

Ю. А. ВЛАСОВ, Е. И. ШУЛЬМАН

(Новосибирск)

ИССЛЕДОВАНИЕ СТРУКТУРЫ РИТМА СЕРДЦА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ КАМАК-СИСТЕМЫ АВТОМАТИЗАЦИИ

Стремление пополнить наши представления о механизмах управления работой сердца и наличие количественного соответствия между процессами, протекающими в сердечном пейсмекере, и изменениями его ритма приводят к необходимости всестороннего изучения структуры временных рядов $R-R$ -интервалов. Создание специальных устройств, позволяющих измерять $R-R$ -интервалы, обрабатывать их ряды, получаемые при длительной регистрации в различных условиях, и использование для этих целей универсальных ЭВМ позволило выполнить статистический анализ сердечного ритма у людей в состоянии покоя и при различных воздействиях [1]; с помощью спектрального [2, 3] и корреляционного [1] анализа выделить периодические составляющие ритма; провести классификацию ритмограмм, полученных у большого числа обследуемых [4], привлечь методы многомерной статистики [5, 6]. При исследовании временных рядов $R-R$ -интервалов большое внимание уделяется графическому представлению данных в виде ритмограмм и диаграмм разброса. Такие изображения, давая представление о том, в какой мере предыдущий интервал определяет последующий, являются отражением структуры сердечного ритма [5]. Однако анализу графических изображений в значительной степени препятствует несовершенство применяемых способов регистрации графиков. Во многих случаях они строятся или специализированными устройствами, или с помощью специальных приспособлений (например, на экране осциллографа [1]), что не дает исследователю возможности быстро регистрировать ту или иную форму изображения после предварительного просмотра и выбора подходящих параметров графика.

Цель настоящей работы состояла в создании программных средств, позволяющих на базе КАМАК-системы автоматизированного анализа сердечного ритма [7] выполнять различные графические построения из временных рядов $R-R$ -интервалов, и использовании этих средств для получения графического материала, несущего информацию о структуре ритма сердца.

Широкие возможности, которые предоставляет исследователю система автоматизации, созданная на основе мини-ЭВМ и КАМАК-аппаратуры, описаны ранее [7]. Для выполнения намеченной цели программные средства этой системы были развиты таким образом, чтобы обеспечить оператору максимальные удобства при получении графиков на экране дисплея «Дельта». Реализованная подсистема программ построения графических изображений осуществляет основные виды преобразований последовательности $R-R$ -интервалов (ритмограммы, диаграммы разброса, гистограммы) и легко расширяется. График может строиться как после окончания регистрации электрокардиосигнала (ЭКС), так и в процессе накопления кардиоинтервалов. Оператор имеет возможность менять начало координат и масштаб изображения. Вид и параметры построения задаются директивой с пульта буквенно-цифрового дисплея в произвольный момент времени. Директива оператора состоит из букв, по которым управляющая программа определяет подпрограмму, которой следует передать управление, и может содержать числа, воспринимаемые как параметры директивы. Управляющая программа выполняет директивы оператора в те интервалы времени, которые остаются после обработки прерываний от КАМАК-аппаратуры и дисплея. Момент завершения ввода ЭКС также задается директивой оператора, просматривающего графики, построенные по накопленным $R-R$ -интервалам, и оценивающего возможность окончания ввода сигнала. Регистрация ЭКС может сопровождаться построением на дисплее гистограммы $R-R$ -интервалов, что позволяет оператору уже через 1—2 мин прекратить регистрацию в случае, если у испытуемого имеются явные нарушения ритма. После ввода номера, присвоенного испытуемому, оператор директивой разрешает ввод ЭКС в ЭВМ, где осуществляются амплитудная и временная селекции сигнала для выделения R -зубца. Значение очередного $R-R$ -интервала записывается из модуля «Счетчик» в МОЗУ в тот момент, когда после идентификации переднего фронта R -зубца меняется знак производной сигнала, оцениваемой по разности двух последовательных отсчетов. Контроль за правильностью выделения R -зубцов осуществляется с помощью двухлучевого осциллографа. В момент определения R -зубца импульс длительностью 20 мс подается с модуля «Выходной регистр» на один из каналов осциллографа. На другой канал выводится ЭКС. Если каждому R -зубцу не соответствует импульс с модуля «Выходной регистр» или за время одного кардиоцикла наблюдается больше одного импульса, то оператор изменяет пороги амплитудной и временной селекции. Это осуществляется после задания директивы установки порогов: оператору выдаются установленные к данному моменту пороги, и он может увеличить или уменьшить их.

Остановимся на способах реализации графических построений. Гистограммы строятся следующим образом. Число бинов берется равным максимально возможному диапазону изменения кардиоинтервалов (в мс), умноженному на частоту заполнения

модуля «Счетчик». При этом любому значению интервала соответствует свой бин. На горизонтальной оси откладываются значения $R-R$ -интервала, а на вертикальной — число интервалов, имеющих соответствующее значение. Получаемые точки соединяются прямыми линиями.

Для выявления взаимной связи кардиоинтервалов представляет интерес анализ огибающих ритмограмм. Построение огибающих может осуществляться точками или векторами по желанию оператора. Максимальное число $R-R$ -интервалов, откладываемых на одном графике, — 2048. Оператор может задать начало огибающей и количество точек в ней, выбирая произвольный участок, растягивать или сжимать ее, изменять масштаб по вертикальной оси.

При построении диаграмм разброса часто возникают случаи, когда увеличение масштаба изображения невозможно из-за одиночных точек, находящихся в углах графика. Для устранения этого препятствия предусмотрена возможность задания нижней и верхней границ для $R-R$ -интервалов и удаления из их последовательностей тех, которые не попадают в установленные границы. На месте удаленного интервала ставится метка, чтобы предшествующий и следующий за ним интервалы, не являющиеся соседними, не образовали точку в диаграмме разброса. Удаление из последовательности осуществляется по директиве оператора, параметрами директивы являются нижняя и верхняя границы. Количество точек в различных сечениях диаграмм определялось по соответствующим гистограммам.

Все программы, используемые при работе с ЭКС и построении графиков, написаны на языке «Ассемблер» и занимают около 4К слов МОЗУ. Время реакции на запросы модуля «Таймер», по которым осуществляется дискретизация ЭКС, не превышает 400 мкс. Точность измерения $R-R$ -интервалов, определяемая частотой заполнения модуля «Счетчик» и частотой дискретизации ЭКС, равна 2 мс.

Возможности, предоставляемые системой, были использованы при исследовании 200 чел. с нормальным ритмом сердца, проходящих обследование в НИИ патологии кровообращения МЗ РСФСР. ЭКС стандартным способом отводился у испытуемых, находящихся в положении лежа, и передавался по телефонной линии связи из отделения физиологии НИИ ПК в здание ВЦ СО АН СССР, где размещается система. Регистрация ЭКС у каждого испытуемого велась в течение 20—30 мин в утреннее время. При измерении $R-R$ -интервалов и в перерывах, вызванных сменой испытуемого, производилось фотографирование графиков с экрана дисплея. Накопленные массивы интервалов выводились на перфоленту, чтобы после детального анализа изображений их можно было дополнить представляющими интерес графиками. ЭКС некоторых испытуемых записывался на многоканальный магнитофон «Tolana» в аналоговой форме.

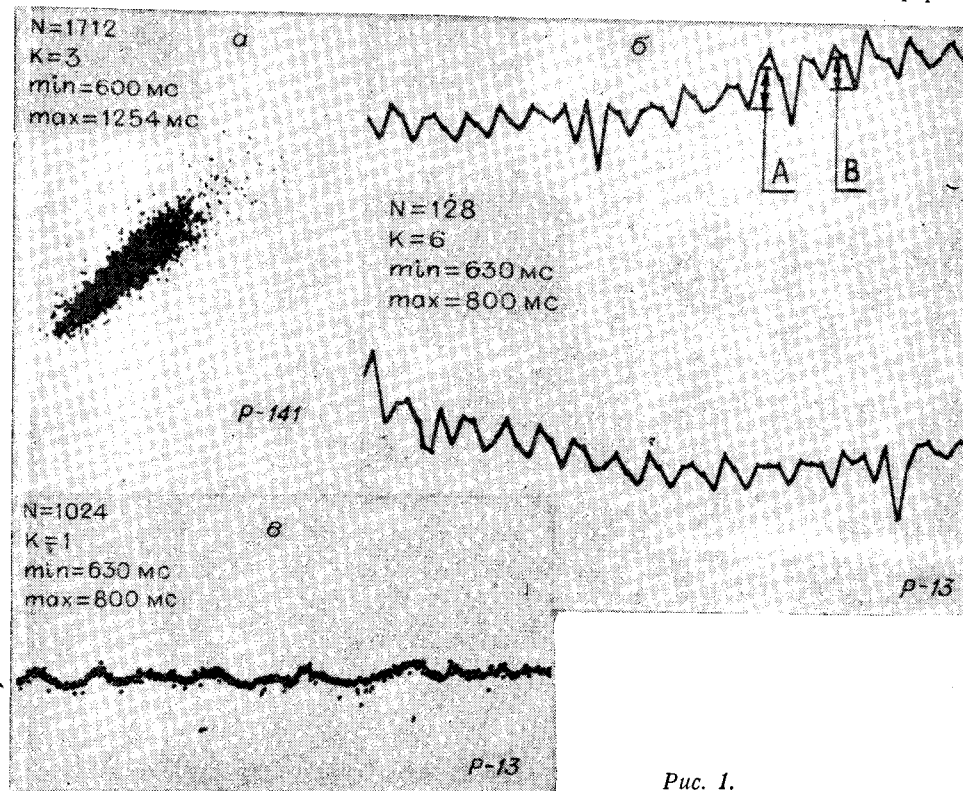


Рис. 1.

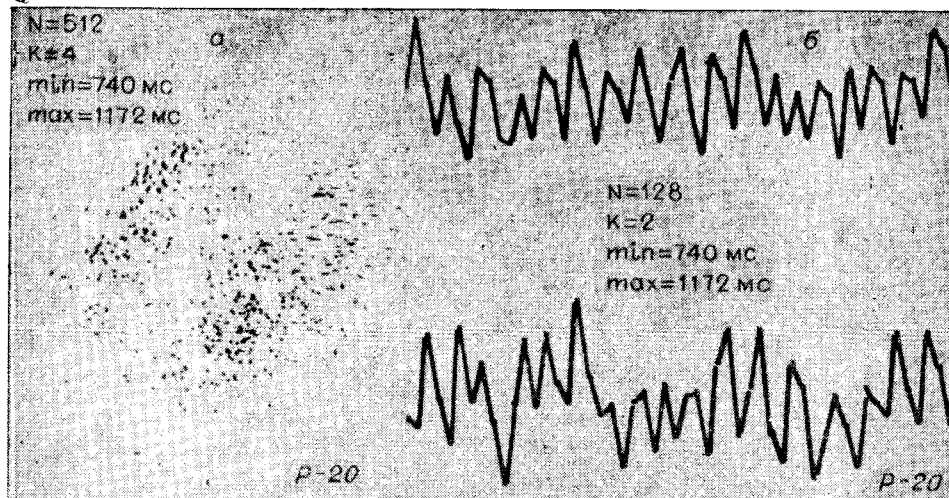


Рис. 2.

При изучении полученного графического материала подтвердилось обнаруженное ранее разнообразие форм диаграмм разброса [8]. Однако большая часть их имеет форму, близкую к эллипсу, с относительно правильными очертаниями (рис. 1, а, где P — номер испытуемого, N — количество $R-R$ -интервалов, K — коэффициент увеличения, \min , \max — минимальное и максимальное значения $R-R$ -интервалов). Процедура аппроксимации эллипсами на экране дисплея с помощью светового пера описана в работе [9].

На графиках соответствующих ритмограмм видны волны различных периодов. Волны наименьшего периода, содержащие от двух до семи $R-R$ -интервалов, считаются дыхательными (рис. 1, б), а волны, состоящие из большого числа интервалов, определяются как медленные (рис. 1, в). Существенное значение для формирования диаграмм разброса имеют величины наибольшей положительной и отрицательной разностей между двумя соседними интервалами внутри дыхательной волны (см. величины A и B на рис. 1, б). Благодаря тому, что в различных дыхательных волнах и та и другая величины меняются незначительно, диаграмма разброса приобретает четкие очертания (см. рис. 1, а). Поскольку эти величины меньше амплитуд волн ритмограммы, диаграммы имеют вытянутую форму. В случаях когда форма диаграммы близка к кругу, амплитуда части дыхательных волн равна A или B , а амплитуда медленных волн невелика. Таким образом, в основе образования диаграмм разброса в виде эллипсов лежит следующая закономерность: величины A и B в большинстве дыхательных волн изменяются

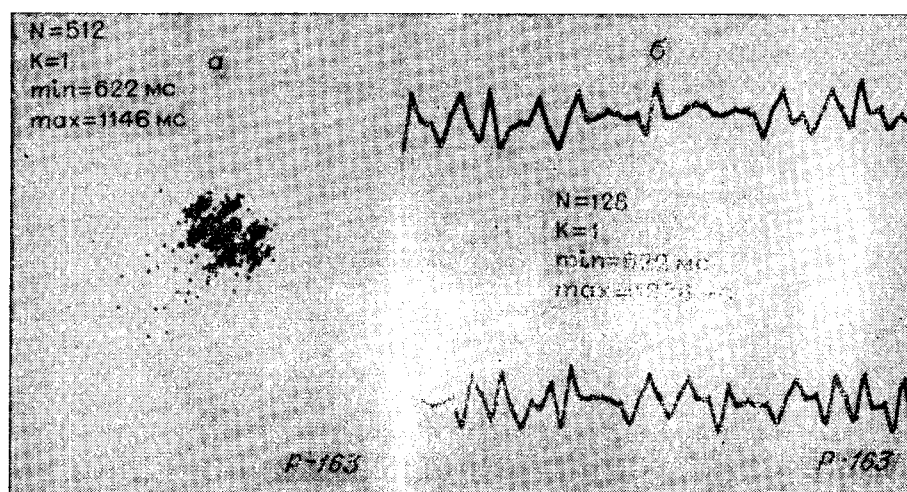


Рис. 3.

незначительно. Вытянутость фигуры определяется соотношениями между этими величинами и амплитудами волн ритмограммы.

Наибольший интерес представляют диаграммы разброса, в которых можно выделить несколько областей, плотно заполненных точками. Анализ таких диаграмм и соответствующих ритмограмм показал, что не заполненные точками промежутки обусловлены определенными закономерностями изменения $R-R$ -интервалов внутри волн, имеющих наименьший период (в большинстве случаев это дыхательные волны). Например, диаграммы разброса состоят из двух областей, если среди пар соседних интервалов редко встречаются одинаковые по величине (рис. 2, а, б). Дыхательные волны, как и в случае, когда форма диаграмм близка к эллипсу, могут быть самыми разнообразными (см. рис. 1, в; 2, б).

На рис. 3, а приведена диаграмма разброса, в которой выделяются пять областей. Закономерности, обуславливающие формирование этой конфигурации, видны на рис. 3, б, на котором изображен отрезок соответствующей ритмограммы. Образование такой диаграммы связано с ограниченным количеством возможных форм дыхательных волн.

Таким образом, в основе образования сложных форм диаграмм разброса лежат очевидные закономерности, различные у различных субъектов. Для ответа на вопрос, каковы причины того, что протекающие в пейсмекере сердца процессы подчиняются определенным закономерностям, необходимы дальнейшие исследования.

ЛИТЕРАТУРА

1. Воскресенский А. Д., Вентцель М. Д. Статистический анализ сердечного ритма и показатели гемодинамики в физиологических исследованиях.— В кн.: Проблемы космической биологии. Т. 26. М., «Наука», 1974.
2. Нидеккер И. Г. Некоторые проблемы спектрального анализа ритма сердца.— В кн.: Математические методы анализа сердечного ритма. М., «Наука», 1968, с. 119—127.
3. Баевский Р. М., Нидеккер И. Г. Спектральный анализ функции сердечного автоматизма.— В кн.: Статистическая электрофизиология. Ч. I. Вильнюс, изд. ВГУ, 1968, с. 49—55.
4. Жемайте Д. И. Ритмичность импульсов синоаурикулярного узла в норме и при ишемической болезни сердца. Дис. на соиск. учен. степени канд. мед. наук. Каунас, 1965.
5. Меницкий Д. Н., Зингерман А. М., Вашилло Е. Г. Некоторые аспекты и успехи применения математического анализа в кардиоритмологии.— «Успехи физиол. наук», 1978, т. 2, с. 42—60.
6. Дурново А. Н., Неймарк Ю. И. К автоматизации анализа и диагностики ритмов.— В кн.: Теория и практика автоматизации электрофизиологических и клинических исследований. Каунас, 1977, с. 100—104.
7. Хайретдинов М. С., Шульман Е. И., Карасев Н. П. Автоматизированный анализ сердечного ритма с помощью КАМАК-аппаратуры и мини-ЭВМ.— В кн.: Автоматизация медико-биологических исследований на основе применения ЭВМ. Новосибирск, 1978, с. 79—83.
8. Мешалкин Е. Н., Власов Ю. А., Черкай А. Д., Глушков Н. Н., Мельникова Н. И. Об одном подходе к выделению элементов случайного и закономерного в стратегии управления ритмом сердца.— «Кровообращение», Ереван, 1973, № 5.
9. КАМАК-системы автоматизации в экспериментальной биологии и медицине. Под ред. Ю. Е. Нестерихина. Новосибирск, «Наука», 1979.

Поступило в редакцию 23 апреля 1979 г.

УДК 681.142.35 : 61

Ю. П. ДРОБЫШЕВ, Н. Л. ПОДКОЛОДНЫЙ, В. В. ПУХОВ

(Новосибирск)

АСОД В ПРОЕКТЕ «СКРИНИНГ»

Активные профилактические обследования создают основу для эффективного управления состоянием здоровья населения в виде разработки научно обоснованных мер массовой профилактики [1].

Главной особенностью массовых профилактических обследований населения является необходимость оперативного анализа большого числа факторов, проводимого в условиях высокой степени изменчивости методов обследования, состояния объекта и структуры популяции в целом. Решение этих задач требует применения современных