



УДК 621.37

А. С. Красичков

*Санкт-Петербургский государственный электротехнический  
университет "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина)*

## Принципы построения и базовое алгоритмическое обеспечение систем удаленного мониторинга состояния здоровья больных с нарушениями сердечно-сосудистой системы

*Представлены основные принципы построения систем удаленного мониторинга состояния здоровья больных с нарушениями сердечно-сосудистой системы. Определено базовое алгоритмическое обеспечение указанной системы, позволяющее обнаруживать и сортировать кардиокомплексы с одновременным накоплением идентичных кардиокомплексов.*

### **Электрокардиосигнал, система тревожной сигнализации, обнаружение R-зубца, ритмическая структура, накопление кардиокомплексов**

В последние десятилетия неотъемлемым элементом лечения больных с нарушениями сердечно-сосудистой системы (ССС) является мониторинг электрокардиосигнала (ЭКС) пациента и выдача ему сигнала тревоги при возникновении и развитии критических ситуаций. Необходимость таких устройств обусловлена тем, что некоторые патологии могут возникать без явно выраженного провоцирующего фактора, без изменения частоты сердечных сокращений (ЧСС) и не сопровождаться болевыми ощущениями в начальной стадии.

Существует серьезная проблема надежной идентификации развития критических состояний и своевременной выработки сигнала тревоги в условиях физической активности пациентов, когда ЭКС подвержен воздействию помех. Основное влияние оказывают миографическая помеха, обусловленная шумами электрической активности мышц (не устранимая за счет какой-либо полосовой фильтрации) и дрейф изоэлектрической линии, образующийся из-за поляризации электродов, влияния движения грудной клетки (в случае использования грудных отведений), поляризации электродов или плохого контакта электродов с кожей.

Существующие методы синтеза устройств мониторинга ЭКС с выработкой рекомендаций пациенту, базирующиеся на алгоритмах, рассчитанных на широкую группу лиц, пришли в противоречие с основной тенденцией в кардиологии – индивидуальным подходом к лечению пациента.

Указанная специфика заболевания позволяет сформулировать требования, предъявляемые к системе удаленного мониторинга состояния здоровья больных с нарушениями ССС [1]–[4]:

- Система должна надежно функционировать на длительном временном интервале для обеспечения непрерывного контроля состояния ССС.
- Устройство съема и обработки сигналов должно иметь малые размеры и не сковывать движений человека. Именно компактность прибора позволяет пациенту выполнять привычные для него нагрузки, а также вести повседневный образ жизни.
- Необходимо иметь возможность учета данных предварительного обследования индивидуума, которые должны быть заложены в систему обработки.
- Модули системы должны поддерживать единый мировой стандарт обмена информацией (для устройств рассматриваемого типа), что позволит создать систему, способную интегрироваться в признанные мировым сообществом системы анализа работы ССС.
- Должно быть предусмотрено обновление программного обеспечения системы для ее непрерывного совершенствования.

В системах предупреждения о критических ситуациях решение вырабатывается только прибором без непосредственного участия врача. Мониторинговое устройство, в конечном счете, долж-

но либо не выдать сигнал тревоги (ситуация  $u_0$ ), либо подать его (ситуация  $u_1$ ), что не подразумевает альтернативных решений и дополнительных исследований. В такой задаче в зависимости от состояния пациента при работе мониторингового устройства возможны ошибки двух видов: формирование сигнала тревоги, когда ишемизация миокарда не достигает некоторого критического уровня – ложная тревога (в медицинских терминах этому соответствует понятие "низкая специфичность"), или неподача сигнала тревоги, когда уровень ишемизации миокарда превосходит критический уровень – пропуск события (в медицинских терминах – "низкая чувствительность").

На практике врач, делая выбор в пользу того или иного решения, просчитывает и сравнивает последствия, приводя их к единой шкале на интуитивном уровне или на основании мирового опыта (прецедента).

Учитывая высокую цену ошибок пропуска патологии и ложного диагноза, с целью повышения надежности диагностики при анализе записей ЭКС, например суточных мониторограмм, целесообразно ввести зону неопределенности (зону отказа от диагностики по результатам анализа имеющихся данных). В последнем случае решение выносится на основании критерия, предписывающего при вероятности ложной тревоги, не превосходящей фиксированного значения  $\alpha_0$ , максимизировать вероятность правильного обнаружения  $D$  (критерий Неймана–Пирсона) с дополнительным ограничением вероятности пропуска сигнала, что и приводит к появлению зоны неопределенности.

Таким образом, правило решения предписывает разбить пространство наблюдений  $G$  на 3 взаимно не пересекающихся подпространства:

$G_0$  – диагноз не подтвержден (состояние  $u_0$ );

$G_1$  – диагноз подтвержден (состояние  $u_1$ );

$G^*$  – требуются дополнительные исследования на основании анализа более информативных данных о пациенте иной физической природы (состояние  $u^*$ ) ( $U = u_0 \cup u_1 \cup u^*$ ).

Для диагностики ишемической болезни сердца необходимо перейти от анализа мониторограммы к проведению иных, более информативных, исследований, например стресс-эхокардиографии. Необходимо заметить, что реализация указанного перехода значительно повышает затраты на диагностику.

Подход согласно правилам математической статистики определяет процедуру поиска оптимальной решающей функции. На первом этапе необходимо сформировать статистические модели ЭКС для нормального состояния пациента и для различных фаз эпизода ишемии.

При известных законах распределения случайных параметров ЭКС данная задача не встречает методологических трудностей. В этом случае плотность распределения  $W_x(y)$  находится усреднением условной плотности  $W_x(y/\theta)$  по распределению  $W(\theta)$  случайного параметра.

Если же сигнал содержит неизвестные параметры или случайные параметры, распределение которых неизвестно, на первом этапе они заменяются оценками (например, по методу максимального правдоподобия), и решающую функцию находят, опираясь на фундаментальные алгоритмы обнаружения полностью известного сигнала.

Сформулированные требования к системе непрерывного контроля состояния ССС могут быть реализованы с использованием микропроцессоров. Это открывает технические возможности реализации алгоритмов мониторинга ЭКС и подачи сигнала тревоги пациенту в виде программного продукта на серийной аппаратуре высокой степени интеграции. Такие устройства позволяют синтезировать практически любую обработку ЭКС в реальном масштабе времени, поэтому основной упор делается на создание алгоритма.

Резервом существенного повышения качества обработки является уменьшение априорной неопределенности за счет учета информации об индивидуальной структуре и параметрах ЭКС конкретного человека. Например, использование результатов предварительного обследования пациента (в том числе методом холтеровского мониторирования – рис. 1) позволяет повысить эффективность функционирования системы тревожной сигнализации для больных ишемической болезнью сердца (ИБС) [5], [6].

Индивидуальные закономерности образования ЭКС позволяют полнее выделить информацию о его параметрах [7], [8]. Кроме того, на определенном интервале времени фиксации (например, между визитами к врачу) некоторые параметры, которые для группы людей являются случайными величинами (длительность определенных интервалов, форма зубцов кардиокомплекса (КК) и т. д.), для конкретного человека могут рассматриваться как детерминированные величины или функции и могут быть определены при предварительном обследовании пациента.

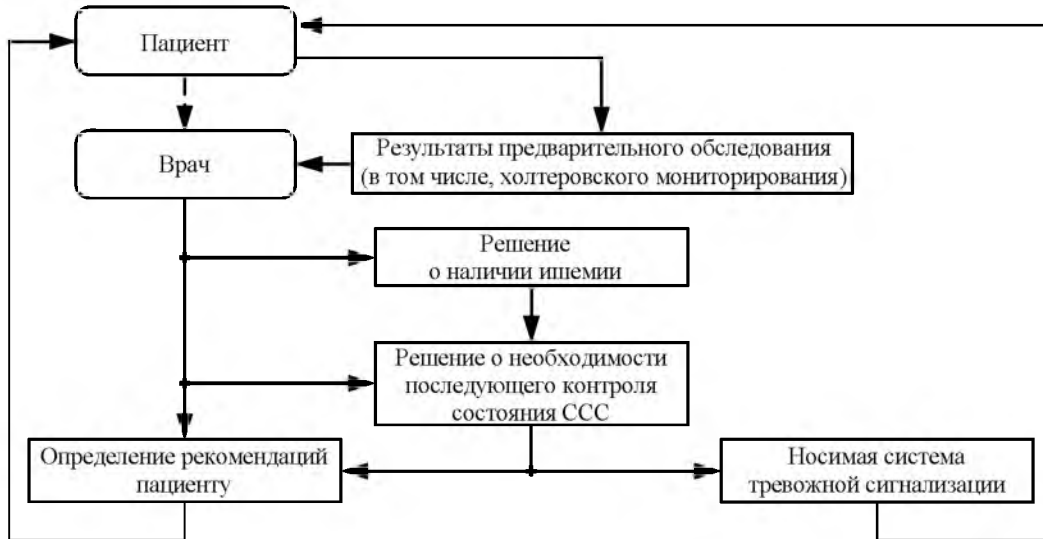


Рис. 1

Длительные записи ЭКС содержат достаточное количество однотипных КК, соответствующих как норме, так и некоторым патологиям. Становится возможным посредством статистического анализа определять однотипные КК и использовать результаты анализа предшествующих фрагментов записи ЭКС для обработки текущего фрагмента.

Для выявления повторяющихся закономерностей в поведении ритма сердца предлагается использовать подход, состоящий из следующих шагов.

На первом шаге из  $M$  временных интервалов  $T_{R-R_j}$  между характерными точками соседних КК мониторограммы формируются векторы

$$\mathbf{T}_{R-R_j} = \{T_{R-R_j} \quad T_{R-R_{j+1}} \quad \dots \quad T_{R-R_{j+M-1}}\},$$

отражающие поведение ритма на соответствующем фрагменте ЭКС (рис. 2).

На втором шаге для устранения влияния ЧСС выполняется нормировка на длительность фрагмента ЭКС  $T_{R-R_\Sigma} = \sum_{i=1}^M T_{R-R_{j+i-1}}$ :

$$\mathbf{T}_{R-R_{ij}} = \{T_{R-R_{ij}} \quad T_{R-R_{ij(j+1)}} \quad \dots \quad T_{R-R_{ij(j+M-1)}}\},$$

где  $T_{R-R_{ij}} = T_{R-R_j} / T_{R-R_\Sigma}$ .

На заключительном, третьем, шаге сформированные векторы  $\mathbf{T}_{R-R_{ij}}$  объединяются в группы близких структур ритма с последующим формированием эталонного вектора для каждой группы. Степень близости между векторами определяется на основании максимально допустимого отклонения элементов векторов. Таким образом, анализируемый вектор присваивается группе, если максимальное значение относительного отклонения элементов данного вектора от элементов опорного вектора (определенного на предыдущем шаге или заранее)  $T_{R-R_{опт}}$  не превышает заданных порогов  $l_{R-R_{пор1}}, l_{R-R_{пор2}}$ :

$$l_{R-R_{пор1}} \leq \max_{i=1, \dots, M} \left\{ \frac{T_{R-R_{ij(j+i-1)}}}{T_{R-R_{опт}}} \right\} \leq l_{R-R_{пор2}}, \quad (1)$$

При выполнении условия (1) опорный вектор  $T_{R-R_{опт}}$  уточняется усреднением элементов векторов, входящих в данную группу.

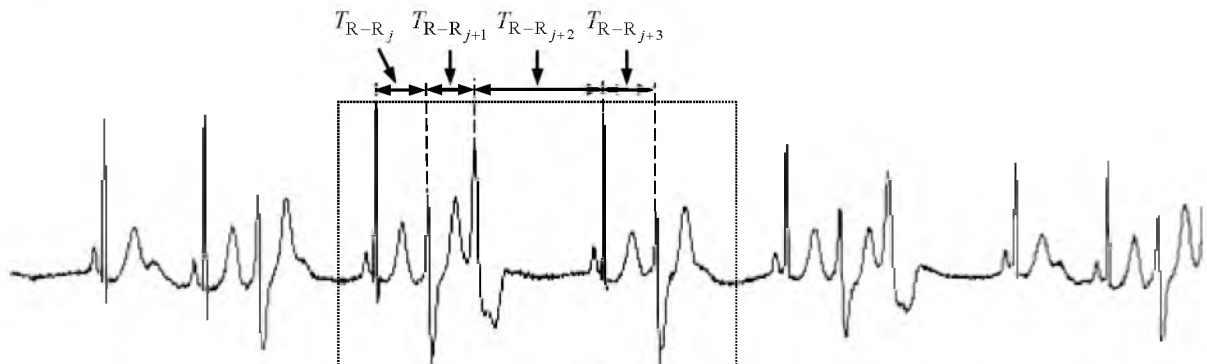


Рис. 2

Таблица 1

Тип записи	Номер записи											
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
	Количество											
N	2524	1507	1542	1743	1586	2423	2640	3193	2081	2030	1686	2230
V	41	520	444	826	992	194	220	164	64	396	362	830
A	0	0	0	30	0	0	25	3	7	0	3	7
Всего	2565	2027	1986	2600	2578	2614	2885	3360	2152	2426	2051	3067

Таблица 2

Параметр	Номер записи											
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
	Значение											
$M$	4											
$N_{\Sigma}$	33	92	52	180	183	262	94	76	184	288	136	153
$N_{1+}$	17	74	33	118	123	148	54	44	133	202	86	100
max	2320	829	550	530	221	594	1911	2669	268	128	672	369
$M$	5											
$N_{\Sigma}$	45	181	85	375	398	552	159	117	454	677	262	282
$N_{1+}$	21	127	59	207	232	255	74	61	278	370	138	160
max	2273	760	456	395	140	327	1746	2467	138	57	477	268
$\lambda$	1.24	1.72	1.79	1.75	1.87	1.72	1.37	1.39	2.09	1.83	1.60	1.6

На основании рассмотренного подхода были исследованы на предмет выявления устойчивых закономерностей структуры ритма 12 получасовых записей ЭКС из международной базы данных MIT-BIH Arrhythmia Database [9], содержащих значительное количество экстрасистол. Записи содержали нормальные кардиокомплексы (тип N), желудочковые экстрасистолы (тип V) и предсердные экстрасистолы (тип A). Характеристика записей дана в табл. 1. Для каждой записи была доступна информация о типе КК и о моменте его появления.

В табл. 2 представлены результаты определения устойчивых структур ритма  $T_{R-R_{ij}}$  для последовательностей из четырех ( $M = 4$ ) и пяти ( $M = 5$ ) соседних КК при порогах  $I_{R-R_{пор1}} = 0.9$  и  $I_{R-R_{пор2}} = 1.1$ . Здесь  $N_{\Sigma}$  – общее количество групп, полученных в результате сортировки;  $N_{1+}$  – количество групп с более чем одним элементом; max – максимальное количество элементов в группе;  $\lambda$  – относительное изменение числа групп с количеством элементов более одного при переходе от  $M = 4$  к  $M = 5$ .

Из табл. 2 следует, что в результате сортировки формируется набор индивидуальных прототипов поведения ритма человека, что позволяет использовать представленную информацию для предсказания местоположения КК, следующего за данной ритмической структурой.

В качестве примера на рис. 3 приведен полигон частоты  $P$  проявления различных нормированных

расстояний до пятого КК  $T_{R-R_{n(j+4)}}$  относительно устойчивой структуры, состоящей из четырех КК. Из полигона видно, что возможное местоположение пятого КК находится в двух выраженных областях, содержащих ненулевые значения частоты, что может быть использовано для предсказания его предполагаемого положения. Кроме того, в большинстве случаев КК из разных областей полигона различаются и по типу, например норма (рис. 3, 2) (пример – рис. 4, б) и желудочковая экстрасистола (рис. 3, 1) (пример – рис. 4, а).

На основании рассмотренного подхода на этапе предварительного обследования могут быть выявлены наиболее опасные для данного пациента изменения структуры ритма, фиксируемые индивидуальными носимыми системами тревожной сигнализации, свидетельствующие о наступлении жизнеугрожающих аритмий, закладываемые в основу алгоритма обнаружения КК.

Фундаментальной основой построения алгоритмов выделения полезной информации из на-

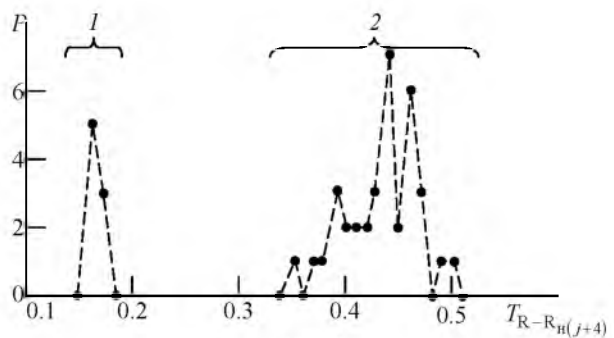
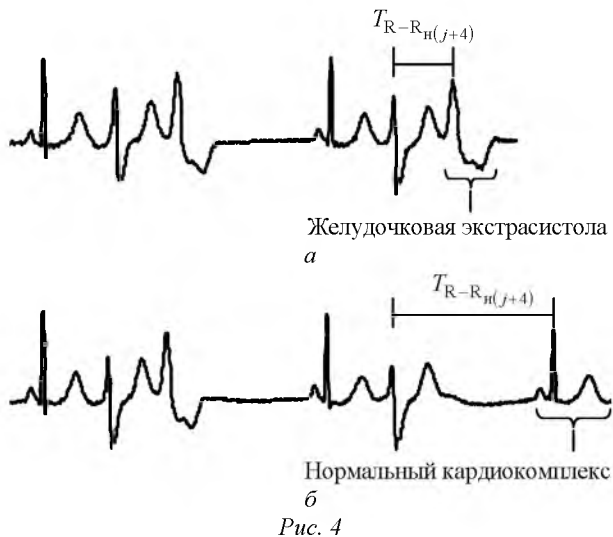


Рис. 3



блюдаемых ЭКС является отказ на первичном этапе сортировки от решения задачи окончательной классификации КК. Поэтому в качестве инструмента сравнения КК (выявления сходной структуры) предполагается использовать корреляционный алгоритм группировки максимально близких по форме КК из всей записи ЭКС, используя опорные сигналы, наиболее близкие к форме КК конкретного индивидуума, с их одновременным накоплением. По мере накопления КК сигнал приближается к типичному для данной группы КК [10].

После кластеризации КК по типам становится возможной дальнейшая классификация внутри кластера на основе иных подходов и алгоритмов.

Многие патологии проявляются на ЭКГ в виде изменения как формы КК, так и ритмической структуры сердца (как было показано ранее). Между тем, коэффициент корреляции позволяет судить лишь о совпадении формы сигналов, но не их энергий. Чтобы не накапливать сигналы, амплитуды которых значительно различаются, используется дополнительный критерий сортировки – значение энергии КК [10].

Таким образом, для задачи обнаружения и последующего накопления идентичных КК вне зависимости от их морфологии выбираются следующие отличительные признаки: коэффициент взаимной корреляции, энергия КК, ритмическая структура ЭКС.

Суть подхода заключается в том, что как на этапе предварительного обследования пациента, так и на основе анализа предыдущего фрагмента записи становится возможным формировать банк прототипов, соответствующих нормальным КК, желудочковым экстрасистолам и т. д., с одновременной их привязкой к ритмической структуре. При поступлении новых данных (последующем анализе ЭКГ) указанный банк может либо пополняться новыми

прототипами и ритмическими структурами, либо имеющиеся прототипы уточняются весовым усреднением прототипа и обнаруженного КК (накоплением КК, сопоставимого с прототипом).

На основе представленных результатов сформирована структурная схема алгоритма обнаружения и сортировки ЭКС (рис. 5). На первом этапе для уменьшения чувствительности процедуры сортировки к случайным отклонениям ЭКС, вызванным миографической помехой, на основании представленного в [11] подхода выполняется аппроксимация ЭКС. После ослабления влияния миографической помехи с помощью медианного фильтра устраняется дрейф изоэлектрической линии.

Информация о текущей ЧСС и форме КК с их одновременной привязкой к наблюдаемым ритмическим структурам, встречаемым у конкретного индивидуума, позволяет относительно точно локализовать последнее обнаруженное КК (например, R-зубца) определить (предсказать) местоположения и формы последующих КК в зависимости от вероятности их появления (одному и тому же местоположению КК может соответствовать несколько различных прототипов и наоборот (рис. 4)), что позволяет фактически сгенерировать ранжированный набор опорных сигналов с сопоставимой ЧСС.

Значение выборочного коэффициента корреляции опорного сигнала и фрагмента наблюдаемой реализации (местоположение которого оценено) подтверждает или опровергает гипотезу о присутствии в реализации данного типа КК. Последовательный расчет значений выборочного коэффициента корреляции останавливается при первом превышении им заданного порога. При этом фрагмент ЭКС принимается за КК, а соответствующий прототип уточняется весовым усреднением с наблюдаемым фрагментом (см. далее). При необходимости реализуется процедура допоиска, позволяющая определить фрагмент реализации, характеризующийся максимальным коэффициентом корреляции.

Описанный способ детекции КК с их одновременным накоплением и кластеризацией имеет ряд ограничений, которые могут нарушить функционирование оборудования:

- при появлении ранее не встречавшейся ритмической структуры, в том числе из-за аномальных ошибок разметки предшествующего фрагмента ЭКС или, например, при первом появлении вставочных экстрасистол;

- при отсутствии корреляции между предполагаемым прототипом и фрагментом наблюдаемой реализации из-за появления нового типа КК.

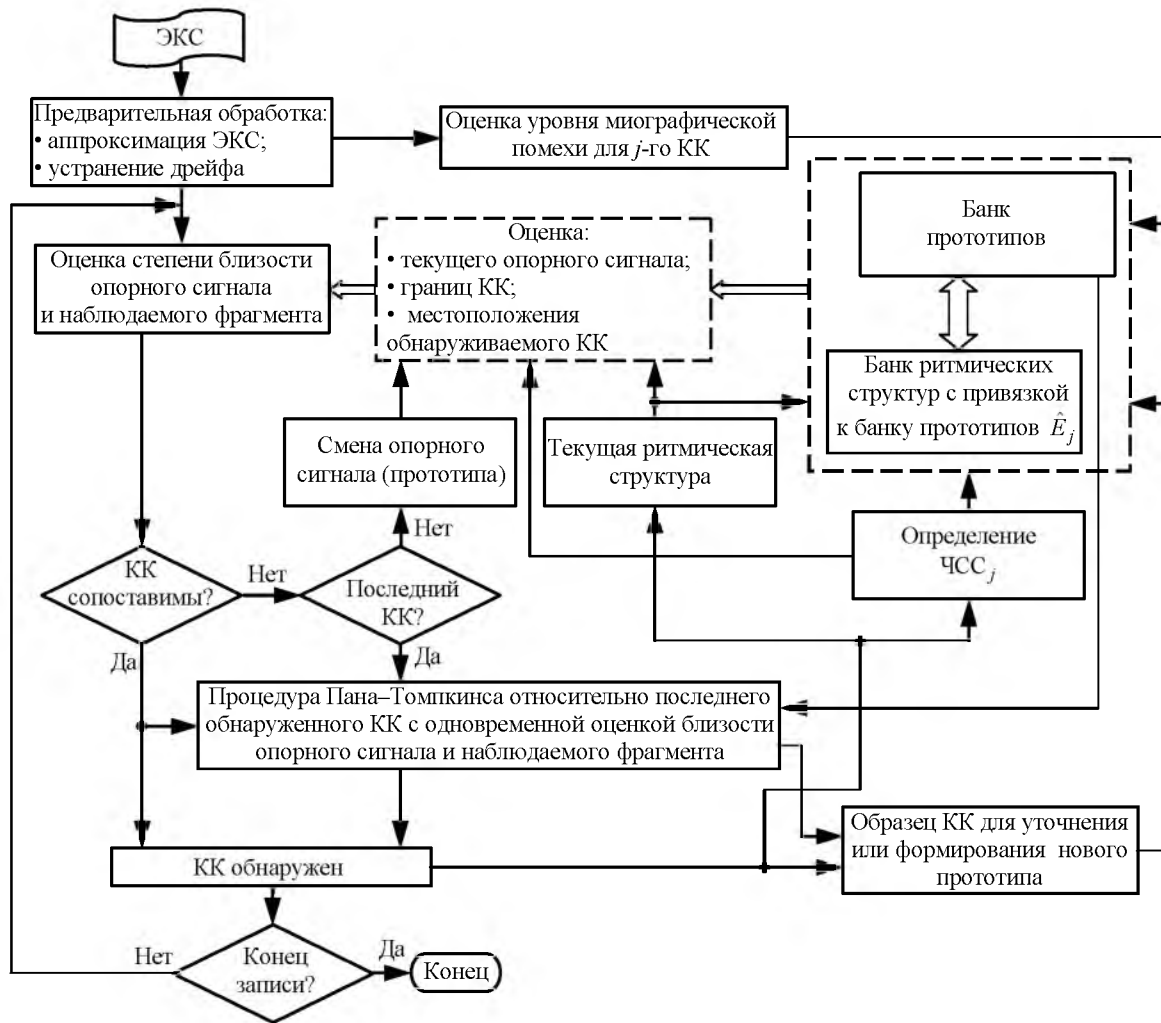


Рис. 5

Для преодоления указанных ограничений необходимо использовать дополнительную процедуру обнаружения КК, которая строится на оценке его возможного местоположения на основе алгоритмов, не привязанных к форме КК конкретного индивидуума (например, алгоритм Пана–Томпкинса), с последующим последовательным расчетом выборочных коэффициентов корреляции фрагмента наблюдаемой реализации (местоположение которого оценено) и ранжированными по частоте фиксации прототипами с сопоставимой ЧСС. Последовательный расчет останавливается при превышении значением выборочного коэффициента корреляции заданного порога с последующим занесением в базу новой ритмической структуры и прототипа, уточненного весовым усреднением с наблюдаемым фрагментом.

Если же добиться превышения порога значением коэффициента корреляции не удалось, фрагмент ЭКС и соответствующая ритмическая структура заносятся в базу как новый прототип и связанная с ним ритмическая структура.

Кроме того, даже если КК обнаружен на первом этапе, указанную дополнительную процедуру обнаружения КК необходимо применить и для интервала между вновь обнаруженным и предыдущим КК (если длительность данного интервала не менее заранее установленного значения), что позволяет выявлять ранее не встречаемые ритмические структуры, например появление вставочных экстрасистол.

В процессе медицинских исследований было установлено, что при увеличении ЧСС количество ритмических структур существенно уменьшается, что связано с сокращением интервалов между соседними КК. В данном случае алгоритм функционирует практически без применения дополнительной процедуры обнаружения.

Таким образом, при рассмотренном подходе большинство КК обнаруживаются методом, близким к согласованной фильтрации, с одновременной сортировкой и накоплением КК.

Кроме того, рассмотренный метод обладает важным свойством: не требует предварительной

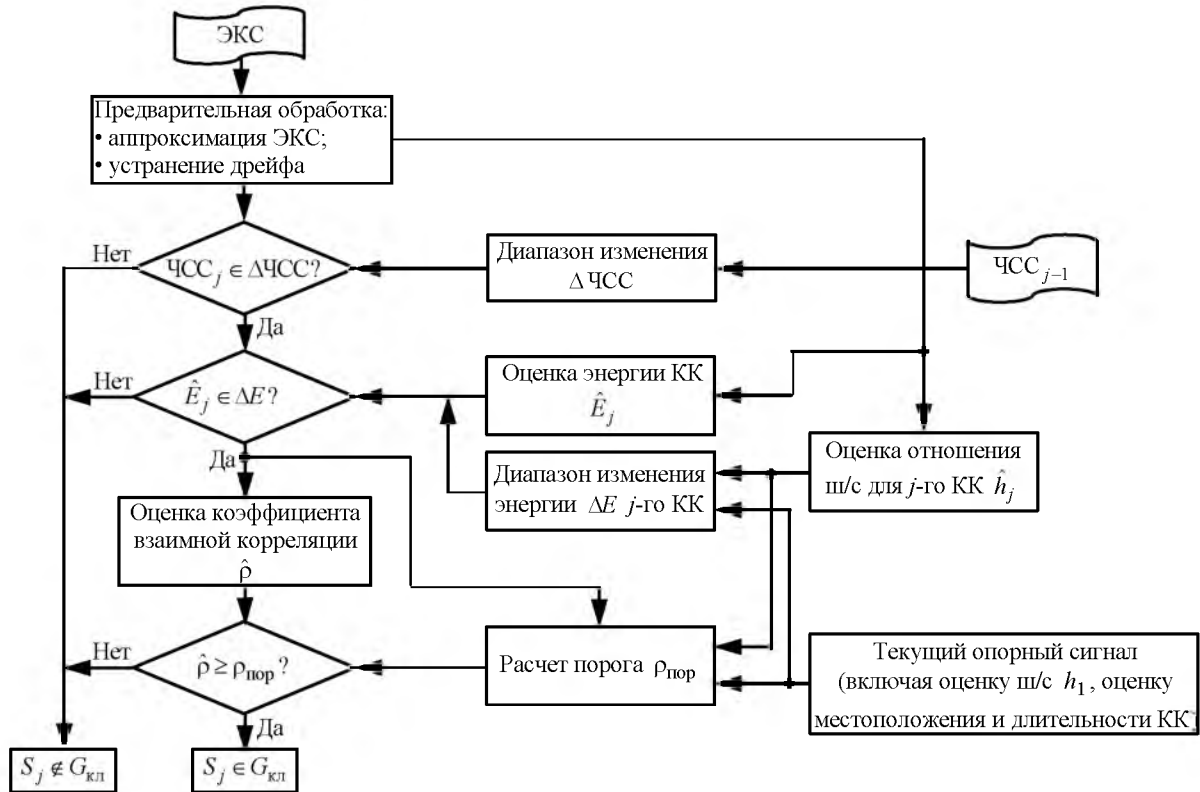


Рис. 6

классификации по типу КК (норма, экстрасистола и т. д.) и позволяет учитывать индивидуальные особенности ЭКС конкретного индивидуума.

Необходимо заметить, что количество элементов в ритмической структуре следует выбирать на основании требований, связанных с качеством оценки местоположения и количеством типов возможных КК. В результате экспериментов установлено, что ритмические структуры, сформированные из четырех КК, обладают требуемыми свойствами (см. табл. 1).

Оценка близости опорного сигнала и наблюдаемого фрагмента ЭКГ осуществляется на основании процедуры, состоящей из следующих шагов (рис. 6):

1. Для последнего обнаруженного ( $j - 1$ )-го КК рассчитывается ЧСС $_{j-1}$ :

$$\text{ЧСС}_{j-1} = 1/\bar{T}_{R-R_{j-1}},$$

где

$$\bar{T}_{R-R_{j-1}} = \frac{1}{N} \sum_{i=-N+1}^0 T_{R-R_{j+i-1}}$$

( $N$  – число усредняемых интервалов между КК).

2. Границы области предполагаемого нахождения КК:

$$T_{\text{лев}_j} = 0.2\sqrt{\bar{T}_{R-R_{j-1}}}; \quad T_{\text{пр}_j} = 0.4\sqrt{\bar{T}_{R-R_{j-1}}}$$

определяются на основании эмпирических выражений до и после местоположения точки синхронизации (R-зубца).

3. Длительность опорного сигнала

$$T_{\text{КК}_j} = T_{\text{пр}_j} - T_{\text{лев}_j}.$$

4. Определяется диапазон значений:

$$\Delta \text{ЧСС} \in [0.95 \text{ЧСС}_{j-1}, 1.05 \text{ЧСС}_{j-1}],$$

причем диапазон, равный 0.1, выбран на основании диапазона изменения нормального ритма сердца человека, в котором может лежать значение ЧСС опорного сигнала<sup>1</sup>, что позволяет сгруппировать КК сопоставимой длительности.

5. Для каждой области предполагаемого нахождения  $j$ -го КК выполняются:

- оценка уровня миографической помехи  $\hat{\sigma}_j$ ;
- оценка энергии сигнала  $\hat{E}_j$ ;
- оценка отношения шум/сигнал  $\hat{h}_j$ .

6. Определяется диапазон допустимых значений энергии  $\Delta E$ , в котором может лежать  $\hat{E}_j$ :

$$\Delta E \in [E_{S_{\text{он}}} - 6E_{S_{\text{он}}}\sqrt{\hat{h}_j}, E_{S_{\text{он}}} + 6E_{S_{\text{он}}}\sqrt{\hat{h}_j}],$$

где  $E_{S_{\text{он}}}$  – энергия опорного КК.

<sup>1</sup> ЧСС $_{S_{\text{он}}}$  – ЧСС начального КК при формировании прототипа.

7. Определяется пороговое значение  $\rho_{\text{пор}}$ , с которым сравнивается выборочный коэффициент корреляции  $\hat{\rho}_j$ . Выбор  $\rho_{\text{пор}}$  опирается на предположение о том, что при использовании в качестве метрики коэффициента взаимной корреляции для КК, значительно отличающихся (по форме) друг от друга, область значений  $\hat{\rho}_j$  практически не будет перекрываться с областью значений  $\hat{\rho}_j$  при сравнении близких (или идентичных) КК даже при наличии помех. Наличие шума приводит к смещению оценки и области значений  $\hat{\rho}_j$ , причем при сравнении как идентичных КК, так и КК, отличающихся по форме [12].

Для практической реализации рассмотренных методов разработано аппаратно-программное обеспечение, позволяющее осуществлять съем и обработку ЭКС.

На рис. 7 представлено диалоговое окно программного модуля, графически отображающее сравниваемые ЭКС, а также показывающее значения полученных параметров:

- ЧСС – ЧСС, соответствующая группе усредненных КК.
- Число накоплений – число накопленных кардиокомплексов в группе.

- Номер – порядковый номер накопленной группы КК (номер прототипа).

- Группы – число прототипов (групп КК), полученных в результате сортировки.

- >1, >5, >10, >30 – количество групп с числом усредненных КК больше 1, 5, 10 и 30 соответственно.

Врачу предоставляются основные параметры усредненного КК (рис. 7, 1). Он может выбирать и просматривать получившиеся в результате сортировки прототипы в области 2 и определять их тип (при нажатии кнопки "Нормальные КК" данный прототип соотносится с типом "норма"). Для удобства визуального анализа на экран выводятся фрагменты мониторограммы в сравнении с КК, входящими в данный прототип (область 3). На основании прототипов, соответствующих типу "норма", формируются единые эталонные сигналы и осуществляется их разметка (область 4).

Управление процессом ведется с помощью кнопок управления:

- Пред – переход для просмотра предыдущего прототипа.
- След – переход к просмотру следующего прототипа.
- >0, >1, >5, >10, >30 – просмотр прототипов только с определенным минимальным количеством

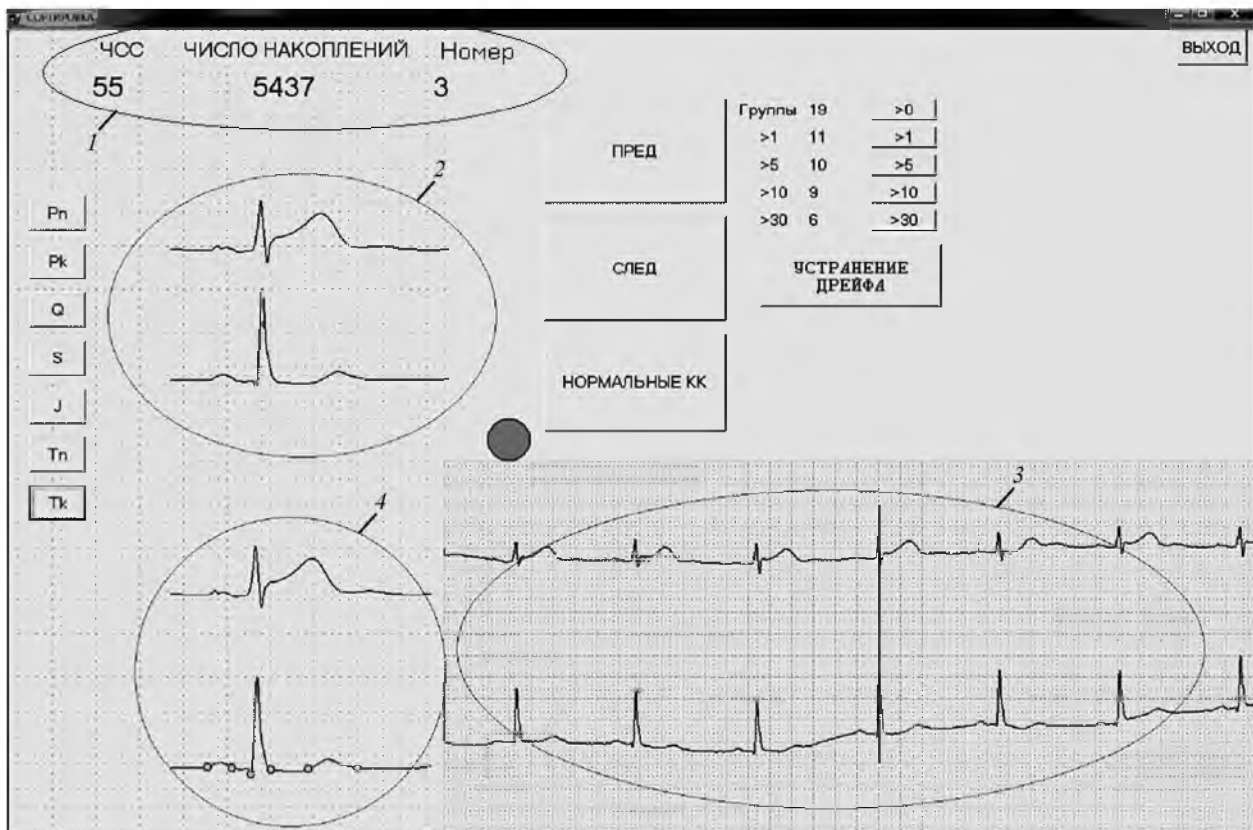


Рис. 7



усредняемых КК (например, при анализе эпизодов ишемии, развивающихся на интервале времени от 30 с, допустимо отказаться от анализа групп, сформированных из одного наблюдаемого КК).

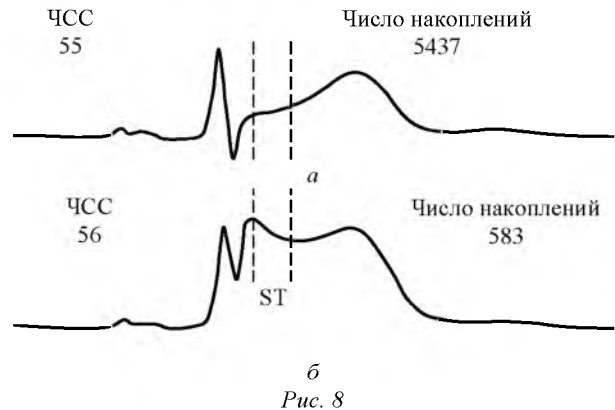
Оператор вручную может корректировать положения характерных точек, указывая их с помощью манипулятора и фиксируя кнопками управления Pn, Pk, Q, S, J, Tn, Tk.

Проведенный анализ алгоритма сортировки КК выявил принципиальную возможность такой обработки.

Установлено, что рассмотренный подход позволяет разделить КК по их типам. В результате кластеризации получается небольшое количество групп. Так, для получасовых мониторограмм, содержащих значительное количество экстрасистол, количество групп, получаемых в результате сортировки, сформированных из более чем 30 нормальных КК, варьировалось от 3 до 16, причем в данных группах аккумулировалось подавляющее большинство КК (некоторые группы содержали до 60 % КК, присутствующих во всей записи). Необходимо отметить, что данные выводы справедливы и при сортировке КК в более длительных записях ЭКС.

Визуальный анализ прототипов показал, что попадание в группу нетипичных КК практически не искажает форму усредненного КК ввиду того, что использование коэффициента взаимной корреляции как критерия сортировки не приводит к накоплению КК, значительно отличающихся по функциональному виду.

В результате сортировки некоторые группы содержали всего один КК. Указанные КК были значительно повреждены (в основном, искажения ЭКС связаны с потерей контакта на границе "кожа – электрод" во время регистрации ЭКГ) и не пригодны для большинства задач диагностики, например для задачи выявления эпизодов ишемии, что позволяет исключить их из рассмотрения.



В некоторых случаях анализ прототипов позволяет без дополнительных исследований установить диагноз. В качестве примера на рис. 8 приведены прототипы, соответствующие близким ЧСС, однако существенно различающиеся по форме сегмента ST. Из рис. 8, б отчетливо видно, что определилась ишемическая элевация сегмента ST. Также на основании анализа прототипов становится возможным определить начальное смещение уровня сегментов ST и PQ, что является важной информацией для постановки правильного диагноза о наличии ИБС.

Таким образом, результаты испытания алгоритмов продемонстрировали принципиальную возможность применения рассмотренных методов сортировки КК, что позволяет значительно сократить время, затрачиваемое на анализ мониторограммы, и уменьшить влияние квалификации врача на постановку диагноза. Кроме того, рассмотренные подходы предусматривают архивирование информации о состоянии ССС, сохраняя как запись целиком, так и результаты сортировки мониторограммы, что позволяет при последующем анализе оперативно оценивать динамику изменения работы ССС по изменениям прототипов КК.

## Список литературы

1. Юлдашев З. М. Многоуровневая пространственно-распределенная система ликвидации медико-санитарных последствий чрезвычайных ситуаций // Информационно-управляющие системы. 2014. № 1. С. 43–47.
2. Пустозеров Е. А., Юлдашев З. М. Система mhealth для информационной поддержки больного сахарным диабетом // Биотехносфера. 2013. № 1(25). С. 39–44.
3. Красичков А. С. Мобильная система тревожной сигнализации для больных ишемической болезнью сердца // Биотехносфера. 2015. № 5(41). С. 80–85.
4. Красичков А. С. Метод построения индивидуальных алгоритмов для мониторинговых устройств с

выработкой сигнала тревоги пациенту с ишемической болезнью сердца // Биомедицинская радиоэлектроника. 2011. № 5. С. 12–17.

5. Красичков А. С. Алгоритм индивидуального мониторинга кардиосигнала пациента с ишемической болезнью сердца // Изв. вузов России. Радиоэлектроника. 2011. Вып. 1. С. 50–62.

6. Исследование индивидуального алгоритма мониторинга кардиосигнала пациента с ишемической болезнью сердца / А. С. Красичков, Е. М. Нифонтов, Е. В. Фролова, Д. Р. Яруллина // Биомедицинская радиоэлектроника. 2012. № 1. С. 49–52.

7. Красичков А. С. Анализ статистических закономерностей ЭКГ // Биомедицинская радиоэлектроника. 2011. № 5. С. 18–23.

8. Красичков А. С., Киреев И. С., Нифонтов Е. М. Определение индивидуальной зависимости между временными параметрами электрокардиограммы // Вестн. аритмологии. 2004. № 35. С. 33.

9. <http://www.physionet.org/physiobank/database/mitdb> (Дата посещения 13.04.2016).

10. Красичков А. С., Нифонтов Е. М., Иванов В. С. Алгоритм сортировки кардиокомплексов для анализа

длительных записей электрокардиосигнала // Биомедицинская радиоэлектроника. 2011. № 11. С. 24–28.

11. Красичков А. С. Метод предварительной обработки электрокардиосигнала для задачи сортировки кардиокомплексов при длительном мониторинговании // Биотехносфера. 2012. № 3–4(21–22). С. 105–109.

12. Красичков А. С., Григорьев Е. Б., Нифонтов Е. М. Влияние миографической помехи и дрейфа изоэлектрической линии на коэффициент корреляции при классификации кардиокомплексов // Медицинская техника. 2015. № 4(292). С. 23–27.

A. S. Krasichkov

Saint Petersburg Electrotechnical University "LETI"

## Design principles and basic algorithmic support of remote health monitoring systems for cardiovascular patients

*Construction principles of remote health monitoring systems for cardiovascular patients are presented. Basic algorithmic support of the system that allows carrying out detection and sorting of cardiocomplexes with simultaneous accumulation of identical cardiocomplexes is determined.*

Electro cardio signal, medical alert system, R wave detection, rhythmic structure, cardiocomplexes accumulation

Статья поступила в редакцию 1 апреля 2016 г.

УДК 620.183.6

Н. Н. Потрахов, В. Б. Бессонов, В. О. Косов, А. Ю. Грязнов, К. К. Жамова  
Санкт-Петербургский государственный электротехнический  
университет "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина)  
А. А. Подымский  
ЗАО "Светлана-Рентген" (Санкт-Петербург)

## Способ оценки качества точечного сварного соединения<sup>1</sup>

*Разработан способ оценки качества точечного сварного соединения сборок листов высокопрочных нержавеющей сталей. Описана рентгенооптическая схема съемки сварной точки. Предложен алгоритм определения глубины залегания литого ядра сварной точки.*

### Оценка качества, рентгенодиагностика, точечное сварное соединение

В современном промышленном производстве, например в судостроении, большое внимание уделяется неразрушающему контролю качества соединений в сборках листов высокопрочных нержавеющей сталей, выполненных контактной точечной электросваркой (ТЭС) [1], [2]. Процесс контроля осложняется тем, что диагностироваться должна каждая сварная точка сборки, число которых при стандартных размерах металлического листа может составлять до 1000 шт.

**Материалы и методы.** Схематично изображение точечного сварного соединения двух листов металла представлено на рис. 1 ( $d$  – диаметр литого ядра;  $a_1$ ,  $a_2$  – глубина проплавления;  $c$  – глубина вмятины;  $\delta_1$ ,  $\delta_2$  – толщина металлических листов).

Задача контроля точечного сварного соединения заключается:

– в определении наличия литого ядра (проплавления);

<sup>1</sup> Работа выполнена при финансовой поддержке Российского научного фонда в рамках проекта № 15-19-00259 по теме "Создание портативной установки для микрофокусной рентгенографии с целью оперативного контроля микроструктуры, физико-химических свойств и определения остаточного ресурса авиационных деталей и узлов из полимерных композиционных материалов".