

Полученные данные о виде СА и их длительности позволяют разработать структуру квазиоптимального тракта их обнаружения, в частности, с использованием последетекторной оптимизации по длительности СА. Такие помехоустойчивые тракты могут быть реализованы для обнаружения как каждого из видов СА, так и заданной совокупности СА. При этом ухудшение помехоустойчивости тракта обнаружения нескольких видов СА по сравнению с соответствующими для каждого из видов может оказаться незначительным.

ЛИТЕРАТУРА

1. Corby J. C., Koppel B. S. — *Psychophysiology*, 1972, v. 9, p. 640—644.

Поступили 20.02.84

INVESTIGATION OF TIME AND SPECTRAL RESPONSES TO SOME ARTEFACTS AND BACKGROUND BIOELECTRIC ACTIVITIES. V. P. Ovsyanic, L. S. Kovalenko, A. N. Vovchinsky

S u m m a r y. The time responses to artefacts of the extrabrain origin are analyzed. The shape, the mean duration, and the standard deviation for the artefacts durations over several frequency ranges are established.

УДК 615.471.03:616.12-008.318-073.97

Б. М. Цукерман, А. Р. Абульханов, И. Е. Финкельштейн

АВТОМАТИЧЕСКОЕ ВЫДЕЛЕНИЕ RR-ИНТЕРВАЛОВ СИНУСОВОГО ПРОИСХОЖДЕНИЯ ИЗ РЕАЛЬНОГО ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА

Институт хирургии им. А. В. Вишневского АМН СССР, Москва

Интерес к исследованиям физиологической синусовой аритмии особенно вырос за последнее десятилетие. Оказалось, что ее выраженность и характер отражают изменения состояния человека при физической и умственной нагрузке, эмоциональном возбуждении, при гиподинамии, во время заболеваний и при многих других обстоятельствах. Это дало возможность использовать изучение синусовой аритмии в различных областях прикладной физиологии и медицины: для оценки профессиональной пригодности, скорости приобретения навыков при тренировках, тяжести выполняемого труда, оценки погрешностей анестезии во время хирургических операций, динамики состояния больных в процессе лечения и др. [3, 9]. Для количественной характеристики синусовой аритмии применяют различные методы статистической обработки последовательности *RR*-интервалов ЭКГ [3]. При всех методах обработки точность вычисляемых характеристик и достоверность получаемых оценок в значительной мере зависят от чистоты первичных данных. Ошибки появляются, если в составе обрабатываемых *RR*-интервалов оказываются интервалы несинусового происхождения. Последние могут возникать в результате как заболеваний сердца (нарушения ритма и проводимости), так и различных технических причин (помехи, погрешности автоматического распознавания элементов ЭКГ и др.). Из сказанного следует, что электрокардиосигналы, отводимые с целью изучения синусовой аритмии, перед обработкой должны быть очищены от аномальных интервалов. Для этого предложен ряд специальных алгоритмов, основанных на особенностях последовательности *RR*-интервалов ЭКГ при синусовом ритме сердца и его нарушениях. Однако разветвленная логическая структура и необходимость сравнительно большого объема машинной памяти [6, 7] затрудняют практическое использование одних алгоритмов, а чрезмерная простота других алгоритмов [4, 5] приводит к значительному проценту ошибок при диагностике реальной ЭКГ.

Задачей настоящей работы являлась разработка алгоритма очистки массива RR -интервалов от аномальных интервалов, основанного на анализе закономерностей ряда последовательных RR -интервалов, предназначенного для использования в микро-ЭВМ с небольшим объемом памяти. Алгоритм должен иметь минимальную размерность, высокую эффективность и должен характеризоваться оптимальным соотношением его логической структуры и потребностями памяти.

Важным признаком возникновения аномальности в анализируемом ряду последовательных RR -интервалов ЭКГ является нарушение характерных для синусового ритма соотношений между продолжительностью смежных интервалов. Для выявления аномального интервала необходимо как минимум знать его соотношения с предшествующим и последующим интервалами. Поэтому с целью дальнейшей классификации интервалов на синусовые и аномальные каждому RR -интервалу ставили в соответствие вектор, несущий информацию о соотношениях между RR -интервалом и двумя интервалами, смежными с ним. Для минимизации алгоритма классификации и объема необходимой памяти в настоящей работе рассматривались вектора, состоящие лишь из двух компонентов.

Таким образом, пространство признаков, в котором мы предполагали решать задачу классификации интервалов, представляло собой плоскость, в которой должны были располагаться точки, соответствующие векторам всех RR -интервалов из анализируемых нами реальных ЭКГ. Разработка решающего правила велась методами теории распознавания образов и сводилась к поиску кривой, разделяющей области, в которых сгруппированы точки, соответствующие синусовым и аномальным интервалам.

С целью выбора пространства, в котором задача разделения этих областей могла быть решена наиболее эффективно, исследовали 4 системы координат:

$$\left(\frac{RR_i}{RR_{i+1}}, \frac{RR_{i-1}}{RR_i} \right); \left[\left(1 - \frac{RR_i}{RR_{i+1}} \right)^2, \left(1 - \frac{RR_{i-1}}{RR_i} \right)^2 \right]; \\ \left(\frac{RR_3}{RR_i}, \frac{RR_3}{RR_{i+1}} \right); (RR_{i-1}, RR_i).$$

Наилучшим считали пространство, в котором области точек, соответствующих синусовым и аномальным интервалам, были наиболее компактны, а расстояние между областями — наибольшим. Сравнительная оценка эффективности разделения исследуемых классов в различных пространствах признаков осуществлялась на основании анализа суммарного распределения RR -интервалов. Заключительным этапом работы явился контроль эффективности найденного решающего правила с определением величины суммарной ошибки и ошибок 1-го и 2-го рода [1].

Материалом для выполнения работы служили 50 ЭКГ здоровых и больных людей. Продолжительность непрерывной регистрации каждой ЭКГ 2—5 мин. В большинстве ЭКГ здоровых людей с синусовым ритмом имела место синусовая аритмия, иногда резко выраженная (при глубоком дыхании у спортсменов). Нарушения ритма представлены одиночными, групповыми и вставочными экстрасистолами, аллоритмиями и выпадениями комплекса QRS различного происхождения. Всего исследован 6231 RR -интервал, среди которых 2119 аномальных. В соответствии с рекомендациями работы [8] объем обучающей выборки был меньше контрольной и составлял 2029 интервалов.

Данные обрабатывали на ЭВМ ЕС-1033 с помощью написанной на языке PL/I программы для построения областей в различных координатах, а также для построения графиков зависимостей вероятности ошибок классификации от различных значений параметров исследуемого решающего правила.

Сравнение перечисленных выше пространств признаков показало, что лучшим в соответствии с принятыми нами критериями является пространство с координатами $\left(\frac{RR_i}{RR_{i+1}}, \frac{RR_{i-1}}{RR_i} \right)$. В этом пространстве точки, соответствующие RR -интервалам синусового происхождения, довольно компактно группируются вокруг точки с координатами 1, 1; точки, соответствующие соот-



Распределение синусовых (помечены точкой) и аномальных интервалов (помечены кружком) при политопной экстрасистолии.

ношениям, в которые входят аномальные интервалы, создают области, менее компактные, но достаточно удаленные от точки 1, 1 (см. рисунок).

На рисунке видно, что распределение точек в выбранном пространстве дает основание для поиска решающего правила в классе прямоугольных областей (прямоугольных параллелепипедов) и указан вид разделяющей поверхности. При этом возможно построение решающих правил с малым числом оцениваемых параметров (2 a -параметров, где a - размерность пространства признаков). Это выгодно, так как определяет простоту решающих правил и, кроме того, удовлетворяет требованиям к ним при

малых выборках и неизвестных функциях распределения параметров в разделяемых классах [1, 2, 8].

При построении решающего правила опирались на значение критерия эмпирического риска [1] и выбирали классификатор, при котором это значение минимально. С этой целью параметров разделяющей поверхности d , c , a (см. рисунок) придавали в задаваемых пределах разные значения с шагом 0,01 и по материалам обучающей выборки строили графики эмпирической ошибки 1-го рода (γ_1), ошибки 2-го рода (γ_2) и общей ошибки (ϵ), представляющей собой байесовскую вероятность ошибки классификации. Параметры a , c , d , соответствующие минимальным значениям ϵ , γ_1 или γ_2 представлены в таблице.

Таким образом, получено решающее правило: при выполнении логического условия

$$\left(\frac{RR_i}{RR_{i+1}} > a\right) \& \left(\frac{RR_{i-1}}{RR_i} < d\right) \& \left(\frac{RR_{i-1}}{RR_1} > c\right)$$

считать RR_i -интервал синусовым, в противном случае — аномальным. Проверка эффективности данного правила на контрольной выборке показала, что значения γ_1 , γ_2 и ϵ совпали со значениями этих величин, полученных при работе с обучающей выборкой (см. таблицу). По данным контрольной выборки вычислены доверительные границы вероятности общей ошибки. Оказа-

Зависимость вероятностей ошибок классификации γ_1 , γ_2 , ϵ от параметров решающего правила a , c , d

№	γ_1	γ_2	ϵ	a	c	d
1	0,13	0,04	0,07	0,75	0,65	1,625
2	0,09	0,05	0,063	0,73	0,75	1,625
3	0,08	0,05	0,061	0,75	0,75	1,650
4	0,06	0,06	0,060	0,81	0,76	1,625
5	0,05	0,07	0,063	0,81	0,80	1,625
6	0,04	0,08	0,067	0,85	0,80	1,625
7	0,03	0,09	0,07	0,84	0,85	1,625

лось, что найденное решающее правило, несмотря на простоту, довольно эффективно: при значениях a , c , d , обуславливающих минимальную общую ошибку $\epsilon=0,06$, доверительные границы при $\beta=0,90$ лежат в пределах $0,051-0,064$. Допускавшиеся ошибки классификации относились главным образом к распознаванию паузы поздних экстрасистол и удлинённых RR -интервалов на выдохе при резко выраженной дыхательной синусовой аритмии у молодых спортсменов.

Предложенное простое решающее правило дает возможность эффективно разделять RR -интервалы ЭКГ синусового происхождения и интервалы аномальные. Оно может быть применено в простых вычислительных устройствах, работающих в режиме реального времени. В таблице приведены данные, позволяющие выбирать параметры a , c , d , решающего правила в зависимости от того, какую из видов погрешности (ϵ , γ_1 или γ_2) целесообразно минимизировать в данной конкретной задаче.

ЛИТЕРАТУРА

1. Вапник В. Н., Червоненкис А. Я. Теория распознавания образов. М., 1974.
2. Вентцель Е. С. Теория вероятностей. М., 1969.
3. Клецкин С. Э. Математический анализ ритма сердца. М., 1979.
4. Кутерман Э. М., Богданова Э. А. — В кн.: Кардиология, 1972. Каунас, 1972, с. 321—323.
5. Рыбак О. К. — В кн.: Новые методы диагностики и лечения сердечно-сосудистых заболеваний. Саратов, 1974, с. 11—15.
6. Томас Л. Дж. мл. и др. Труды института инженеров электроники и радиотехники, 1979, т. 67, № 9, с. 173—193.
7. Фирсова Г. С. — Мед. техника, 1971, № 2, с. 18—23.
8. Фукунага К. Введение в статистическую теорию распознавания образов. М., 1979.
9. Цукерман Б. М., Светухин А. М., Абульханов А. Р. — Клин. мед., 1981, № 10, с. 97—100.

Поступила 27.04.84

AN AUTOMATED EXTRACTION OF SINUSOIDAL RR-INTERVALS FROM ECG-SIGNALS. В. М. Tsukerman, А. R. Abulkhanov, I. E. Finkelshstein

S u m m a r y. A simple decisive rule for classifying RR-intervals of electrocardiograms by two types, sinusoidal and anomalous, is deduced using the theory of pattern recognition. Parameters of the decisive rule according to the minimum of the Buyess probability of the classification error are selected. The algorithm may be realized with microprocessors and used in cardiac rhythm monitors.

УДК 615.471:616-073.916

П. Е. Зеленин, В. П. Мейер

ПРОГРАММНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ СИСТЕМЫ АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ ОБРАБОТКИ РАДИОИЗОТОПНОЙ ИНФОРМАЦИИ ДЛЯ РАБОТЫ С МНОГОКАНАЛЬНЫМИ РАДИОДИАГНОСТИЧЕСКИМИ ПРИБОРАМИ

ВНИИ медицинского приборостроения, Москва

Система автоматизированной обработки радионуклидной информации (САОРИ-01) предназначена для сбора, обработки и представления информации, поступающей с гамма-камер и многоканальных радиодиагностических приборов (МРП) и ориентирована в основном на работу в радиодиагностических лабораториях крупных многопрофильных больниц и НИИ. В состав таких лабораторий, кроме гамма-камер, входит два 8-канальных прибора КПРДИ-1 для исследования легких и мозгового кровотока и один 4-канальный прибор КПРДИ-3 для исследования почек и сердца.

При работе с указанными приборами на выходе каждого из каналов регистрируется динамическая кривая в дискретном виде, которая отражает зависимость скорости счета радиоактивного препарата от времени. По этой зависимости можно судить о процессах накопления, выведения и перераспределения изотопа в исследуемом объекте.