

Индикатор аритмии—прибор для обнаружения угрожающих состояний

Важнейшим информативным показателем состояния сердечно-сосудистой системы является ритм работы сердца [1—7]. Различные нарушения сердечного ритма и функций проводящей системы обнаруживаются у 80% инфарктом миокарда [1]. Нарушения ритма обнаруживаются у 64,9% этих больных. Наиболее часто [6] встречаются такие нарушения, как синусовая тахикардия — 24,3%, экстрасистолия — 21,5, мерцательная аритмия — 12,9, синусовая брадикардия — 5,2, синусовая аритмия — 6,3%.

Нарушения ритма при инфаркте миокарда ухудшают прогноз. Летальность при нарушениях ритма составляет 26,3%, без нарушений — 6,6% [1].

В соответствии с этим разработанный авторами индикатор аритмии¹ для применения в установке дистанционного контроля состояния тяжелобольных предназначается для наиболее своевременной сигнализации о наступлении синусовой тахикардии, экстрасистолии и мерцательной аритмии.

Синусовая тахикардия может быть обнаружена по средней частоте сердечных сокращений. По данным работы [7], частота сердечных сокращений при синусовой тахикардии составляет 100—160 сокращений в 1 мин. Следовательно, прибор для обнаружения угрожающих состояний должен содержать пороговое устройство с устанавливаемым врачом значением порога тахикардии, при превышении которого должен подаваться сигнал тревоги.

Для распознавания экстрасистолии и мерцательной аритмии необходим анализ мгновенных значений RR-интервалов. Вопрос выбора алгоритма для анализа мгновенных значений RR-интервалов в настоящее время не имеет общепринятого решения. Существующие методы анализа ритма либо предельно упрощены и малоэффективны, либо громоздки и мало пригодны для использования в широкодоступных мониторинговых системах.

Авторами статьи предложен метод оценки ритмичности работы сердца по отношению величин разности длительностей текущего и среднего интервалов к среднему интервалу, то есть

$$\delta RR = \frac{RR_i - RR_{cp}}{RR_{cp}},$$

где

$$RR_{cp} = \frac{RR_i + RR_{i-1} + RR_{i-2} + \dots + RR_{i-n}}{n + 1}.$$

Данный метод позволяет выявлять неритмичность на фоне функциональных измерений ритма. Достоинствами этого метода является также и то, что при одиночном аритмичном интервале фиксируется все-

¹ «Сигнализатор аритмий», защищенный авторским свидетельством № 458313 с приоритетом от 22 мая 1973 г., выданным на имя Балуашвили И. Г., Катонина Е. Л., Пасичника Т. В., Шермана А. М. Бюллетень «Открытия, изобретения, промышленные образцы, товарные знаки», 1975, № 4.

го одна отметка аритмии, что исключает ошибки в определении интенсивности аритмий.

Структурная схема прибора, предназначенного для реализации предложенного авторами метода, представлена на рис. 1.

Электрокардиосигнал поступает на селектор R-зубца. Синхроимпульсы с выхода селектора в ответ на каждый R-импульс подаются на преобразователь частоты f в напряжение U_{fR} , выходное напряжение которого прямо пропорционально частоте сердечных сокращений, то есть

$$U_{fR} = K_1 \cdot f_{\text{ср.}R}$$

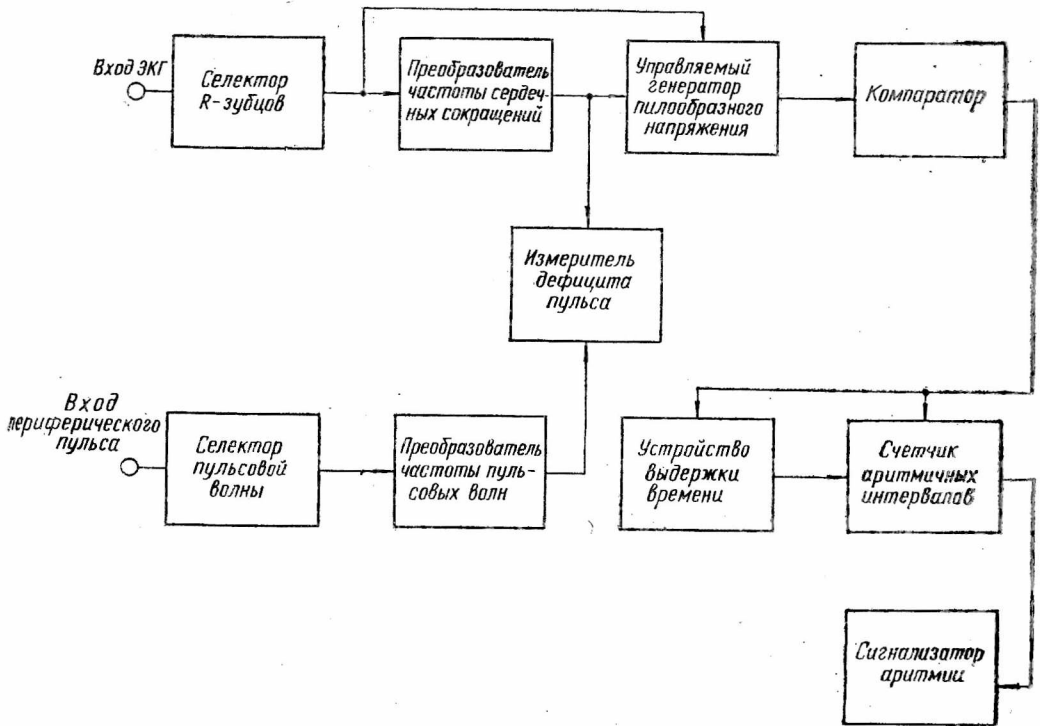


Рис. 1. Структурная схема индикатора аритмии

Выходное напряжение преобразователя частоты сердечных сокращений управляет зарядным током генератора пилообразного напряжения (ГПН) таким образом, что зарядный ток прямо пропорционален выходному напряжению преобразователя:

$$I_3 = K_2 \cdot U_{fR} = K_1 K_2 \cdot f_{\text{ср.}R}$$

Напряжение на выходе ГПН (рис. 2)

$$U_n = \frac{I_3 \cdot t_3}{C},$$

где t_3 — время заряда конденсатора, равное длительности интервала RR;
 C — зарядная емкость ГПН.

Подставив в последнее равенство значение I_3 , получим

$$U_n = \frac{K_1 \cdot K_2 \cdot f_{\text{ср.}R} \cdot t_3}{C}$$

При постоянной частоте сердечных сокращений

$$t_3 = \frac{1}{f_{\text{ср.}R}}$$

амплитуда выходного напряжения ГПН также постоянна:

$$U_{\text{н}} = \frac{K_1 \cdot K_2}{C} = \text{const.}$$

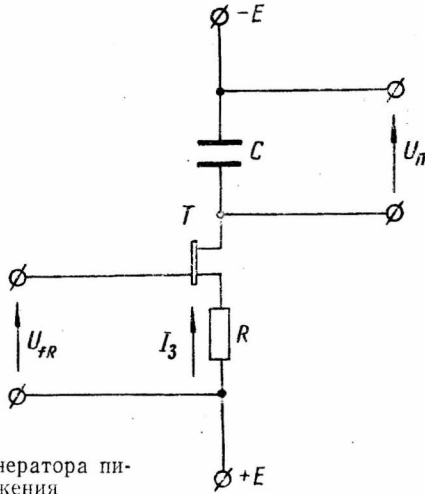


Рис. 2. Зарядная цепь генератора пилообразного напряжения

При наличии аритмии $t_3 \neq \frac{1}{f_{\text{ср.}R}}$; $t_3 = \frac{1}{f_{\text{ср.}R}} + \Delta t$,

$$U_{\text{н}} = \frac{K_1 \cdot K_2 \cdot f_{\text{ср.}R} \left(\frac{1}{f_{\text{ср.}R}} + \Delta t \right)}{C} = \frac{K_1 K_2}{C} \left(1 + \frac{\Delta t}{T_{\text{ср}}} \right),$$

где $T_{\text{ср}} = \frac{1}{f_{\text{ср.}R}}$ — длительность среднего интервала RR.

Следовательно, при наличии аритмичного интервала RR амплитуда выходного напряжения ГПН отличается от номинальной на величину, пропорциональную относительному приращению $\frac{\Delta t}{T_{\text{ср}}}$. Когда относительное приращение δRR больше заданной в компараторе величины, на выходе компаратора генерируются импульсы, первый из которых запускает устройство выдержки времени и одновременно записывается в счетчике. При достижении определенного количества интервалов за заданный устройством выдержки промежутков времени (интенсивность аритмий) на выходе счетчика вырабатывается импульс, который запускает сигнализатор.

Так как по величине мгновенных отклонений интервалов RR от нормы нельзя в достаточной мере надежно судить о наличии мерцательной аритмии, в состав устройства для автоматического обнаружения угрожающих состояний был включен сигнализатор дефицита пульса. Дефицит пульса обычно сопутствует мерцательной аритмии, и этот критерий был заложен в схему прибора. Работа измерителя дефицита пульса следующим образом: сигнал периферического пульса поступает на селектор пульсовой волны (см. рис. 2), частота выходных импульсов которого преобразуется в напряжение преобразователем. Выходное напряжение преобразователя частоты пульсовой волны

$$U_{f\text{н}} = K_3 \cdot f_{\text{ср.п}}$$

где $f_{\text{ср.п}}$ — средняя частота пульсовых волн.

Разность выходных напряжений преобразователей измеряется вольтметром. Эта разность будет такой:

$$U_{fR} - U_{fп} = K_1 \cdot f_{\text{ср.Р}} - K_3 \cdot f_{\text{ср.п}},$$

где $f_{\text{ср.Р}}$ — средняя частота сердечных сокращений.

При $K_1 = K_3 = K$, что легко реализуемо,

$$U_{fR} - U_{fп} = K (f_{\text{ср.Р}} - f_{\text{ср.п}}).$$

Следовательно, показания вольтметра пропорциональны разности частот сердечных сокращений и пульсовых волн. Таким образом, осуществляется измерение дефицита пульса.

Описанный прибор проходил клинические испытания во Львовском государственном медицинском институте. Прибор испытывался совместно с кардиоскопом и ритмовазометром монитора ДКС4Т-01. С помощью приборов осуществлялось непрерывное наблюдение ЭКГ, частоты сердечных сокращений, ритмичности и дефицита пульса.

Индикатор аритмии испытывался на больных инфарктом миокарда и 6 больных после кардиохирургического вмешательства.

У 10 больных наблюдались нарушения ритма — экстрасистолия, тахикардия, мерцательная аритмия. Прибор однозначно индицировал аритмичные интервалы и экстрасистолы. При компенсированных экстрасистолах каждая экстрасистола индицировалась дважды. У 4 больных интенсивность аритмий была больше порога прибора (более 12 в 1 мин).

Однако измерение дефицита пульса оказалось затруднительным у этих больных из-за слабого пульса, движений пациентов, вмешательства обслуживающего персонала и недостаточной чувствительности ушного датчика пульса, в связи с чем от контроля частоты периферического пульса пришлось отказаться.

Выводы

1. Предложен метод оценки аритмии на фоне функциональных вариаций ритма, обладающий преимуществом по сравнению с известным.

2. Разработан индикатор аритмии, реализующий этот метод. Прибор отвечает основным требованиям, предъявляемым к устройствам для обнаружения угрожающих состояний, и может применяться для автоматического контроля состояния тяжелобольных.

ЛИТЕРАТУРА

1. Алейников Л. И. [и др.]. Нарушения сердечного ритма и проводимости при инфаркте миокарда и их лечение. В сб. «Ритм сердца в норме и патологии», Вильнюс, 1970.
2. Богиня В. А., Чубунчиев Б. Х. О ритмической неоднородности инфаркта миокарда. В сб.: «Ритм сердца в норме и патологии», Вильнюс, 1970.
3. Гублер Б. В., Генкин А. А. Распознавание угрожающих состояний по изменениям частоты и ритмичности сердечных сокращений. В кн.: Математические методы анализа сердечного ритма. М., Изд-во «Наука», 1968.
4. Дехтярь Г. Я. Электрокардиография. М., Медгиз, 1951.
5. Кибарскис [и др.]. Наблюдения над больными инфарктом миокарда. В сб.: «Ритм сердца в норме и патологии», Вильнюс, 1970.
6. Лукомский П. Е. [и др.]. Реанимация при инфаркте миокарда. «Клиническая медицина», 1970, № 8.
7. Сигал А. М. Ритмы сердечной деятельности и их нарушения. М., Медгиз, 1958.