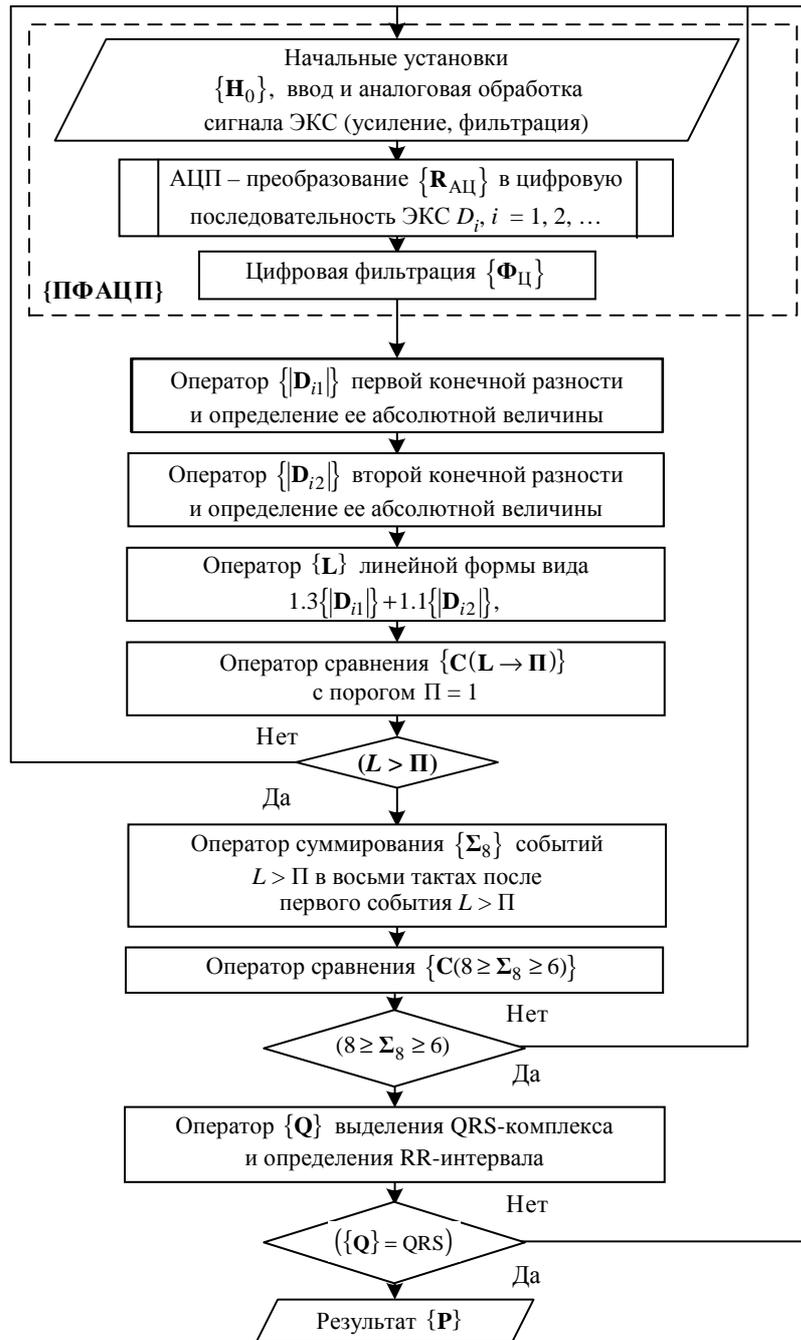


Рис. 1

ных моментах времени с математическим ожиданием, равным нулю, получаем

$$M_{\xi} \{D_{i1}^2\} = M_{\xi} \{[\Delta Z(t)]^2\} + 2\sigma_{\xi}^2,$$

где σ_{ξ}^2 – дисперсия исходной помехи.

Для второй конечной разности уже имеем $M_{\xi} \{D_{i2}^2\} = 6\sigma_{\xi}^2$ в точке отсчета ЭКС, в которой $\Delta x(t) = 0$, например для экстремума соответствующего зубца ЭКС. В результате нетрудно установить, во сколько раз увеличится дисперсия линейной

формы L , по которой при фиксированном уровне порога обнаруживается искомый QRS-комплекс и, тем самым область неопределенности ΔP_m^{ξ} .

В алгоритме I. S. Murthy и M. R. Rangaraj [8] обработка ЭКС после оператора {ПФАЦП} осуществляется в соответствии с оператором $\{\Sigma_{св}\}$, названного в источнике оператором скользящего усреднения с линейно убывающим окном $(N-i+1)$. По существу этот оператор выполняет математическую функцию суммирования с убывающим весом, большем единицы, так как имеет вид [8]

$$M_{\xi} \{ \Sigma_{CB} \} = \sum_{i=1}^N |Z(n-i)|^2 (N-i-1) + \sigma_{\xi}^2 N(N+1). \quad (6)$$

Учет в (6) аддитивной помехи $\xi(n)$, воздействующей на ЭКС $x(t)$, в предположении, что интервал дискретизации ΔT (в (6) принято для упрощения записи, что $\Delta T = 1$) превышает интервал корреляции помехи $\tau_{\xi K}$, после выполнения операции усреднения получаем

$$M_{\xi} \{ \Sigma_{CB} \} = \sum_{i=1}^N |Z(n-i)|^2 (N-i-1) + 2\sigma_{\xi}^2 \sum_{i=1}^N (N-i-1)$$

или

$$M_{\xi} \{ \Sigma_{CB} \} = N(N+1) \left(0.5 b^2 + \sigma_{\xi}^2 \right). \quad (7)$$

Так как форму ЭКС на различных временных интервалах можно аппроксимировать разными функциями, включая линейные функции вида $Z(n) = a + bn$ (a и $b = \text{const}$), то для интервалов с линейным изменением ЭКС получаем

$$M_{\xi} \{ \Sigma_{CB} \} = N(N+1) \left(0.5 b^2 + \sigma_{\xi}^2 \right).$$

Таким образом, существуют на определенных интервалах фрагменты ЭКС, для которых применение оператора $\{ \Sigma_{CB} \}$ не только не улучшает ситуацию, связанную с воздействием помех, а наоборот – существенно ухудшает. Последующее применение оператора скользящего усреднения (суммирования) $\{ \Sigma_{CB} \}$ в окне M (суммирование по M -значениям с делением на M) компенсирует ухудшение соотношения между сигналом и помехой и для $M = 8$ снижает в целом уровень воздействия помехи примерно в 1.41 раза. В связи с проведенным анализом возникают сомнения в существенном улучшении решения задачи автоматической фрагментации ЭКС в результате применения данного алгоритма по сравнению с алгоритмом Valda, даже с учетом элемента адаптации, реализуемого оператором $\{ Q \}$ при выделении QRS-комплекса ЭКС, путем анализа результатов сравнения выхода оператора $\{ \Sigma_{CB} \}$ (скользящего усреднения) с порогом. Адаптация осуществляется по событию, соответствующему превышению порога, поиском максимума результатов усредне-

ния в заданном скользящем окне $[-M, M]$. Дальнейшим совершенствованием изложенных ранее алгоритмов является известный алгоритм Пана-Томпкинса, изложенного в [8] и описанного в виде ЛСА в [16]. Этот алгоритм получил широкую известность, судя по многочисленным ссылкам на него при рассмотрении вновь предложенных алгоритмов автоматической фрагментации ЭКС. Не останавливаясь на анализе данного алгоритма, перейдем к рассмотрению и, по возможности, сравнительному анализу, алгоритмов автоматической фрагментации ЭКС, рассмотренных в разных источниках. Компактное описание алгоритмов в виде ЛСА приведено в табл. 1, в последней графе которой указана дополнительно информация об источниках в виде ссылок либо на соответствующий номер в списке литературы, либо на номера патентов, в которых были предложены и рассмотрены соответствующие алгоритмы с указанием года приоритета.

Ввиду ограниченности объема статьи поясняющая информация, представленная на дополнительных рисунках в виде блок-схем алгоритмов с соответствующим раскрытием содержания используемых операторов, выполнена только для некоторых интересных или достаточно сложных случаев. Кроме того, эти примеры помогут быстрее разобраться с теми алгоритмами, которые представлены в табл. 1 в виде ЛСА. Тем не менее, при необходимости всегда можно обратиться к первоисточнику, ссылка на который указана в последней графе таблицы. Как показал анализ, в зарубежных источниках наблюдается устойчивая тенденция к усложнению алгоритмов автоматической фрагментации ЭКС за счет использования преобразований Фурье, Вейвлета, Гильберта ([1], [2], [5], [6], [11], [15]), применения методов математической морфологии, эмпирической модовой декомпозиции, фрактальной размерности, нейронных сетей ([1], ([8], [11], [12], [15], [18]–[21], [22]) и т. д. Решающие правила реализуются на основе, как правило, плавающих и адаптивных порогов с учетом особенностей отмеченных выше различных усложненных преобразований ЭКС. Анализ табл. 2 показывает, что во всех приведенных в табл. 1 алгоритмах, используются операторы предварительной обработки ЭКС $\{ \text{ПФАЦП} \}$, сравнения с порогом $\{ C(\{ \dots \} \rightarrow \Pi) \}$ и условным переходом $(\{ \dots \} \geq \Pi) \uparrow$.

Таблица 1

№ п/п	Логические схемы алгоритмов автоматической фрагментации электрокардиосигналов	Дополнительная информация и источник
1	$\downarrow^3 \downarrow^2 \downarrow^1 \{ \text{ПФАЦП} \} \{ D_{i1} \} \{ D_{i2} \} \{ L \} \{ C(L \rightarrow \Pi) \} (L \geq \Pi) \uparrow^1 _$ $\{ \Sigma_8 \} (C(8 \geq \Sigma_8 \geq 6)) \uparrow^2 \{ Q \} (\{ Q \} = \text{QRS}) \uparrow^3 \{ P \}$	Balda и др. (1976) [7]
2	$\downarrow^2 \downarrow^1 \{ \text{ПФАЦП} \} \{ D_{i1}^2 \} \{ \Sigma_{cb} \} \{ \Sigma_c \} \{ \max \{ \Sigma_c \} \} \{ \text{ОП} \} \{ C_p(\Sigma_c \rightarrow \Pi) \} _$ $(\Sigma_c \geq \Pi) \uparrow^1 \{ Q \} (\{ Q \} = \text{QRS}) \uparrow^2 \{ P \}$	Murthy и др. (1979) [7]
3	$\downarrow^2 \downarrow^1 \{ \text{ПФАЦП} \} \{ D_{i1} \} \{ \text{ОП} \} \{ \text{Det} \} \{ C(D_{i1} \rightarrow \Pi) \} (D_{i1} \geq \Pi) \uparrow^1 \{ \text{RR} \} _$ $(\{ \text{RR} \} = \text{RR}) \uparrow^2 \{ P \}$	Измерительная техника. 1990, № 7
4	$\downarrow^3 \{ \text{ПФАЦП} \} \{ D_{i1}^2 \} \{ \Sigma_m \} \{ \max \Sigma_m \} \{ \text{ОП} \} \{ C(\Sigma_m \rightarrow \Pi_i) \} _$ $\left\{ \begin{array}{l} \downarrow^1 (\Sigma_m > \Pi_1) \uparrow^1 \\ \{ \Phi(100 \text{ Гц}) \} \\ (\Sigma_m > \Pi_1) \uparrow^2 \left\{ \begin{array}{l} \downarrow^2 (\Sigma_m \approx \Pi_2) \uparrow^3 \{ \Phi(40 \text{ Гц}) \} \end{array} \right\} \end{array} \right\} \{ Q \} (\{ Q \} = Q) \uparrow^3 \{ P \}$	Патент (1992) № 2063167. БИ 1996, № 19
5	$\downarrow^2 \downarrow^1 \{ \text{ПФАЦП} \} \{ D_{i1} \} \{ \text{ОП} \} \{ C(D_{i1} \rightarrow \Pi) \} (D_{i1} \geq \Pi) \uparrow^1 \{ \text{RR} \} (\{ \text{RR} \} = \text{RR}) \uparrow^2 \{ P \}$	(1993) [6]
6	$\downarrow^2 \downarrow^1 \{ \text{ПФАЦП} \} \{ D_{i1} \} \{ \text{ОП} \} \{ C(D_{i1} \rightarrow \Pi) \} (D_{i1} \geq \Pi) \uparrow^1 \{ \text{ПА} \} \{ \text{RR} \} _$ $(\{ \text{RR} \} = \text{RR}) \uparrow^2 \{ P \}$	Патент (1994) № 2122349. БИ, 2002, № 16
7	$\downarrow^2 \downarrow^1 \{ \text{ПФАЦП} \} \{ D_{i1}^3 \} \{ \Sigma_m \} \{ \max \Sigma_m \} \{ \text{ОП} \} \{ C(\Sigma_m \rightarrow \Pi) \} _$ $(\Sigma_m \geq \Pi) \uparrow^1 \{ \max D_i \} \{ \text{RR} \} (\{ \text{RR} \} = \text{RR}) \uparrow^2 \{ P \}$	Патент (1999) № 2165732. БИ 2001, № 12
8	$\downarrow^2 \downarrow^1 \{ \text{ПФАЦП} \} \{ C(D_i \rightarrow \Pi) \} \left[\bigcap_{i=1}^k (D_i \leq \Pi) = 1 \right] \uparrow^1 \downarrow^1 \{ \Sigma = 0 \} \{ \Sigma \} _$ $\{ C[\Sigma \rightarrow (\text{RR})] \} (\Sigma = \text{RR}) \uparrow^2 \{ Q \} \{ P \}$	Патент* (2001) № 2195164. БИ 2002, № 36
9	$\downarrow^2 \downarrow^1 \{ \text{ПФАЦП} \} \{ D_{i2} \} \{ C(D_{i2} \rightarrow \Pi) \} (\bigcap_{i=1}^k (D_{i2} \leq \Pi) = 1) \uparrow^1 \downarrow^1 _$ $\{ \Sigma = 0 \} \{ \Sigma \} \{ C(\Sigma \rightarrow (\text{RR})) \} (\Sigma = \text{RR}) \uparrow^2 \{ Q \} \{ P \}$	Патент* (2003) № 2237432. БИ, 2004, № 28
10	Аналоговый вариант реализации алгоритма п. 9.	Патент* (2003) № 2219828
11	$\downarrow^2 \downarrow^1 \{ \text{ПФАЦП} \} \{ \text{Sign}(D_i) \} \{ D_i^2 \} \{ \Gamma_{\xi}(n) \} \{ \Sigma_{3c} \} \{ \Sigma_2 \} \{ Z_D \} \{ \Sigma_{3c} \} \{ \text{ОП} \} _$ $\{ C_p(\Sigma_{3c} \rightarrow \Pi) \} (\Sigma_{3c} > \Pi) \uparrow^1 \{ \text{RR} \} (\{ \text{RR} \} = \text{RR}) \uparrow^2 \{ P \}$	Алгоритм пересечения нуля (2003) [22]
12	$\downarrow^2 \downarrow^1 \{ \text{ПФАЦП} \} \{ D_{i1} \} \{ \Sigma_m \} \{ \max \Sigma_m \} \{ \text{ОП} \} \{ C(\Sigma_m \rightarrow \Pi) \} (\Sigma_m \geq \Pi) \uparrow^1 \{ \text{RR} \} _$ $(\{ \text{RR} \} = \text{RR}) \uparrow^2 \{ D_N \} \{ Q \} \{ P \}$	Патент* (2005) № 2294139. БИ 2005, № 3
13	$\downarrow^3 \downarrow^1 \{ \text{ПФАЦП} \} \{ D_i^2 \} \{ \Sigma_c \} \{ \min(\Sigma_c) \} \{ \sigma_{\min \Sigma} \} \{ \Sigma_c \} \{ \text{ОП} \} _$ $\{ C(D_i \rightarrow \Pi) \} (D_i \leq \Pi) \uparrow^1 (\bigcap_{i=1}^k D_i \leq \Pi) = 1 \uparrow^2 \downarrow^2 \{ \Sigma = 0 \} _$ $\{ \Sigma \} \{ C[\Sigma \rightarrow (\text{RR})] \} (\Sigma = \text{RR}) \uparrow^3 \{ Q \} \{ P \}$	Патент (2005) № 2302197. БИ 2007, № 19
14	$\downarrow^3 \downarrow^2 \{ \text{ПФАЦП} \} \{ C(D_i \rightarrow \Pi) \} (D_i > \Pi) \uparrow^1 \{ \Sigma_m \} \{ C(\Sigma_m \rightarrow m) \} \uparrow^2 _$ $\downarrow^2 \{ \Sigma_N = 0 \} \downarrow^1 \{ \Sigma_N \} \{ C(\Sigma_N \rightarrow (\text{RR})) \} (\Sigma_N = \text{RR}) \uparrow^3 \{ \text{RR} \} \{ P \}$	Патент* (2006) № 2303944. БИ 2007, № 22
15	$\downarrow^4 \downarrow^3 \downarrow^2 \downarrow^1 \{ \text{ПФАЦП} \} \left\{ \begin{array}{l} \{ C(D_i \rightarrow \Pi_1) \} (\bigcap_{i=1}^k D_i \leq \Pi_1) = 1 _ \\ \{ C(D_i \rightarrow \Pi_2) \} (\bigcap_{i=1}^k D_i \leq \Pi_2) = 1 \uparrow^2 _ \\ \uparrow^1 \downarrow^1 \{ \Sigma_1 = 0 \} \{ \Sigma_1 \} \\ \downarrow^2 \{ \Sigma_2 = 0 \} \{ \Sigma_2 \} \{ C(\Sigma_2 \rightarrow N_m) \} (\Sigma_2 = N_m) \uparrow^3 _ \\ \{ C(\Sigma_1 \rightarrow \beta N_m) \} (\Sigma_1 = \beta N_m) \uparrow^4 \{ Q \} \{ P \} \end{array} \right\}$	Патент* (2006) № 2312593. БИ 2007. № 35
16	$\downarrow^3 \downarrow^2 \downarrow^1 \{ \text{ПФАЦП} \} \{ \Sigma_m \} \{ \max \Sigma_m \} \{ \text{ОП} \} \{ C(D_{mi} \rightarrow \Pi) \} _$ $(D_{mi} \geq \Pi) \uparrow^1 \{ \text{RR} \} (\{ \text{RR} \} = \text{RR}) \uparrow^2 \{ \Delta T \} \{ W \} \{ \max \Sigma_W \} _$ $(\{ \max \Sigma_W \} = W_{\max}) \uparrow^3 \{ Q \} \{ P \}$	Патент (2007) № 2359606. БИ 2009, № 18

Окончание табл. 1

№ п/п	Логические схемы алгоритмов автоматической фрагментации электрокардиосигналов	Дополнительная информация и источник
17	$\downarrow^4\{\text{ПФАЦПК}_m\}\{ D_{mi1} \}\{\max D_{mi1}/ \}\{\Sigma_m\}\{\text{ОП}_1\}_-$ $\{C(\max D_{mi1}/ \rightarrow \Pi_1)\}\downarrow^1(D_{mi1} < 1.5 \Pi_1)\uparrow^1\{\Sigma_m\}\{\text{ОП}_2\}\downarrow^2_-$ $(D_{mi1} \geq 0.3 \Pi_2)\uparrow^2\{\Sigma\}\{\text{ОП}_3\}\{C(\Sigma_3 \rightarrow \Pi_3)\}\downarrow^3(\Sigma \geq 0.3 \Pi_3)\uparrow^3_-$ $\{t_{i1}, t_{i2}\}(\{t_{i1}, t_{i2}\} = (t_{i1}, t_{i2}))\uparrow^4\{R_{\Pi}\}\{D_N\}\{Q\}\{P\}$	Патент (2008) № 2366358 БИ 2009, № 25
18	$\downarrow^2\downarrow^1\{\text{ПФАЦП}\}\{\Theta_{ip}\}\{D_{in}\}\{M_i^-\}\{M_i^+\}\{ D_{li}^d/ \}\{\Sigma_{cm}\}\{\max\Sigma_{cm}\}\{\text{ОП}\}_-$ $\{C_p(\max\Sigma_{cm} \rightarrow \Pi)\}\{\max\Sigma_{cm} \geq \Pi\}\uparrow^1\{Q\}\{Q=RR\}\uparrow^2\{P\}$	(2011) [10]

* – в патенте приведена аналоговая схемотехническая реализация, а в табл. 1 – аналого-цифровой вариант того же алгоритма.

Оператор {ОП} определения порога по результатам действия предыдущего оператора используется в свыше 60 % анализируемых алгоритмов, а в оставшейся части алгоритмов порог назначается априорно со всеми вытекающими отсюда недостатками этих алгоритмов. Оператор определения первой конечной разности ЭКС и ее абсолютной величины используется в 50 % проанализированных алгоритмах (табл. 2), а определение абсолютной величины цифровой последовательности $|D_i|$ на выходе АЦП еще в 17 %. В остальных алгоритмах цифровая последовательность D_i ($i = 1, 2, \dots$) подвергается дополнительному преобразованию: возведению в степень или другим преобразованиям в соответствии с табл. 2. Уникальные операторы, как следует из табл. 2, составляют больше половины от общего числа операторов, применяемых в анализируемых алгоритмах, что свидетельствует о постоянном поиске новых оригинальных алгоритмов автоматической фрагментации.

Проанализируем более подробно ЛСА, представленного в п. 3 табл. 1. Блок-схема данного алгоритма приведена на рис. 1. В соответствии с блок-схемой алгоритм на основе использования ЛСА указан в п. 3 табл. 1. Подобные алгоритмы приведены в виде ЛСА в пп. 5–8 табл. 1. В целом анализ алгоритмов ЛСА, приведенных в табл. 1, показывает, что все алгоритмы для автоматического определения того или иного фрагмента ЭКС содержат оператор сравнения некоторого преобразования дискретных отсчетов ЭКС с установленным либо априорно, либо апостериорно, т. е. по результату соответствующей обработки, уровнем порога. Последний вариант просматривается, например, на рис. 3, из которого следует, что в этих алгоритмах не только вводится элемент адаптации при определении порогов, но и ис-

пользуются два подстраиваемых порога, что приводит к распараллеливанию алгоритмов (см. также пп. 4 и 15 табл. 1). В дальнейшем при анализе того или иного алгоритма в статье из-за ограниченности объема приводятся только алгоритмы ЛСА, приведенные в табл. 1. По существу, если сравнивать алгоритм ЛСА, п. 6 табл. 1, с ранее предложенными алгоритмами и некоторыми представленными в дальнейшем, оригинальным оператором для этого алгоритма остается только один, а именно оператор параболической аппроксимации {ПА} для выделения QRS-комплекса. Заметим, что необходимость применения оператора {ПА} утрачивается, если увеличивать временное разрешение за счет повышения частоты дискретизации ЭКС при аналого-цифровом преобразовании. Вообще говоря, целесообразность введения нового преобразования отсчетов ЭКС по сравнению с уже предложенными, в отличие от предложенных, например, в [17], целесообразно оценивать на основе установленного единого для всех алгоритмов численного критерия – критерия $K_{ЭПП}(H)$ эффективности предпорогового преобразования, ЭПП (в общем случае – H). При этом следует иметь в виду, что для некоторых алгоритмов численный расчет по установленному единому критерию достаточно проблематичен и требует отдельного рассмотрения.

Прежде чем перейти к разработке критерия, обоснуем и сформулируем требование, которое должно быть положено в основу данного критерия. Для этого предварительно заметим, что ЭКС в чистом виде, т. е. без учета тех искажений, которые неизбежно присутствуют при экспериментальном определении (измерении) ЭКС, получить практически невозможно. Однако предварительная фильтрация существенно снижает уровень

Таблица 2

№ п/п	Мнемоника оператора	Функция, выполняемая оператором	Примечание и доля использования [%] в табл. 1
1	{ПФАЦП}	Предварительные усиление, фильтрация, начальные установки и аналого-цифровое преобразование ЭКС в цифровую последовательность D_i для $i = 1, 2, \dots$ по одному каналу ($m = 1$)	Варианты: то же с коммутацией K_m по каналам для $m > 1$ в виде $\{\text{ПФАЦПК}_m\} \cdot 100$
2	$\{ D_i \}$	Определение абсолютного значения цифровой последовательности D_i ($i = 1, 2, \dots$) на выходе АЦП	Возможны модификации $\{ D_{mi} \}$, когда отсчеты цифровой последовательности идут от разных каналов; 17
3	$\{D_{i1}\}$	Определение 1-й конечной разности последовательности D_i ($i = 1, 2, \dots$) и ее абсолютного значения	Возможны модификации определения конечной разности, например вида $\{D_{i1}^d\}$. 1-я конечная разность морфологических операторов (см. [12]) или по m каналам вида $\{D_{mi1}\}$; 50
4	$\{D_{i2}\}$	Определение 2-й конечной разности и ее абсолютного значения	Возможны различные модификации определения 2-й конечной разности; 0.11
5	$\{D_i^2\}$ или $\{D_{i1}^2\}$	Возведение в квадрат последовательности D_i или ее первой конечной разности для $i = 1, 2, \dots$	0.2
6	$\{D_{i1}^3\}$	Возведение в куб 1-й конечной разности последовательности D_i ($i = 1, 2, \dots$) и определение ее абсолютного значения	0.06
7	$\{L\}$	Линейное преобразование	Пример преобразования см. на рис. 1; 0.06
8	{Дет}	Детектирование	Возможны модификации операции детектирования, как в аналоговом, так и в цифровом исполнении; 0.06
9	$\{\Sigma_m\}$	Суммирование по m слагаемым результатов действия предшествующего оператора, включая, например, Вейвлет-преобразования	Имеются модификации: $\{\Sigma_{э,с}\}$ – экспоненциальное сглаживание; $\{\Sigma_c\}$ – скользящее суммирование; $\{\Sigma_{с,в}\}$ – скользящее суммирование с весом, среднеарифметическое по m ; 78
10	$\max\{\dots\}$ или $\min\{\dots\}$	Определение максимума или минимума от указанного в скобках действия	Модификации в зависимости от указанного в скобках действия, например, результата суммирования Σ_m отсчетов; 44
11	$[\text{Sign}(D_i)D_i^2]$	Восстановление знака квадрата последовательности D_i	0.06
12	$\{\sigma_{\min\Sigma}\}$	Вычисление СКО минимальной суммы	0.06
13	{ОП}	Определение порога по результатам действия предыдущего оператора	Имеются модификации способов и количества (обычно до 2) определения порогов, например, использования различных весов при умножении на результат действия предыдущего оператора; 61
14	$\{C(\{\dots\} \rightarrow \Pi)\}$	Сравнение с порогом Π результатов действия установленного оператора	Имеются модификации: $\{C_p(\{\dots\} \rightarrow \Pi)\}$ – сравнение с учетом рефракторной функции (зоны нечувствительности); 100
15	$(\{\dots\} \geq \Pi) \uparrow^i$	Условный переход по i -й стрелке, если не выполняется условие $\{\dots\} > \Pi$	Имеются модификации, например, по заданному числу не превышения порога: 1. $\left(\bigcap_{i=1}^k D_i \leq \Pi\right) = 1$, 2. $k = 1, 2, \dots, N$; или $\{\max \Sigma_W = W_{\max}\}$ при выделении максимума суммы Вейвлет-преобразования; 100

№ п/п	Мнемоника оператора	Функция, выполняемая оператором	Примечание и доля использования [%] в табл. 1
16	{Z _D }	Фиксация пересечения сигналом нуля	0.06
17	{Γ _ξ (n)}	Генерация высокочастотной последовательности K _ξ (n)	0.06
18	{D _N }	Деление RR-интервала на N частей	0.12
19	{ΔT}	Выделение второй половины TP-интервала ЭКГ	0.06
20	{W}	Вейвлет-преобразование результата действия предыдущего оператора, например {ΔT}	Допускаются модификации; 0.06
21	{t _{i1} , t _{i2} }	Определение начала t _{i1} и окончания сигнала производной t _{i2} по Σ	0.06
22	{R _Π }	Определение момента t _Π появления пика R-зубца t _Π = ε ₀ (t _{i2} - t _{i1}), ε ₀ – заданная постоянная определения RR-интервала	0.06
23	{Q}	Определение QRS-комплекса и RR-интервала	Возможно определение дополнительно к QRS-комплексу и RR-интервалу дополнительных фрагментов ЭКС; 67
24	{RR}	Определение интервала между характерными точками R-зубцов	Способ представления RR-интервала не уточняются; 33
25	{Э _{ip} } и {D _ш }	Выполнение операции эрозии и дилатации	0.06
26	{M _i ⁻ } и {M _i ⁺ }	Морфологическое определение 1-й конечной разности слева и справа соответственно	0.06

помех, воздействующих на ЭКС. Следовательно, необходимо предположить, что все последующие преобразования ЭКС должны по крайней мере не ухудшать то, что было получено после предварительной фильтрации. Поэтому в качестве критерия целесообразно брать средний квадрат от отношения в виде

$$K_{ЭПП}(H) = D_{\xi} \left\{ \frac{H\{Z_{\Xi}(t)\}}{H\{Z(t)\}} \right\}, \quad (8)$$

где $K_{ЭПП}(H)$ – критерий эффективности порогового преобразования ЭКС вида H (или просто критерий эффективности); $D_{\xi}\{\dots\}$ – оператор определения среднего квадрата по помехе при фиксированном значении ЭКС; $Z_{\Xi}(t)$ – ЭКС с учетом тех помех, которые на него воздействуют после предварительной фильтрации; $Z(t)$ – ЭКС без учета помех; $H\{\dots\}$ – вид используемого в алгоритме преобразования с целью последующего обнаружения соответствующего фрагмента ЭКС, например R-зубца.

Учитывая тот факт, что знаменатель в (8) не зависит от помехи, в результате получаем

$$K_{ЭПП}(H) = \frac{D_{\xi}\{H\{Z_{\Xi}(t)\}\}}{H^2\{Z(t)\}}. \quad (9)$$

Количественную оценку критерия (9) в общем виде можно получить, если задаться адди-

тивной моделью воздействия обобщенной помехи $\xi(t)$ на ЭКС $Z(t)$. Под обобщенной помехой в данном случае подразумевается результирующая аддитивная помеха, включающая остаточные воздействия после фильтрации сетевой помехи, широкополосной помехи аналоговых электронных схем, биологических и прочих помех [11], [17].

Из (8) видно, что нижняя граница критерия эффективности равна единице. Следовательно, чем больше единицы в зависимости от вида преобразования $H\{\dots\}$ численное значение критерия эффективности, тем менее эффективен выбранный вид преобразования, так как при этом возрастают ошибки первого и второго рода при последующем сравнении результата преобразования $H\{\dots\}$ с установленным порогом. Таким образом, вследствие введенного преобразования, эффективность автоматического выделения соответствующего фрагмента ЭКС только ухудшается. Парное сравнение эффективности преобразования от использования преобразований $H_i\{\dots\}$ и $H_j\{\dots\}$ можно осуществить в следующем виде

$$K_{ЭПП}(H) = \frac{D_{\xi}\{H_i\{Z_{\Xi}(t)\}\} H_j^2\{Z(t)\}}{D_{\xi}\{H_j\{Z_{\Xi}(t)\}\} H_i^2\{Z(t)\}}, \quad (10)$$

где I – общее число сравниваемых алгоритмов, причем $i = 1, 2, \dots, I$ и $j = 1, 2, \dots, I$.

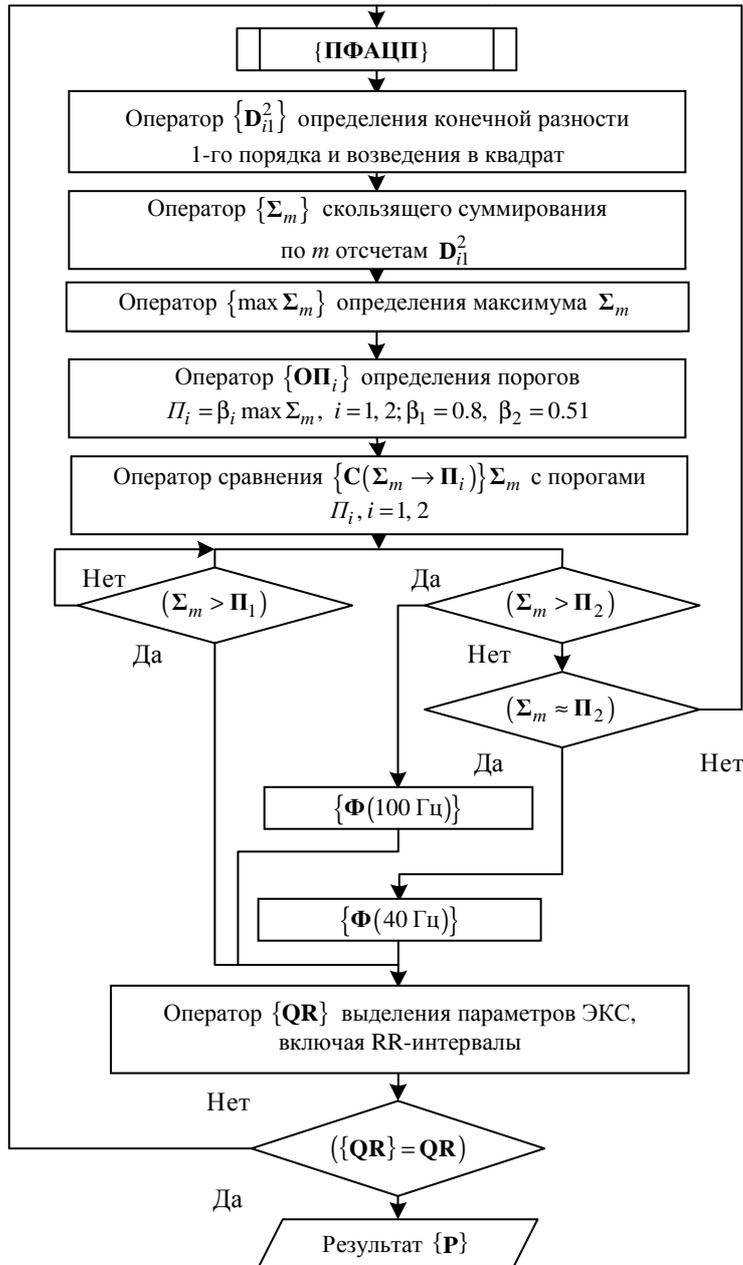


Рис. 2

В общем случае, при сравнении между собой всех альтернатив, критерий эффективности (10) для различных индексов i и j представляет собой элемент матрицы размерностью $I \times I$, в соответствии с которой можно выбрать наилучший в установленном смысле алгоритм, если, конечно, удастся вычислить все элементы данной матрицы. Для этого достаточно вычислить элементы матрицы, находящиеся над главной диагональю, так как главная диагональ матрицы равна единице. В противном случае данный критерий позволяет сравнить между собой попарно различные альтернативы, поддающиеся соответствующим вычислениям. Выполним в качестве примера сравнения двух видов преобразований:

$$H = | \dots |,$$

используемых в большинстве алгоритмов, приведенных в табл. 1.

Для критерия (9) получаем

$$K_{ЭПП}(H) = \frac{Z^2(t) + 2Z(t)M_{\xi}\{\xi(t)\} + M_{\xi}\{\xi^2(t)\}}{Z^2(t)}$$

или

$$K_{ЭПП}(H) = 1 + 2 \frac{M_{\xi}\{\xi(t)\}}{|Z(t)|} + \frac{M_{\xi}\{\xi^2(t)\}}{Z^2(t)} > 1,$$

где $M_{\xi}\{\dots\}$ – оператор усреднения по результирующей помехе $\xi(t)$.

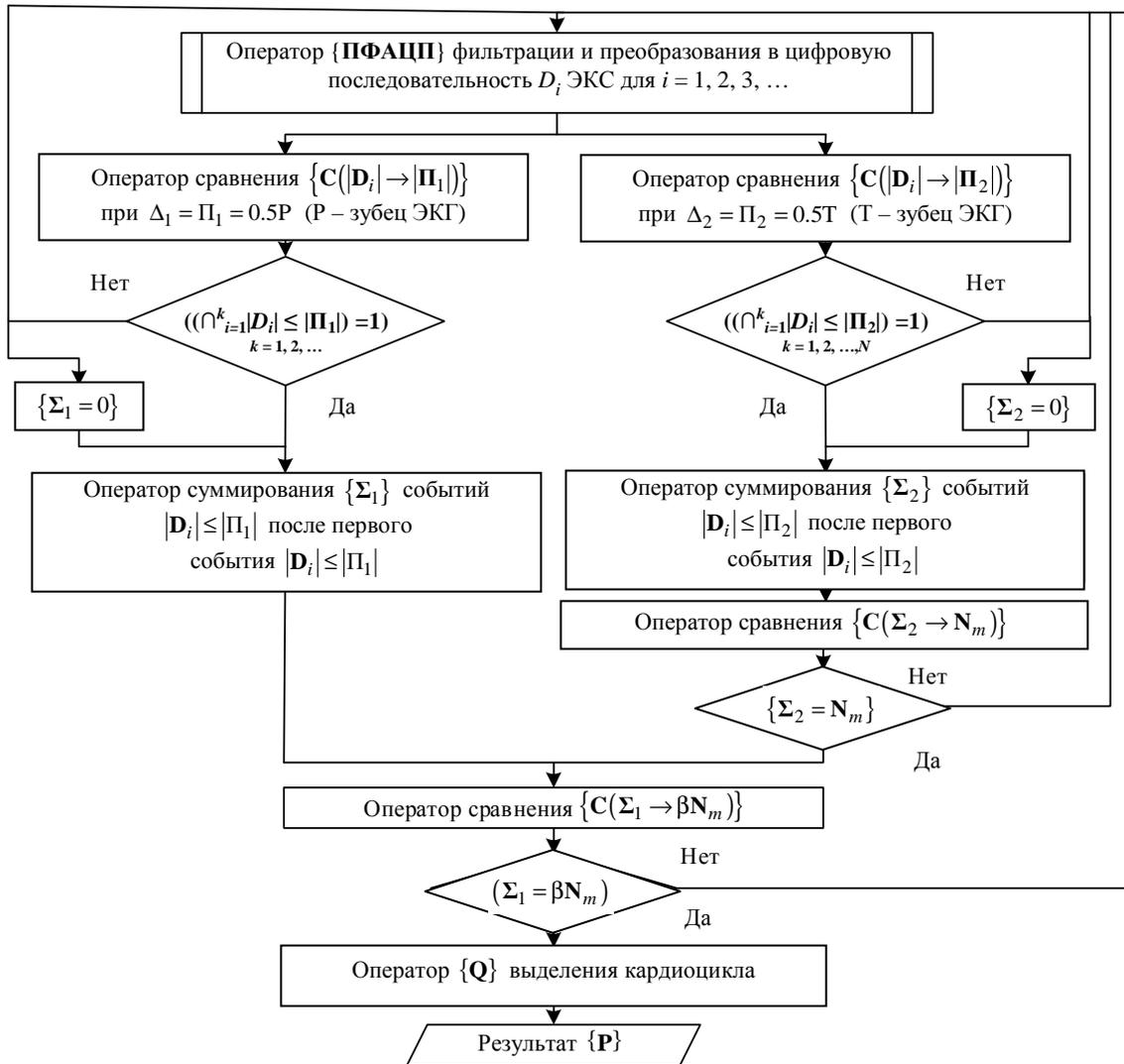


Рис. 3

В соответствии с критерием (10) при сравнении $H = [\dots]^2$ и $H = [\dots]^3$ получаем

$$\begin{aligned}
 K_{ЭПП}(H) = 1 + & \left(6 \frac{M_{\xi} \{ \xi^2(t) \}}{Z^2(t)} + \frac{M_{\xi} \{ \xi^4(t) \}}{Z^4(t)} + \right. \\
 & \left. + 4 \frac{M_{\xi} \{ \xi(t) \}}{|Z(t)|} + 4 \frac{M_{\xi} \{ \xi^3(t) \}}{|Z(t)|^3} \right) / \left(1 + \right. \\
 & \left. + 2 \frac{M_{\xi} \{ \xi(t) \}}{|Z(t)|} + \frac{M_{\xi} \{ \xi^2(t) \}}{Z^2(t)} \right),
 \end{aligned}$$

откуда следует, что критерий эффективности больше единицы, в силу преобладания положительных слагаемых, стоящих слева (даже в случае отрицательности третьего момента помехи). Таким образом, увеличение степени, в которую возводятся отсчеты ЭКС с целью последующего

сравнения результатов с порогом, теоретически приводит к росту ошибок первого и второго рода и, следовательно к снижению достоверности результатов автоматической фрагментации ЭКС. Заметим, что любое преобразование ЭКС с помехой, отличное от фильтрации, снижает эффективность при последующем сравнении полученного результата преобразования с порогом в смысле принятого критерия. Это утверждение относится и к применению оператора дифференцирования, а замена его при некоррелированных отсчетах помехи приводит к увеличению ее дисперсии минимум в два раза. Тем не менее, решение задачи автоматической фрагментации ЭКС обуславливает необходимость введения соответствующего преобразования $H\{\dots\}$. Однако выбор этого преобразования должен быть рационален и согласован с последующей операцией сравнения с порогом.

Отметим универсальность критерия эффективности (9) и (10), который можно использовать и при оценке результатов фильтрации, как цифровой, так и аналоговой, включая и предварительную фильтрацию $\Phi\{\dots\}$, предшествующую преобразованию оператором $H\{\dots\}$. В целом следует учитывать, что фильтрация помех вносит некоторые искажения и ЭКС. В этом случае критерий оценки эффективности фильтрации целесообразно представить в виде

$$K_{\text{ЭПП}}(\Phi) = \frac{D_{\xi} \{ \Phi \{ Z_{\Xi}(t) \} \}}{Z^2(t)}. \quad (11)$$

Для аддитивной помехи с нулевым средним, если принять, что $\Phi\{Z(t)\} = Z(t)$, то из (11) получаем

$$K_{\text{ЭПП}}(\Phi) = 1 + D_{\Phi\xi} / Z^2(t),$$

где $D_{\Phi\xi}$ – дисперсия остаточной после фильтрации аддитивной помехи.

Несложно получить критерий эффективности в соответствии с формулой (10) и при сравнении результатов действия различных по виду операторов фильтрации.

Итоговый критерий оценки эффективности целесообразно определить через произведение частных критериев. Для рассмотренных двух операторов, например, получаем

$$K_{\text{ЭПП}}(\Phi, H) = K_{\text{ЭПП}}(\Phi) K_{\text{ЭПП}}(H).$$

Можно продолжить применение рассмотренных критериев для оценки эффективности и для

последующих операторов, используемых в соответствующем алгоритме.

В заключение отметим, что при возникающих трудностях количественного вычисления соответствующего критерия, тем не менее, представляет интерес качественный ответ на вопрос эффективности использования того или иного вновь введенного оператора. Например, как это уже упоминалось, для оператора сравнения сигнала в присутствии помех с порогом, ошибки первого и второго рода сравнения возрастают с увеличением уровня помех, воздействующих на полезный сигнал. При этом возникает вопрос о целесообразности разработки и, тем более, применения отмеченного разнообразия алгоритмов автоматической фрагментации ЭКС, если уже на стадии измерения и предварительной обработки в реальный ЭКС вносятся такие искажения, при которых дальнейшее повышение точности измерения параметров, направленных на выделение того или иного предварительно искаженного фрагмента ЭКС уже не дает ожидаемого положительного эффекта.

Автор выражает глубокую благодарность студентам кафедры биомедицинских систем СПбГЭТУ «ЛЭТИ» А. И. Скоробогатовой и Т. В. Моргуновой за оказанную неоценимую помощь при переводе на русский язык некоторых достаточно обширных по содержанию статей по рассматриваемой тематике с английского языка.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Mohamed Elgendi. On QRS detection methodologies: A revisit for mobile phone applications, wireless ECG monitoring and large ECG databases analysis. URL: <http://vixra.org/pdf/1301.0058v1.pdf>.
2. Valtino X. Afonso ECG QRS Detection // Biomedical Digital Signal Processing URL: <http://read.pudn.com/downloads153/doc/669075/ECGQRSDetection.pdf>. P. 236.
3. Elgendi M., Eskofier B., Dokos S., Abbott D. (2013) Revisiting QRS detection methodologies for portable, wearable, battery-operated, and wireless ECG systems. URL: <http://vixra.org/pdf/1301.0058v3.pdf>.
4. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ: учеб. пособие для студ. вузов, обуч. по напр. «Приборостроение» и спец. «Биотехнические и медицинские аппараты и системы» / А. Л. Барановский, А. Н. Калиниченко, Л. А. Манило и др.; под ред. А. Л. Барановского, А. П. Немирко. М.: Радио и связь, 1993. 247 с.
5. A New QRS Detection Algorithm Based on the Hilbert Transform / D. S. Benitez, P. A. Gaydecki, A. Zaidi, A. P. Fitzpatrick // IEEE Computers in Cardiology, 2000. P. 379–383. URL: <http://wpage.unina.it/paolo.melillo/tesi/2000%20A%20new%20QRS%20detection%20algorithm%20based%20on%20the%20Hilbert%20transform.pdf>.
6. Automatic QRS Complex Detection Algorithm Designed for a Novel Wearable, Wireless Electrocardiogram Recording Device / D. B. Nielsenab, K. Egstrupc, J. Branebjergb, G. B. Andersenb, H. B. D. Sorensena // 34th Annual Int. Conf. of the IEEE EMBS San Diego, California USA, 28 Aug. – 1 Sept., 2012. URL: http://www.delta.dk/imported/images/DELTA_Web/documents/Innovation/EMBC2012_Artikel.pdf.
7. Ahmad I. L., Mohamed M., Ab Ghani N. A. Development of a Concept Demonstrator for QRS Complex Detection using Combined Algorithms // IEEE EMBS Int. Conf. on Biomed. Eng. and Sc. | Langkawi | 17–19 Dec. 2012. P. 689–693. URL: http://eprints.uthm.edu.my/6123/1/Development_of_a_Concept_Demonstrator.pdf.
8. Рангайян Р. М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход / пер. с англ.; под ред. А. П. Немирко. М.: Физматлит, 2007. 440 с.

9. Жаринов О. О., Жаринов И. О. Применение корреляционно-экстремального метода для решения задач обнаружения и оценивания положений опорных точек QRS // Науч.-техн. вестн. Санкт-Петерб. гос. ун-та информ. технологий, механики и оптики. 2011. № 5 (75). С. 85–90.
10. Варнавский А. Н. Способы и средства выявления нарушений ритма сердца на основе нелинейных преобразований электрокардиосигнала в режиме реального времени: автореф. дис. ... канд. техн. наук: 05.11.17 / Варнавский А. Н. Рязань, 2008. 17 с.
11. Истомина Б. А. Систематизация методов анализа ЭКГ с учетом их помехоустойчивости // Изв. ЮФУ. Техн. науки. 2010. № 8. С. 86–90.
12. Зо Зо Тун, Филист С. А., Шаталова О. В. Способы и алгоритмы морфологического анализа в задачах распознавания QRS-комплексов // Науч. ведомости. Сер. История. Политология. Экономика. Информатика. 2011. № 7 (102), вып. 18/1. С. 129–136.
13. Синютин С. А., Ковтун Д. Г. Анализ алгоритмов подстройки порога срабатывания для QRS-Комплексов // Инженерный вестн. Дона. 2014. № 3. URL: ivdon.ru/magazine/archive/n3y2014/2547.
14. Рослякова А. В., Чупраков П. Г. Сравнительный анализ алгоритмов обнаружения R зубца электрокардиосигнала // Вятский мед. вестн. 2012. № 2. С. 29–35. URL: [file: C:/Users/User/Downloads/sravnitelnyy-analiz-algoritmov-obnaruzheniya-r-zubtsa-elektrokardiosignala.pdf](file:C:/Users/User/Downloads/sravnitelnyy-analiz-algoritmov-obnaruzheniya-r-zubtsa-elektrokardiosignala.pdf).
15. Oweis R. J., Al-Tabbaa B. O. QRS Detection and Heart Rate Variability Analysis: A Survey // Biomed. Sci. and Eng. 2014. Vol. 2, № 1. P. 13–34.
16. Тихонов Э. П. Концептуальная модель предметной области автоматической фрагментации электрокардиосигналов на базе логической схемы алгоритмов // Изв. СПбГЭТУ «ЛЭТИ». 2015. № 8. С. 85–95.
17. Козюра А. В. Методы и средства контроля электрокардиоаппаратуры и качества электрокардиографических сигналов: автореф. дис. ... канд. техн. наук: 05.11.13 / Козюра А. В. Орел, 2013. 16 с.
18. Scholkman F., Boss J., Wolf M. An Efficient Algorithm for Automatic Peak Detection in Noisy Periodic and Quasi-Periodic Signals // Algorithms. 2012. № 5. P. 588–603.
19. Amine Nait-Ali. A New Technique for Progressive ECG Transmission using Discrete Radon Transform // World Academy of Science, Engineering and Technology Int. J. of Electrical, Comp., Energetic, Electronic and Comm. Engin. 2008. Vol. 2, № 1. P. 149–154.
20. Mehta S. S., Trivedi C. R., Lingayat N. S. Identification and delineation of QRS complexes in electrocardiogram using fuzzy c-means algorithm // J. of Theor. and Appl. Inf. Technol. P. 609–616. URL: <http://www.jatit.org/volumes/research-papers/Vol5No5/11Vol5No5.pdf>.
21. Taouli By S. A., Bereksi-Reguig F. Detection of QRS Complexes in ECG Signals Based on Empirical Mode Decomposition // Global J. of Comp. Sci. and Technol. 2011. Vol. 11, Iss. 20, Version 1.0. URL: https://globaljournals.org/GJCST_Volume11/2-Detection-of-QRS-Complexes-in-ECG-Signals-Base-on.pdf.
22. Kohler B. U., Hennig C., Orglmeister R. QRS Detection Using Zero Crossing Counts Biomedical Electronics Group, Department of Electrical Engineering, Berlin University of Technology, Berlin, Germany. 2003. Vol. 8, iss. 3, Sept. P. 139. URL: <http://progress.biomed.uni-erlangen.de/documents/200308030138.pdf>.

E. P. Tikhonov

Saint Petersburg Electrotechnical University «LETI»

A CONCEPTUAL DOMAIN MODEL AUTOMATIC FRAGMENTATION ELECTROCARDIOGRAM BASED ON LOGICAL SCHEMES OF ALGORITHMS

Based on the analysis of the data presented in the last decade, gave an overview and comparative analysis of algorithms for automatic fragmentation of the electrocardiogram (ECG). Classification is made based on the logical schemes of algorithms (LSA) in accordance with the subject dealt with in part 1 of article. The developed approach is focused on increase of efficiency of using the accumulated information resource (knowledge) in the field of automatic diagnosis ECG with the aim of further improving and applying methods, algorithms, automation in medical diagnostics.

Electrocardiogram, automatic fragmentation, review, comparative analysis, the logical schemes of algorithms