

ЛИТЕРАТУРА

1. Armstrong C. M. Ionic Pores, Gates, and Gating Current.—Quart. Rev. Biophys., 1975, vol. 7, N 2, p. 179—210.
2. Ходоров Б. И. Общая физиология возбудимых мембран. М.: Наука, 1975.
3. Магура И. С., Замеховский И. З. Современные представления о принципах функционирования потенциалзависимых ионных каналов.—В кн.: Молекулярная биология. (Биол. мембраны). Вып. 15. Киев: Наукова думка, 1976, с. 3—11.
4. Hodgkin A. L., Huxley A. F. A Quantitative Description of Membrane Current and its Application to Conduction and Excitation in Nerve.—J. Physiol., 1952, vol. 117, p. 500—544.
5. Буш А. В., Васьков С. Т., Хиченко В. И., Штарк М. Б. Система автоматизации исследований характеристик возбудимых мембран.—В кн.: Автоматизация эксперимента. Новосибирск: изд. ИАиЭ СО АН СССР, 1976, с. 184—189.
6. Connor J. A., Stevens C. F. Inward and Delayed Outward Membrane Currents in Isolated Neural Somata.—J. Physiol., 1974, vol. 213, p. 31—53.
7. Ворновицкий Е. Г., Беллев В. И. Влияние гетерологичных антител на генерацию ПД в перехвате Ранвье изолированного нервного волокна.—Бюл. экспер. биол. мед., 1972, т. 74, № 9, с. 16—18.
8. Гайнутдинов Х. Л., Гендвилене В. И., Нарушевичус Э. В., Штарк М. Б. Действие антител против ЦНС ракообразных на потенциал покоя нейронов виноградной улитки.—В кн.: Биофизика мембран. Каунас: изд. Мед. ин-та, 1973, с. 172—177.
9. Гайнутдинов Х. Л., Хиченко В. И., Штарк М. Б. Влияние антител к нервноспецифическому белку S-100 на электрические характеристики мембран гигантских нейронов *Helix pomatia*.—ДАН, 1977, т. 236, № 5, с. 1267—1269.
10. Гайнутдинов Х. Л. Исследование роли нервноспецифических белков в функционировании нейрональных мембран. Автореф. дис. на соиск. учен. степени канд. биол. наук. Новосибирск: изд. ИАиЭ СО АН СССР, 1978.

Поступила в редакцию 24 января 1981 г.

УДК 681.3 : 612.172.2

М. Ю. ГЕЛЬЦЕЛЬ, Б. Н. ДЕРИЙ, М. Б. ШТАРК, Е. И. ШУЛЬМАН
(Новосибирск)

СИСТЕМА АВТОМАТИЗАЦИИ ИССЛЕДОВАНИЙ РЕФЛЕКТОРНЫХ ИЗМЕНЕНИЙ СЕРДЕЧНОГО РИТМА ЧЕЛОВЕКА ПРИ КРАТКОВРЕМЕННЫХ ВОЗДЕЙСТВИЯХ

Регистрация сердечного ритма, наиболее доступного для измерения параметра функционирования сердечно-сосудистой системы, является непременным атрибутом исследований широкого круга вопросов, относящихся к различным разделам физиологии человека. В многочисленных работах изучались статистические характеристики сердечного ритма при физической и умственной работе, произвольном изменении дыхания, во время сна, при эмоциях и т. д. Однако при таких воздействиях, затрагивающих весь организм, анализ сердечного ритма, каким бы изощренным он ни был, не позволяет подойти к изучению механизмов его нейрорегуляции, так как изменения ритма происходят не только, а может быть, и не столько вследствие нервных влияний, сколько в результате гуморальных эффектов и изменений гемодинамических условий.

В последние годы намечается тенденция к использованию более «деликатных» способов воздействия на организм, при которых эффект раздражителя длится короткое время (менее одной секунды) и вызывает быстропроходящие сдвиги в сердечном ритме. В таком случае влияние распространяется только по нервным путям, и реакция сердечного ритма в виде

удлинения или укорочения нескольких постстимульных кардиоинтервалов (*RR*-интервалов) является следствием включения какого-либо элемента его нейрорегуляции. Важное значение имеет также то обстоятельство, что при интерпретации результатов исследований рефлекторных реакций сердечного ритма человека в ответ на кратковременные раздражители можно использовать данные нейрофизиологических опытов на животных, в которых изучалась активность мозговых образований и нервных путей, связывающих их с сердцем, при действии всевозможных раздражителей.

Несмотря на перспективность использования кратковременных воздействий, исследования в этой области носят пока фрагментарный характер, отличаются по способам измерения величины рефлекторной реакции, а порой ограничиваются констатацией факта наличия последней. Одним из исключений является работа группы Холландера по изучению реакций сердечного ритма в ответ на мышечное сокращение [1].

Общей чертой исследований, проводимых с применением кратковременных воздействий, является использование тех или иных средств автоматизации, с помощью которых осуществляются обработка сигналов и обратная связь с испытуемым. Для систематического изучения рефлекторных реакций сердечного ритма при различных воздействиях, предполагающего варьирование их величины, комбинирование друг с другом, сочетание с сигналами, не влияющими на него, необходимо объединение таких средств в систему, обеспечивающую как обработку сигналов и организацию обратной связи, так и возможность осуществления простых способов изменения вида воздействий и их параметров в ходе опыта.

Цель настоящей работы состояла в создании системы автоматизации исследований рефлекторных изменений ритма сердца — СИРИУС, способной обеспечить решение комплекса вопросов, возникающих при изучении рефлекторных реакций сердечного ритма человека.

Общее описание СИРИУС. Определение величины рефлекторных сдвигов сердечного ритма затруднено из-за значительной вариабельности фоновых кардиоинтервалов [2], вследствие чего требуется многократное повторение воздействий. Однако длительность исследования ограничена тем отрезком времени, после которого у испытуемого наступает утомление (как правило, 1—1,5 ч). Точность измерения величины рефлекторного ответа может быть повышена при синхронизации воздействия с фазами кардио- и дыхательных циклов. Для осуществления такой синхронизации необходимо выделять определенные элементы электрокардио- и пневмосигналов (ЭКС и ПС) в реальном масштабе времени и включать воздействие только при выполнении заданных условий, накладываемых на анализируемые сигналы. Необходимость обработки результатов измерений делает естественным желание использовать в линии обратной связи с испытуемым управляющую мини-ЭВМ, снабженную средствами ввода сигналов и управления. В качестве ядра СИРИУС использована мини-ЭВМ «Саратов-2» с оперативной памятью 32 К. Предварительная обработка сигналов и управление воздействиями осуществляются аппаратными модулями КАМАК, функционирующими в составе многокрейтовой КАМАК-системы, описанной ранее [3]. Организация технических средств СИРИУС представлена на рис. 1.

Сигналы от испытуемого, располагающегося в кресле в отдельной комнате, передаются в аппаратуру сбора по телеметрическим каналам через передатчики П1 и П2. Для осуществления воздействий используются следующие устройства: наушники для приема звуковых сигналов 1, устройство для выполнения статического усилия определенной силы или простой двигательной реакции 6, бесконтактный выключатель электрической лампочки 3, фотостимулятор 4, электромагнитный клапан для впрыскивания порции жидкости 5. Включение устройств 1, 3 и 4 мо-

жет служить сигналом испытуемому к выполнению движения с помощью устройства 6 или условным сигналом. Включение устройства 5 вызывает акт глотания, сопровождающийся рефлекторным изменением нескольких кардиоинтервалов [4].

Для регистрации ЭКС и ПС применяются стандартные датчики, размещаемые на груди испытуемого. С приемного устройства ПС подается на модули КАМАК — усилитель (SCAM1), а затем на селектор уровня (SELT), с помощью которого определяется момент начала вдоха. Минутные интервалы времени для подсчета числа вдохов в минуту отработывает таймер (TM1). ЭКС после усиления поступает на аналого-цифровой преобразователь (ADC), измеряющий величину сигнала с периодом 1 мс, который задается таймером (TM2). RR-интервалы подсчитываются 12-разрядным счетчиком (SC1), заполняемым генератором синхроимпульсов (GN) с частотой 1 кГц. Контроль за правильностью идентификации R-зубцов и моментов начала вдоха осуществляется визуально на экране 8-канального индикатора, куда после усиления подаются ЭКС и ПС. При идентификации R-зубца на экран с выходного регистра (OTRG) поступает импульс длительностью 20 мс, а в момент выделения начала вдоха (на другой канал) — импульс длительностью 1 с. В течение этого времени запрос SELT запрещен, что предотвращает повторное срабатывание. Включение устройств 3, 4 и 5 выполняется по команде ЭВМ посредством OTRG. Звуковой сигнал генерируется TM3. Частота сигнала определяется кодом предустановки таймера, заполняемого импульсами с частотой 1 МГц. Это позволяет программно изменять частоту сигнала в большом диапазоне. Электрокожная стимуляция реализуется посредством цифроаналогового преобразователя (DAC, устройство 2), что дает возможность программно задавать частоту стимуляции и форму импульсов. Интервал времени, по истечении которого отключается воздействие, определяется таймером TM4. Если включение стимула происходит во время другого воздействия, то для его отключения используется TM5. Включение воздействий также контролируется на экране индикатора. Осуществление статического усилия или двигательной реакции фиксируется с помощью регистра прерываний (RIR), на который в момент выполнения посылается сигнал от устройства 6. Испытуемый информируется о правильности выполнения им команды либо отключением сигнала к началу движения, либо слабым звуковым сигналом. Время реакции при выполнении команды подсчитывается SC2. В момент подачи сигнала производится очистка содержимого SC2, а при возникновении прерывания в ЭВМ от RIR считывается содержимое SC2, равное времени реакции в миллисекундах. Для отсчета интервала времени, на который включение сигналов при необходимости должно быть задержано относительно R-зубцов ЭКС, служит TM6.

Измерение рефлекторных сдвигов ритма сердца. Как уже отмечалось, измерение рефлекторных сдвигов сердечного ритма осуществляется на фоне колебаний величин кардиоинтервалов, вызываемых различными при-

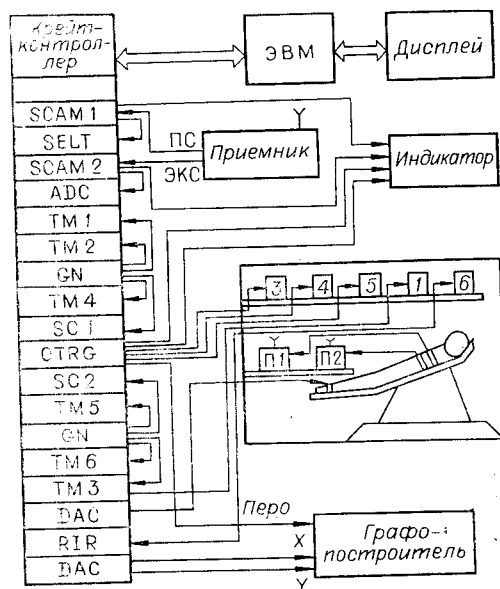


Рис. 1. Конфигурация системы.

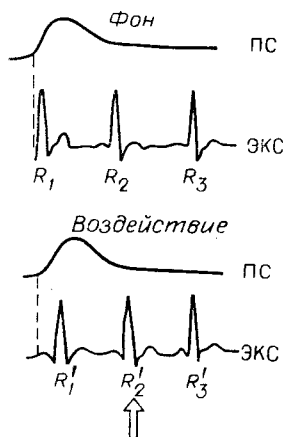


Рис. 2. Пример определения рефлекторного сдвига сердечного ритма. Стрелка — момент включения воздействия.

него на определенный интервал времени.

Таким образом, для измерения рефлекторных сдвигов сердечного ритма требуются осуществление непрерывной обработки ЭКС и ПС с целью выделения R -зубцов и моментов начала вдоха; включение воздействия после идентификации R -зубца с заданным номером в определенных дыхательных циклах; вычисление разностей кардиоинтервалов и объединение их в последовательности с соответствующими номерами. Очевидно, что разности RR -интервалов тех дыхательных циклов, на которые приходится воздействия, должны быть отмечены. Описанный способ измерения рефлекторных реакций ритма сердца иллюстрируется примером, приведенным на рис. 2, где R_1, R_2, \dots — номера R -зубцов в фоновом дыхательном цикле, а R'_1, R'_2, \dots — при включении воздействия. Изменение первого постстимульного кардиоинтервала $R'_2R'_3$ определяется сравнением разностей $D_2 = R_2R_3 - R_1R_2$ и $D'_2 = R'_2R'_3 - R'_1R'_2$ по формуле $\Delta_2 = f(D'_2) - f(D_2)$, где f — некоторая функция от совокупности всех разностей с данным номером (среднее значение или медиана). Изменение последующих кардиоинтервалов вычисляется аналогично: $\Delta_3 = f(D'_3) - f(D_3)$ и т. д.

Алгоритмы функционирования СИРИУС. При описании метода измерения рефлекторных сдвигов сердечного ритма были перечислены функции, выполнение которых необходимо для осуществления измерений величин рефлекторных реакций. В функции системы также входит обеспечение экспериментатора возможностью диалога с ЭВМ посредством директив. Все алгоритмы, используемые в СИРИУС, запрограммированы на Ассемблере. Программы занимают около 8 К ячеек оперативной памяти и включают в свой состав стандартные КАМАК-отладчик [5] и блок арифметики с плавающей запятой.

Директивы экспериментатора. В интервалы времени, свободные от обработки запросов аппаратуры, ЭВМ находится в состоянии ожидания директив экспериментатора. Директива вводится с пульта алфавитно-цифрового дисплея, состоит из букв, по которым определяется программа, получающая управление, и чисел, разделенных запятыми и воспринимаемых как параметры директивы. После выполнения введенной директивы ЭВМ находится в ожидании следующей. Таким образом, диалог с экспериментатором является для ЭВМ фоновой задачей. При необходимости

чинами, в том числе дыханием. В СИРИУС реализован метод измерения, основанный на регулярности дыхательных изменений RR -интервалов. Разности между соседними кардиоинтервалами, измеренными в определенных фазах дыхательного цикла, имеют унимодальные распределения с положительными коэффициентами эксцесса, сдвинутые относительно нуля в сторону отрицательных (на вдохе) или положительных (на выдохе) значений. Следовательно, подавая воздействие в одной и той же фазе дыхания и вычисляя разности между пост- и престимульными RR -интервалами, а затем сравнивая их распределение с распределением разностей фоновых кардиоинтервалов, измеренных в той же фазе дыхания, можно зарегистрировать изменения постстимульных интервалов, даже если их абсолютные величины не выходят из диапазона изменения фоновых. Естественно, что включение воздействия необходимо синхронизировать с ЭКС, т. е. оно должно совпадать с R -зубцом или отставать от

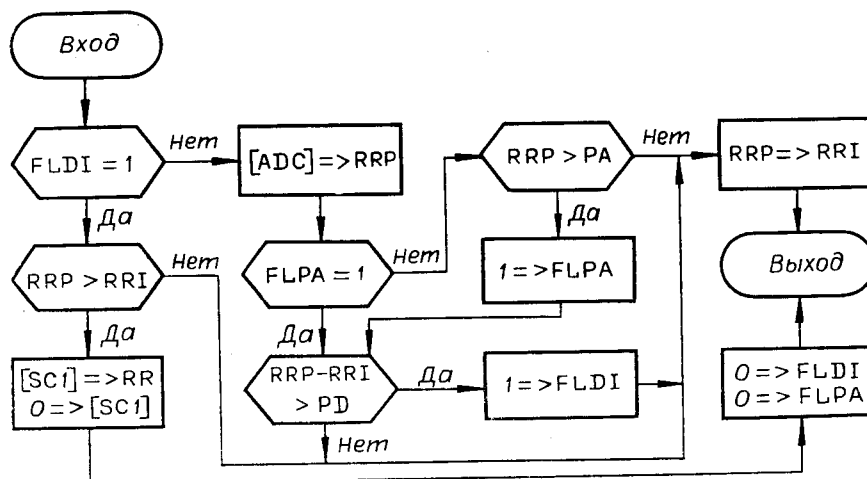


Рис. 3. Блок-схема алгоритма обработки отсчета ЭКС.

вывода информации в ходе опыта на экран дисплея или пишущую машинку фоновой задачей становится осуществление вывода. Состояние регистров ЭВМ в момент смены фоновой задачи запоминается программно и восстанавливается при завершении выполнения программы вывода.

Список директив, имеющих в распоряжении экспериментатора, включает в себя начальную настройку программ и аппаратуры, запуск программы опыта, задание одного из возможных вариантов опыта, изменение порогов, с помощью которых идентифицируется *R*-зубец, задание вида и масштаба графика, выводимого на графопостроитель по ходу или после окончания опыта, вызов КАМАК-отладчика, печать протокола опыта и некоторые другие.

Обработка отсчетов ЭКС. На рис. 3 представлена блок-схема алгоритма обработки отсчета ЭКС. Считанное из ADC значение сравнивается с заранее заданной величиной — амплитудным порогом (*PA*), и если превосходит его ($FLPA = 1$), то разность этого и предыдущего отсчетов *RR1* сопоставляется со вторым порогом — разностным (*PD*). Если полученная разность больше второго порога, то в памяти ЭВМ фиксируется, что выделен *R*-зубец ($FLDI = 1$). После этого каждый новый отсчет сигнала сравнивается с предыдущим для обнаружения того момента, в который *R*-зубец достигает максимума. Этот момент фиксируется, когда разность двух последовательных отсчетов становится отрицательной. Накопленное к этому моменту число в *SC1* считывается в специальную ячейку памяти ЭВМ (*RR*), и счетчик очищается. Ошибка измерения *RR*-интервала от максимума одного *R*-зубца до максимума другого не превосходит 2 мс.

Промежуток между соседними *P*-зубцами ЭКС дает точное представление о величине каждого кардиоинтервала, однако идентификация этих зубцов в реальном масштабе времени крайне затруднительна, так как их амплитуда может быть в несколько раз меньше амплитуды *R*-зубцов. Измерение сердечного ритма с помощью *RR*-интервалов (пульсовых интервалов) оправдано тем, что во многих работах [6, 7] показано постоянство интервала *PR* при различных экспериментальных условиях.

Использование для идентификации *R*-зубца двух порогов (амплитудного и разностного) позволяет при высоком *T*-зубце ЭКС избежать ошибки определения его как *R*-зубца. Подбор порога производится перед началом опыта с новым испытуемым при помощи директивы, по которой установленные величины порогов выводятся на экран, и экспериментатор может скорректировать их.

Измеренная величина RR -интервала сравнивается с так называемыми границами — верхней (2 с) и нижней (300 мс). Превышение верхней границы может означать, что ЭКГ не передается в аппаратуру. Если же величина RR -интервала не достигает нижней границы, то идентификация последнего R -зубца является ошибочной и может быть следствием помехи. Число нарушений этих границ выводится на экран дисплея так же, как величина и номер текущего кардиоинтервала. Вывод может быть заблокирован с помощью клавишного регистра ЭВМ при необходимости ввода с пульта дисплея директивы.

Вычисление разностей кардиоинтервалов. Для получения разности соседних RR -интервалов в каждом дыхательном цикле всем R -зубцам присваиваются номера — с первого по n -й так, что R_n — последний R -зубец в дыхательном цикле. Определение последнего R -зубца проводится следующим образом. При идентификации начала вдоха считывается содержимое $SC1$, равное интервалу времени от очередного R -зубца до начала вдоха. Если этот интервал не выходит за пределы заранее установленного «окна», то R -зубец считается последним в дыхательном цикле. Если же R -зубец левее или правее «окна», то в начинающемся дыхательном цикле разности кардиоинтервалов не вычисляются, воздействия не подаются. Количество игнорируемых дыхательных циклов тем больше, чем меньше «окно», при этом последний R -зубец, служащий началом отсчета для нумерации кардиоинтервалов в следующем дыхательном цикле, возникает в более одинаковых условиях относительно начала вдоха. При выборе параметров «окна» существенное значение имеет то обстоятельство, что интервал времени от R -зубца до начала вдоха может не подчиняться равномерному распределению [8]. Поэтому перед началом опыта выполняется измерение этого интервала времени для 100 дыхательных циклов и строится гистограмма их распределения. На пишущую машинку выводится таблица значений 10%-ных уровней распределения в миллисекундах. Экспериментатор, оценивая увеличение размера «окна» при добавлении 10% интервалов слева и справа от медианы распределения, выбирает два значения уровней, соответствующих началу и концу «окна», и вводит их в ЭВМ с помощью соответствующей директивы.

Организация массивов. В ходе опыта в оперативной памяти ЭВМ могут накапливаться четыре вида массивов: кардиоинтервалы, их разности, время реакции на сигнал и интервалы времени от R -зубца до начала вдоха. Кардиоинтервалы записываются в массиве в последовательные ячейки памяти по мере поступления. Этот массив используется для вычисления статистических характеристик распределения RR -интервалов и построения ритмограмм.

Массив разностей кардиоинтервалов имеет следующую структуру. Для записи разностей каждого дыхательного цикла отводятся 8 последовательных ячеек памяти. В четырех младших разрядах (8—11) первой ячейки записывается число разностей кардиоинтервалов, вычисленных в данном дыхательном цикле. Обычно число интервалов в одном цикле дыхания не больше семи, поэтому для разностей отводятся последующие семь ячеек. Если же в каком-либо дыхательном цикле оказывается больше семи кардиоинтервалов, то в восьмой разряд заносится единица и последние разности теряются. В восьми старших разрядах (0—7) первой ячейки записывается код воздействий, подаваемых в данном дыхательном цикле (рис. 4, а).

Массив, в котором запоминается время реакции испытуемого на сигнал, организован следующим образом. Включение каждого сигнала вызывает заполнение четырех ячеек массива. Первая из них отводится под адрес ячейки из массива разностей кардиоинтервалов, в которой записан код сигнала. В следующей запоминается величина задержки RS от R -зубца до момента включения сигнала, в третьей ячейке — время реакции

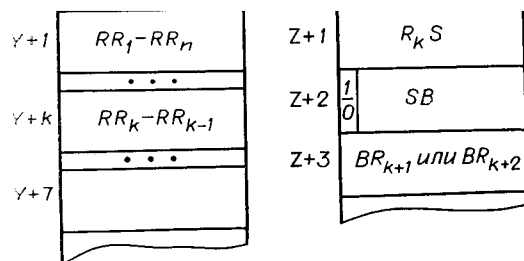


Рис. 5. Временная диаграмма, иллюстрирующая последовательность формирования массива времени реакции:

S — момент включения сигнала; B — момент прерывания от RIR.

Рис. 4. Структура массивов:

a — массив разностей кардиоинтервалов,
 b — массив времени реакции, Y, z — адреса ячеек,

SD. Если в интервале времени от включения сигнала до возникновения прерывания от RIR происходит идентификация R -зубца, то в старший разряд третьей ячейки заносится единица. При прерывании от регистра прерываний SC2 очищается, и его содержимое при идентификации очередного R -зубца записывается в четвертую ячейку (рис. 4, б). Таким образом, если в старшем разряде третьей ячейки находится нуль, то сумма всех трех чисел во 2-й, 3-й и 4-й ячейках является величиной RR -интервала $R_k R_{k+1}$; в противном случае эта сумма будет равна величине двух последовательных интервалов, в одном из которых включен сигнал $R_k R_{k+1}$, а в другом выполнено действие испытуемым $R_{k+1} R_{k+2}$ (рис. 5). Поскольку в первой ячейке записан адрес массива разностей кардиоинтервалов, из которого можно извлечь код сигнала и все разности RR -интервалов, и известно, после какого зубца в дыхательном цикле включается сигнал, нетрудно вычислить величину каждого из двух RR -интервалов в отдельности, а затем и интервал времени, прошедший от подачи сигнала до R -зубца. Этот интервал может влиять на время реакции, поэтому изучение зависимости времени реакции от интервала между включением сигнала и очередным R -зубцом представляет особый интерес. Известно, что существует зависимость времени реакции от величины предшествующих сигналу кардиоинтервалов [9]. Поэтому в СИРИУС предусмотрена возможность построения графика зависимости времени реакции от суммарной величины некоторого числа предшествующих сигналу RR -интервалов. Это число является параметром директивы вывода графика и может задаваться произвольно.

В массиве интервалов времени от R -зубца до начала вдоха на каждый цикл дыхания отводится по три ячейки. В первую, как и в массив времени реакции, заносится адрес ячейки из массива разностей кардиоинтервалов, начиная с которой будут записываться разности для начинающегося дыхательного цикла. Во вторую записывается интервал времени от R -зубца до начала вдоха, а в третью — интервал времени от начала вдоха до очередного R -зубца. Сумма этих двух величин дает значение RR -интервала, на который приходится начало вдоха. Этот массив используется для построения гистограммы распределения, а также сопоставления величин разностей кардиоинтервалов из соответствующего массива с их абсолютными величинами, извлекаемыми из описываемого массива.

Протокол опыта. На пишущей машинке ведется протокол опыта. Перед началом опыта печатаются фамилия испытуемого, вводимая в ЭВМ с пульта алфавитно-цифрового дисплея, дата и время начала опыта. После регистрации 100 дыхательных циклов печатается значение уровней распределения интервалов времени от R -зубца до начала вдоха. После

накопления каждых пятисот кардиоинтервалов на печать выдаются строка чисел, равных количеству вдохов за каждую минуту опыта, значения 10%-ных уровней распределения *RR*-интервалов, среднее значение и среднее квадратическое отклонение, минимальное и максимальное значения. По желанию экспериментатора могут быть вычислены и напечатаны значения средних и средних квадратических отклонений по каждой сотне *RR*-интервалов (для этого поднимается одна из клавиш клавишного регистра ЭВМ). После окончания опыта вычисляются статистические характеристики разностей кардиоинтервалов. Для каждого вида воздействий и каждого номера разности печатаются среднее значение, среднее квадратическое отклонение, медиана, мода, количество разностей, соответствующих моде, коэффициент асимметрии, эксцесс, значение разностей, соответствующих 1, 2, 5, 10, 90, 95, 98 и 99%-ным уровням функции распределения, а также значения бинов гистограммы, которая в нормированном виде выводится на графопостроитель.

Управление воздействиями. Как отмечено выше, воздействия включаются в заданных дыхательных циклах после идентификации *R*-зубца с определенным номером. Каждому виду воздействия присвоен тот же номер, что и устройству, посредством которого оно включается. Номера *R*-зубцов, после которых включается каждый вид воздействия, записываются с помощью директивы перед началом опыта в таблицу, состоящую из пяти последовательных ячеек.

Последовательность включения воздействий задается «программой воздействий», записанной в специально отведенные ячейки оперативной памяти и состоящей из кодов воздействий и команд. В начале каждого дыхательного цикла из «программы воздействий» извлекается содержимое одной ячейки. Если это код воздействий, то в данном цикле дыхания осуществляются соответствующие коду воздействия, если — команда, то выполняется эта команда, в результате чего отыскивается ячейка, содержащая код воздействий, включение которых требуется в данном дыхательном цикле. Код воздействий записывается в младшие восемь разрядов ячейки. Единица в *n*-м разряде кода воздействий означает, что необходимо включить устройство с номером *n*. За пятью имеющимися видами воздействий закреплены соответственно пять младших разрядов. Если в ячейке «программы воздействий» записан код воздействий, то два ее младших разряда должны быть нулевыми. Если один из них содержит единицу, то это означает, что в ячейке записаны команды «Условный переход» или «Цикл». Команда «Условный переход» занимает три последовательные ячейки. В первой находится ее код 4000 (единица в старшем разряде), во второй — номер программного флага в таблице флагов, в третьей — адрес перехода, если программный флаг равен единице. Если он равен нулю, то из «программы воздействий» извлекается и анализируется следующая ячейка. Установка и адрес программных флагов в таблице производятся программами обработки сигналов. Команда «Цикл» имеет код 2000, располагаемый в первой ячейке, во второй находится адрес ячейки, содержащий количество повторов, а в третьей — адрес предпоследней ячейки цикла, которая является счетчиком повторов (в нее заносится количество повторов в дополнительном коде). В последней ячейке помещается адрес возврата в цикл. Количество повторов в цикле ограничено: оно не должно быть больше 1024 (это ограничение не может быть достигнуто в опыте за разумное время даже при минимальном количестве кодов воздействий в цикле), поэтому при выполнении цикла число в счетчике повторов будет не меньше чем 6000, т. е. в двух старших разрядах будут единицы. Программа, выполняющая «программу воздействий» и анализирующая два старших разряда каждой ее ячейки, при обнаружении в какой-либо из них двух единиц принимает эту ячейку за счетчик повторов цикла, увеличивает его на единицу и при пере-

полнении пропускает следующую ячейку. Если переполнения не происходит, то из следующей ячейки извлекается адрес возврата в цикл и анализируется содержимое ячейки с этим адресом. Такая организация команды «Цикл» позволяет использовать циклы с неограниченной глубиной вложенности.

«Программа воздействий», записанная в оперативную память с помощью отладочной программы, может быть выведена на перфоленту и затем введена в ЭВМ перед началом опыта.

Заключение. Описанная система автоматизации дает возможность подойти к решению широкого круга задач, связанных с исследованием рефлекторных реакций сердечного ритма в ответ на действие различных кратковременных раздражителей. Использование в СИРИУС управляющей мини-ЭВМ и стандарта КАМАК обеспечивает ей гибкость, необходимую для дальнейшего развития. Созданный вариант системы обладает двумя особенностями. Первая заключается в том, что в СИРИУС реализован метод, позволяющий при проведении измерений постстимульных сдвигов величин кардиоинтервалов учитывать фазу дыхания, что повышает точность этих измерений и дает возможность сравнения рефлекторных изменений сердечного ритма в разные фазы дыхания. Вторая особенность состоит в программном управлении последовательностью включения воздействий, причем «программа воздействий» может содержать команды, по которым ЭВМ повторяет какой-либо участок программы («Цикл») или при определенном условии переходит к выполнению другого участка («Условный переход»).

Отмеченные достоинства позволяют рассматривать СИРИУС как перспективный инструмент для изучения нервной регуляции сердечного ритма человека.

ЛИТЕРАТУРА

1. Hollander A. P. A Muscle Heart Reflex in Man. Amsterdam: Acad. Press., 1975.
2. Латаш Л. П. Гипоталамус, приспособительная активность и электроэнцефалограмма. М.: Наука, 1968.
3. Дерий Б. Н. Исследование простых нейронных структур на линии с ЭВМ.— Автометрия, 1979, № 6.
4. Gandevia S. C., McCloskey D. I., Potter E. K. Reflex Bradycardia Occuring in Respons to Diving, Nasopharyngeal Stimulation and Ocular Pressure, and its Modification by Respiration and Swallowing.— J. Physiol., 1978, vol. 276, p. 383—394.
5. КАМАК-системы автоматизации в экспериментальной биологии и медицине/Под ред. Ю. Е. Нестерихина. Новосибирск: Наука, 1979.
6. Зацюрский В. М., Сарсания С. К. Исследование физиологических аритмий сердца.— В кн.: Математические методы анализа сердечного ритма. М.: Наука, 1968, с. 31—50.
7. Eckberg D. L. Nonlinearities of the Human Carotid Baroreceptor Cardiac Reflex.— Circul. Res., 1980, vol. 47, p. 203—216.
8. Krekule I., Radil-Weiss T. Simple Computer Technique for Analising the Time Relationships between Cardiac Activity and Respiration.— Physiol. Bohemosl., 1970, vol. 19, p. 163—166.
9. Суханова И. В. Статистическая связь латентного периода условного двигательного рефлекса с сердечным ритмом у человека.— ЖВНД, 1980, № 1.

Поступила в редакцию 21 января 1981 г.