

Литература

1. Диагностические возможности метода тепловидения в кардиологии (острый инфаркт миокарда). – Методическое пособие (под ред. академика РАН М.М. Мирошникова и др.). – СПб., 1996. – 21 с.
2. Дубынина В.П., Сельский А.Г. Возможности динамической радиотермографии дополненной фармакологической пробой (с глюкозой) в дифференциальной диагностике рака легкого и других органов. – 5-й национальный конгресс по болезням органов дыхания, Москва, 14-17 марта 1995 года, Сборник-резюме.
3. Сельский А.Г., Дубынина В.П., Плющев В.А. Применение динамического термокартирования в радиодиапазоне при дифференциальной диагностике онкологических заболеваний // Международная конференция «Радиоэлектроника в медицинской диагностике». – Москва, 17–19 октября 1995 г., Доклады.
4. Сельский А.Г., Фишер А.М., Дубынина В.П. и др. Возможности применения динамического термокартирования в радио- и инфракрасном диапазонах в онкологической клинике // Радиотехника. – 1995. – №9. – С. 85–89.
5. Ткаченко Ю.А., Голованова М.В., Овечкин А.М. Клиническая термография (обзор основных возможностей). – СПб., 1999. – 28 с.
6. Холодова Н.Б., Кузнецова Г.Д., Сельский А.Г., Пасечник В.И., Трушин В.И., Янович А.В. Радиотепловое картирование головного мозга в отдаленные сроки после лучевого воздействия // Журнал неврологии и психиатрии. – №4. – 1999. – С. 56 – 57.
7. Е.В. Петрова, Н.Б. Холодова, А.Г. Сельский, В.И. Пасечник, А.В. Янович. Динамическое исследование температурных полей головного мозга человека. - Физиология человека, 2001. – Т.27. – №1. – С. 23–30.
8. Godik E., Guljaev Yu. Functional Imaging of Human Body. – Dynamic mapping of physical E-M fields signals a breakthrough in medical diagnostics. – IEEE Engineering in Medicine and Biology, v.10, N4, December 1991, p.21-29.
9. Selsky A.G., Passechnik V.I., Kuznetsova A.G., Gabova A.V. Dynamic Radiothermometry for Examination of Brain Neurocirculatory Diseases. – 11th Nordic Meeting on Cerebrovascular Diseases and 2nd Biennial Kuopio Symposium on Ischaemic Stroke. Kuopio, Finland, August 11–14, 2001, Abstracts.

МЕТОДОЛОГИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ АВТОРЕГРЕССИОННОГО АНАЛИЗА ПРИ РЕШЕНИИ ЗАДАЧИ ПРОГНОЗИРОВАНИЯ ИСХОДОВ МЕРЦАТЕЛЬНОЙ АРИТМИИ

Ю.А. Мандрикова

Кафедра пропедевтики внутренних болезней
и клинических информационных технологий БелГУ

Сердечно-сосудистые заболевания занимают ведущее место по распространенности, темпу прироста смертности и инвалидизации населения среди других заболеваний. Наиболее тяжелым осложнением сердечных заболеваний является, легко диагностируемый клинически, синдром мерцательной аритмии. Однако прогноз полезности восстановления синусового ритма относительно возможных осложнений от этого восстановления, основанный на общеклинических подходах, относится к весьма трудным врачебным диагностическим задачам.

Это подтверждает и большой поток литературы по проблемам фибрилляции предсердий во всемирную компьютерную сеть INTERNET. Более 1,5 тысяч источников обнаружено поисковой системой Яндекс.

Решение проблемы полезности восстановления синусового ритма основанное на общеклинических критериях исследования относится к трудоемкими и малонадежным

методам в силу привнесения субъективных мотивов в критерии оценок.

Следовательно, актуальными являются поиски математических критериев и способов прогнозирования восстановления синусового ритма. Известен способ корреляционной ритмографии, позволяющий давать прогностические оценки возможности восстановления синусового ритма. Для этих целей необходим автоматический способ ввода информации от пациента в ЭВМ.

Нами для этих целей был использован блок ввода пульсометрической информации, разработанный по нашим медико-техническим требованиям. Блок выполнен в виде печатной платы с ISA-разъемом. Плата практически не использует ресурсов ПЭВМ (требуется лишь порт ввода-вывода с адресом по умолчанию 54410 [022016]), не требует какой-либо специальной аппаратной настройки и корректно работает с операционными системами DOS, Windows. Из-за малой потребляемой мощности не требуется отдельный источник питания. От блока питания ПЭВМ плата использует линии +5В, ±12В. Собственно датчик пульса выполнен в виде пары светодиод-фототранзистор, работающей в инфракрасном диапазоне.

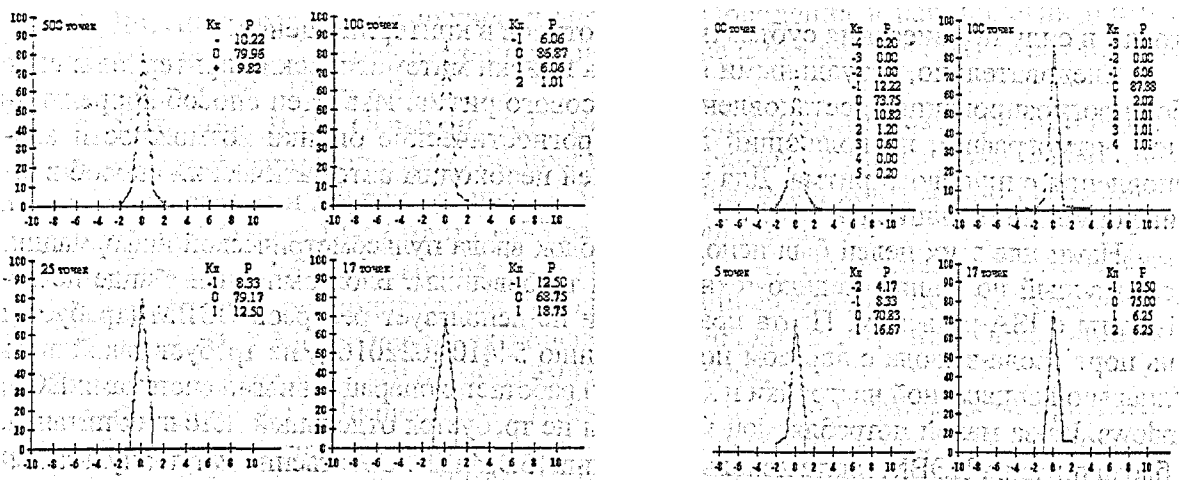
Датчик пульса работает следующим образом. С источника опорного напряжения/тока (ИОНТ) подается постоянный ток, проходящий через светодиод датчика в прямом направлении. Излучения, испускаемое светодиодом, проходит через живую ткань пациента (ногтевая фаланга пальца или мочка уха). За счет наполнения капилляров кровью «прозрачность» живой ткани для излучения, испускаемого светодиодом изменяется и, следовательно, фототранзистор принимает «искаженное» излучение. Отфильтрованный и усиленный с помощью блока фильтрации-усиления (БФУ) сигнал подается на один вход компаратора. На другой вход компаратора подается опорное напряжение с ИОНТ. В результате сравнения двух сигналов на выходе которого формируются импульсы прямоугольной формы длительностью равной межпульсовому интервалу. Эти импульсы отражаются в старшем разряде выходного регистра (544 порт) содержимое которого с помощью программного обмена поступает в оперативную память ПЭВМ и далее обрабатываются программным модулем. При этом на системной магистрали ПЭВМ формируется адрес выходного регистра в сочетании с сигналами управления (адрес и сигналу управления воспринимаются и декодируются с помощью дешифратора адреса (ДША) и блока управления на плате).

Методология построения дифференциальных гистограмм распределения лежит в основе распознавания классов авторегрессионных облаков, позволяющих прогнозировать исходы синдрома фибрилляции предсердий.

Вся шкала длительностей межпульсовых интервалов делится на классовые интервалы по 0,01 с и каждый кардиоинтервал временного ряда регистрируемой плетизмограммы кодируется номером классового интервала, соответствующего его длительности. Полученный временной ряд преобразовывается в матрицу переходов кардиоинтервалов из i -го класса в $i+n$ класс, где последовательности строк составляют номера классов предшествующих интервалов, а ячейки на их пересечении содержат количество переходов определенного предшествующего кардиоинтервала к соответствующему последующему.

Если последующий интервал попадает в тот же i -й класс (независимо от его номера), что и предыдущий (т.е. его изменения в пределах ширины классового интервала-0,01 с), то это считается нулевой коррекцией. Если последующий интервал увеличивается относительно предыдущего настолько, что попадает в другой- $i+1$, или в $i+2$, или в $i+3...i+n$ (где $n>3$) класс, то такие изменения определяются как замедляющие (трофотропные) коррекции I, II, III, IV порядка соответственно. Если последующий кардиоинтервал попадает в $i-1$ или в $i-2$, или в $i-3...i-n$ класс, то такие укорочения интервала определяются как ускоряющие (эрготропные) коррекции I, II, III, IV порядка.

Таким образом, чем выше порядок коррекции, тем интенсивнее замедление или ускорение каждого последующего интервала относительно предыдущего. Далее подсчитывается количество и вероятность реализации коррекций каждого типа.



для 500 точек для 100 точек для 25 точек для 17 точек

Энтропия	1.2653	0.7905	1.2730	1.1863
Нормир. энтропия	0.1411	0.1190	0.2741	0.2902
Мак. энтропия	3.3219	3.0000	2.0000	2.0000
Отн. энтропия (h)	0.3809	0.2635	0.6365	0.5931
P - I - h	0.6191	0.7365	0.3635	0.4069
Сложность	0.6153	0.3578	1.7511	1.4578
Сигма	0.0173	0.0173	0.0141	0.0141
Дисперсия	0.0003	0.0003	0.0002	0.0002
rMSSD	0.0132	0.0119	0.0132	0.0137

для 500 точек для 100 точек для 25 точек для 17 точек

Энтропия	1.0454	0.7336	0.9406	1.1995
Нормир. энтропия	0.1166	0.1104	0.2025	0.2934
Мак. энтропия	3.3219	2.0000	1.5850	1.5850
Отн. энтропия (h)	0.3147	0.3668	0.5934	0.7568
P - I - h	0.6853	0.6332	0.4066	0.2432
Сложность	0.4592	0.5793	1.4596	3.1114
Сигма	0.0173	0.0141	0.0141	0.0141
Дисперсия	0.0003	0.0002	0.0002	0.0002
rMSSD	0.0121	0.0104	0.0110	0.0122

Рис. 2. Дифференциальные кривые распределения

Первый ряд слева направо: горизонтальное положение – ортостаз

Второй ряд слева направо: горизонтальное положение – ортостаз

Третий ряд: информационные показатели для ортостаза

Четвертый ряд: информационные показатели для положения лежа

По полученным данным строят дифференциальную гистограмму распределений вычислением некоторых статистических показателей таких, как например, $pNN50\%$ – количество пар соседних межпульсовых интервалов, различающихся более чем на 50 мс. в течение всей записи выраженное в процентах, $rMSSD$ – показатель характеризующей функцию концентрации ритма сердца.

При последовательном попарном нанесении на оси координат значений межпульсового интервала получают группу точек, называемую авторегрессионным облаком или корреляционной ритмограммой. При этом значение предыдущего (RR_i) межпульсового интервала наносят на ось ординат, а значения последующего (RR_{i+1}) – на ось абсцисс. По виду распределения АРО выносят заключение о прогнозе исхода синдрома фибрилляции предсердий