

**АВТОМАТИЗАЦИЯ  
БИОЛОГО-МЕДИЦИНСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ.  
ТЕХНИЧЕСКИЕ И ПРОГРАММНЫЕ СРЕДСТВА.  
ПРИМЕНЕНИЕ КАМАК-СИСТЕМ**

УДК 612.014.423

**К. ВИЦЕНИК, П. КНЕППО, В. РОСИК,  
Л. И. ТИТОМИР, М. ТЫШЛЕР**  
(Братислава, ЧССР)

**АВТОМАТИЗИРОВАННЫЙ КОМПЛЕКС  
ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ПОЛЯ СЕРДЦА**

Современные исследования в области биофизики сердца и электрокардиологии предъявляют высокие требования к средствам сбора исходных данных. Прежде всего эти средства должны обеспечить получение практически всей доступной информации об электрическом поле сердца на поверхности тела испытуемого. Иными словами, необходимо измерять, синхронно регистрировать и визуально отображать электрические потенциалы на основной части поверхности тела, применяя достаточно густую сеть электродов, которая, по существу, измеряет непрерывное распределение потенциала. Такая сеть может содержать 100 и более электродов. Кроме того, наряду с поверхностными потенциалами необходимо измерять геометрические координаты поверхности тела, без знания которых невозможно провести достаточно точный и полный анализ электрического поля сердца. Очевидно, что при помощи общепринятых электрокардиографических методов невозможно осуществить измерения, удовлетворяющие указанным требованиям. Это свидетельствует о необходимости создания принципиально новой, автоматизированной измерительной системы, позволяющей быстро измерять и регистрировать как электрические потенциалы, так и геометрические координаты поверхности тела.

Далее, важнейшей тенденцией современных исследований биоэлектрической активности сердца является ее углубленный математический анализ с применением различных форм математического описания (моделирования) электрического генератора и электрического поля сердца на основе измеренного распределения поверхностного потенциала и геометрических параметров тела. Такой анализ, электрофизиологическую и биофизическую интерпретацию измеренных данных, объем которых очень велик, невозможно осуществить без ЭВМ. Ввиду сложности измерительной процедуры вычислительная машина, наряду с предварительной и основной вычислительной обработкой измеренных данных, должна также обеспечить автоматическое управление процессом измерения на всех его этапах.

Таким образом, наиболее эффективным средством обеспечения экспериментального исследования в области электрокардиологии представляется автоматизированный комплекс на базе цифровой вычислительной машины, решающей оптимальным способом вышеуказанные задачи. Такой комплекс был создан в Институте измерения и измери-

тельной техники Словацкой Академии наук при выполнении плана научного сотрудничества совместно с Институтом проблем передачи информации Академии наук СССР.

**Измерительная система.** Главной частью автоматизированного измерительно-вычислительного комплекса является цилиндрический координатор СК-2 [1], предназначенный для измерения координат точек поверхности грудной клетки, от которых одновременно отводятся электрические потенциалы генератора сердца. При создании координатора мы исходили из того, что грудная клетка более всего сходна по форме с цилиндром, ось которого совпадает с вертикальной осью тела. Поэтому при разработке метода измерения была выбрана цилиндрическая система координат.

Объект измерения (испытуемый) располагается в координаторе в сидячем положении. Отводящие электроды установлены на эллиптической раме, расположенной в горизонтальной плоскости. Рама окружает грудную клетку и может перемещаться вдоль вертикальной оси. Электроды устанавливаются на раме таким образом, что в областях, расположенных ближе всего к сердцу, т. е. на передней и левой стенках грудной клетки, где наиболее значительны величины потенциала и его градиента, угловой интервал между электродами равен  $15^\circ$ , а на задней и правой стенках он увеличен до  $30^\circ$ . Общее число электродов на раме составляет 19 (рис. 1). В заданные моменты измерения электроды автоматически выдвигаются в радиальном направлении на требуемую длину. Выдвигание и втягивание электродов осуществляется с помощью пневматической системы, которая, кроме того, обеспечивает равномерное их прижатие к поверхности тела. Положение каждого электрода в радиальном направлении измеряется потенциометрическим датчиком, который совместно с остальными частями системы обеспечивает определение радиальной координаты данной точки измерения потенциала. В определенные моменты времени вся рама вместе с электродами (оттянутыми от тела) автоматически смещается в вертикальном направлении. Интервал между горизонтальными плоскостями, в которых осуществляется измерение, определяется в цифровой форме. Автоматическая работа всей измерительной системы обеспечивается электронными устройствами, подробно описанными в работах [2, 3].

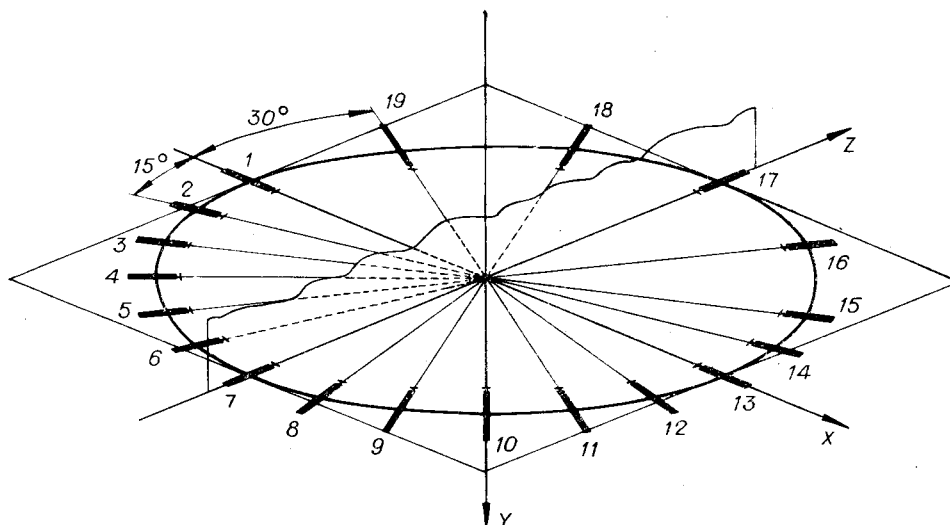
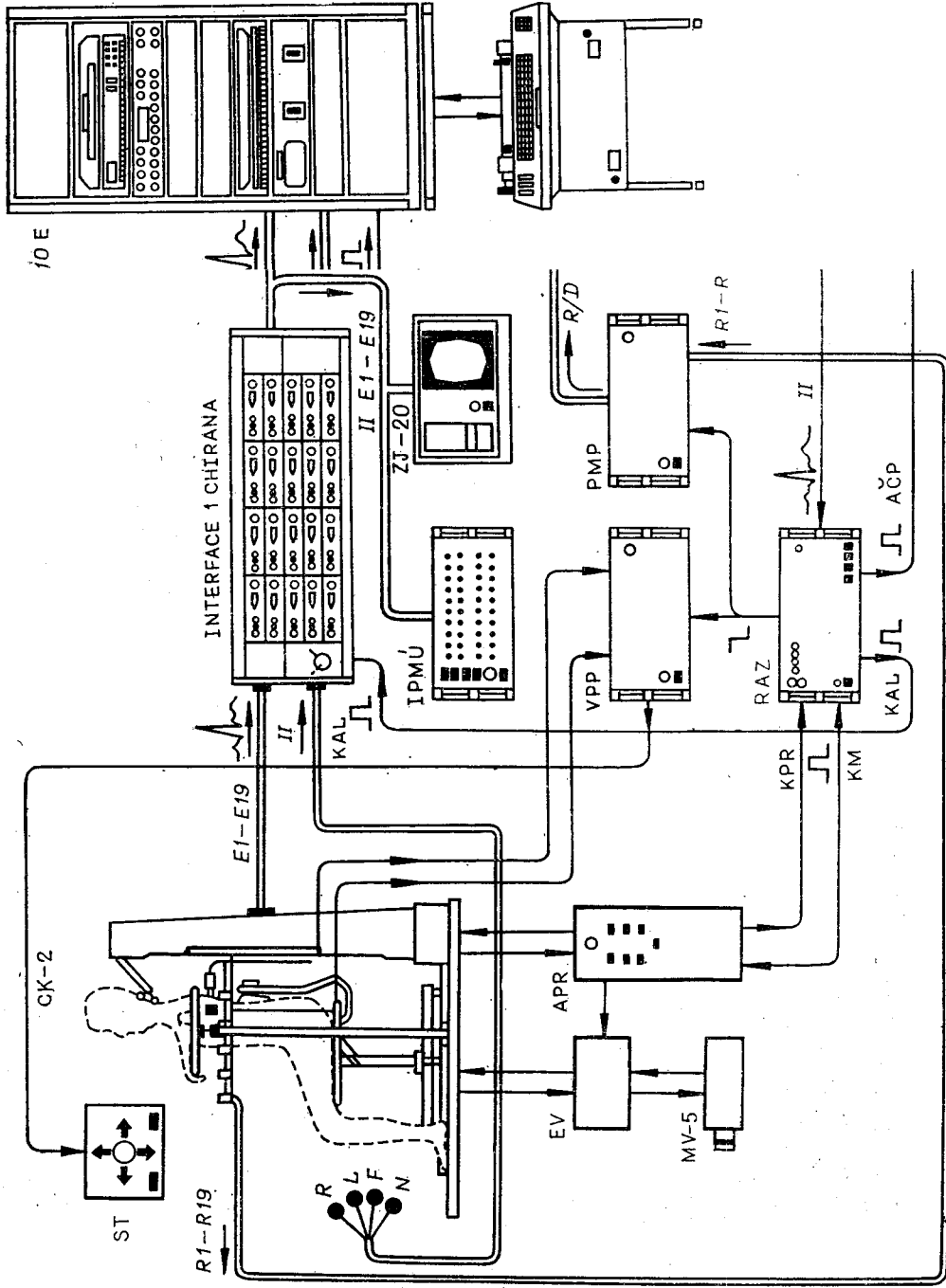


Рис. 1. Схематическое изображение расположения электродов на раме.



fo E

INTERFACE 1 CHIRANA

II E1-E19

ZJ-20

IPMÚ

PMP

R/D

VPP

II

RAZ

80000

KAL

KAL

ACP

R1-R

II

KAL

E1-E19

R1-R19

CK-2

ST

R

L

F

N

EV

APR

MV-5

KPR

KM

Лабораторная вычислительная система DECLAB 11/10 E дает возможность управлять работой цилиндрического координатора СК-2 и обработкой измерительных величин в режиме «on line» (рис. 2). Измеренные потенциалы с поверхности грудной клетки ( $E1-E19$ ) вместе с потенциалами, отведенными от конечностей ( $R, L, F, N$ ), подаются на 20-канальный блок усилителей INTERFACE1 CHIRANA, где сигналы электрической активности сердца подготавливаются к вводу в аналого-цифровой преобразователь ЭВМ. Подготовка сигналов состоит в усилении по напряжению и мощности на 60—80 дБ в основных усилителях, преобразовании сигналов к несимметричному виду, ограничении их частотного спектра диапазоном от 0,05 до 1000 Гц (по уровню — 3 дБ) и приведении к низкому выходному сопротивлению, которое позволяет использовать для передачи сигналов к вычислительной машине длинные неэкранированные провода.

Влияние изменяющегося переходного сопротивления «кожа — электрод» компенсируется входными изолирующими усилителями, включенными в цепь каждого из 19 электродов.

Двадцатый электрокардиографический усилитель постоянно усиливает сигнал стандартного отведения II. Этот сигнал используется как в процессе обработки для синхронизации групп сигналов, которые отводятся последовательно, так и для синхронизации работы всей измерительной системы в целом. Потенциалы на поверхности грудной клетки испытуемого измеряются в виде разностей потенциалов между так называемой терминалью Вильсона и соответствующими точками поверхности. Для учета свойств отдельных измерительных каналов на их входы подаются калибровочные импульсы с амплитудой 1 мВ. Блок INTERFACE1 CHIRANA был разработан совместно Институтом измерения и измерительной техники САН и промышленным предприятием медицинской техники «CHIRANA, Starà Turà» в ЧССР.

Значительное влияние на общую точность и воспроизводимость измерений потенциала на поверхности грудной клетки оказывает продолжительность процесса измерения. В идеальном случае следовало бы выполнять измерения в пределах одного сердечного цикла. Если бы измерения проводились в 20—25 горизонтальных плоскостях (с интервалом по вертикали 1 см), то это означало бы необходимость одновременного измерения потенциалов в 380—475 точках. Автоматическая измерительная система, представленная на рис. 2, способна измерять и записывать сигналы одновременно только от 19 точек. Для того чтобы измерение и запись 19 одновременно отводимых сигналов осуществлялись за приемлемый промежуток времени, во избежание чрезмерной физической и психической нагрузки испытуемого, приводящей к изменению сигналов, процесс измерения был автоматизирован. Цель автоматизации состоит в сокращении времени и стандартизации аналого-цифрового преобразования сигналов на протяжении требуемого числа сердечных циклов, обрабатываемых цифровой вычислительной машиной, автоматическом переносе электродов в новую горизонтальную плоскость в подходящие и по возможности короткие периоды времени,

Рис. 2. Реализация автоматической измерительной системы:

СК-2 — цилиндрический координатор; INTERFACE 1 CHIRANA — 20-канальный блок усилителей фирмы «CHIRANA, Starà Turà» ЧССР; DECLAB 11/10E — лабораторная вычислительная система; ST — световое табло; EV — электромагнитные вентили; MV-5 — электромеханический насос; APR —

блок управления перемещением рамы; RAZ — блок управления процессом измерения; IPMÚ — блок контроля превышения максимального уровня модуляции; VPP — блок управления положением испытуемого; ZI-20 — 20-канальный блок отображения; PMP — блок электронных фильтров сигналов радиальных координат и сигналов дыхания (переключатель);  $R1-R19$  — электрические напряжения датчиков радиальных координат электродов;  $R, L, F, N$  — отведения от конечностей;  $E1-E19$  — измеренные потенциалы с поверхности грудной клетки; II — стандартное электрокардиографическое отведение II;  $R/D$  — аналоговые сигналы, соответствующие средним значениям радиальных координат точек измерения, и их изменения в виде сигналов дыхания; АСР — импульс запуска аналого-цифрового преобразования; КАЛ — калибровочный импульс; КРР — импульс окончания перемещения рамы; КМ — импульс окончания измерения.

формировании команды для калибровки измерительных каналов и генерации импульсов (АСР), определяющих момент начала автоматического аналого-цифрового преобразования сигналов. Необходимое взаимодействие между всеми схемами обеспечивает блок управления, работа которого синхронизируется сигналом стандартного электрокардиографического отведения II.

Цикл измерения можно начать путем нажатия кнопки START на блоке управления RAZ 7501 либо при помощи импульса KPR от блока APR 7501, который указывает на окончание перемещения рамы в новую плоскость. Оба командных импульса запускают новый цикл измерения: первый — при ручном, второй — при автоматическом управлении процессом измерения. Указанные импульсы очищают три программных счетчика. Первый из них осуществляет подсчет сердечных циклов, которые используются в процессе измерения. Второй счетчик определяет сердечный цикл, в пределах которого будет осуществляться калибровка измерительных каналов при помощи калибровочного импульса KAL (с амплитудой 1 мВ) и аналого-цифровое преобразование, которое инициируется под действием импульса АСР. Импульсы для этих двух счетчиков формируются при помощи зубцов R отведения II, поступающего на блок управления RAZ 7501 с выхода 20-го канала блока усилителей INTERFACE 1 CHIRANA. Третий из указанных счетчиков позволяет запрограммировать продолжительность перерыва между отдельными циклами измерения при автоматической работе измерительной системы.

По окончании каждого цикла измерения блок управления RAZ 7501 подает в блок автоматического перемещения рамы APR 7501 импульс КМ, сигнализирующий об окончании измерения. Приход этого импульса вызывает оттягивание электродов от тела, перемещение рамы на выбранный интервал по вертикали и новое наложение их на поверхность грудной клетки. Движение электродов осуществляется под действием положительного и отрицательного давления воздуха, которое вырабатывается механическим насосом и подается через электромагнитные вентили и раму координатора в телескопические устройства, несущие отводящие электроды. По окончании этой процедуры блок APR 7501 выдает на управляющий блок RAZ 7501 импульс KPR, сигнализирующий об окончании перемещения рамы, в результате чего запускается цикл измерения для следующей горизонтальной плоскости.

Для определения параметров модели или математического описания электрического генератора сердца необходимо, наряду с распределением потенциала, знать геометрическую форму грудной клетки. Радиальная координата каждого электрода в принятой цилиндрической системе координат измеряется при помощи потенциометрического датчика. Электрические потенциалы датчиков, пропорциональные мгновенным значениям радиальных координат электродов, в виде аналоговых сигналов ( $R1-R19$ ) подаются в блок РМР 7701, где корректируются различия между отдельными датчиками и при помощи электронных фильтров осуществляется отделение той части измеренных сигналов, которая соответствует средним значениям радиальных координат  $R1-R19$  и их изменениям в виде сигналов дыхания  $D1-D19$ . Сигналы  $R$  или  $D$  на выходе блока РМР 7701 можно переключать в надлежащие моменты времени управляющим сигналом из блока управления RAZ 7501. Сигналы радиальных координат вместе с сигналами биоэлектрической активности сердца подаются на входы аналого-цифрового преобразователя вычислительной машины.

На протяжении всей процедуры измерения необходимо сохранять неизменным положение тела испытуемого. Для этой цели служит блок управления положением испытуемого VPP, состоящий из датчиков положения тела, установленных на цилиндрическом координаторе СК-2,

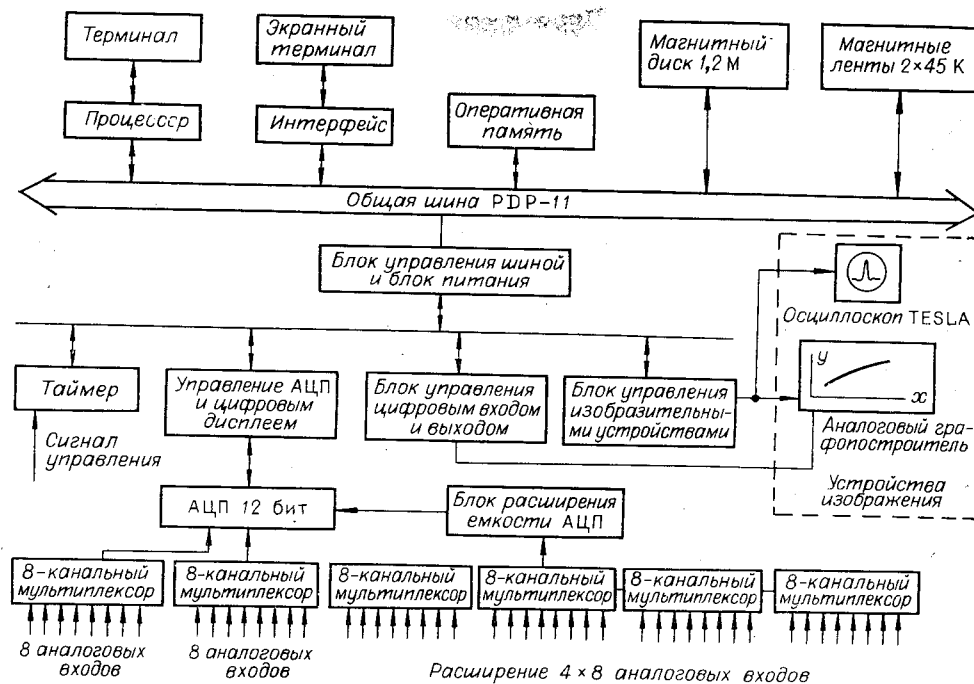


Рис. 3. Блок-схема системы автоматизации измерения электрического поля сердца.

соответствующих логических схем, включенных в блок VPP, и табло ST.

В результате работы автоматической измерительной системы осуществляются автоматические циклы измерения в горизонтальных плоскостях, максимальное число которых составляет 60 (при шаге по вертикали — 1 см). По окончании цикла измерения биоэлектрических сигналов измеряются мгновенные значения выходных потенциалов датчиков радиального смещения электродов  $R1-R19$  как исходные данные для расчета радиальных координат точек измерения на поверхности грудной клетки.

**Аппаратные средства автоматизации эксперимента.** В настоящее время вычислительная часть системы автоматизации измерения потенциалов на поверхности грудной клетки состоит из (рис. 3):

1) ЭВМ DECLAB 11/10E, в комплект которой входят встроенный процессор PDP 11/10, оперативное запоминающее устройство емкостью 28K слов, пишущий терминал и алфавитно-цифровой дисплей как устройства ввода и вывода данных диалога оператора и программы, магнитный диск емкостью 1,2 М слов и вспомогательное запоминающее устройство на узкой магнитной ленте емкостью  $2 \times 45K$  слов;

2) модульной лабораторной периферийной системы (LPS-11), совместимой с комплектом ЭВМ.

Все составные части вычислительной системы, включая элементы лабораторной периферийной системы, присоединены к общей шине ЭВМ. Способ связи для всех элементов на общей шине одинаков.

Так как для обеспечения автоматизированного эксперимента самой важной и необходимой является модульная система, связывающая экспериментальную установку с управляющей и вычислительной частью, мы остановимся на ней несколько подробнее (см. рис. 3, под общей шиной ЭВМ).

В состав модульной лабораторной системы входят:

Система аналого-цифрового преобразователя, осуществляющая

сбор аналоговых данных при определенной скорости и запоминание эквивалентных цифровых данных для последующей обработки. Разрешающая способность преобразователя 12 бит с возможностью переключения на 10 или 8 бит. Восьмиканальный мультиплексор допускает присоединение восьми униполярных входов с уровнем амплитуды до  $\pm 5$  В. Система преобразователя допускает увеличение числа аналоговых входов. Описываемая в дальнейшем программа использует 48 входов — число, которое с минимальной избыточностью удовлетворяет требованиям эксперимента. В систему преобразователя входит также 6-разрядный цифровой дисплей, используемый для изображения некоторых числовых данных в течение эксперимента.

*Программируемый таймер*, обеспечивающий несколько способов точного измерения и подсчет интервалов, можно использовать также для синхронизации центрального процессора с внешними событиями или для прерывания при программируемых интервалах времени.

*Блок управления цифровым входом и выходом* состоит из одного 16-разрядного входного и одного 16-разрядного выходного регистров. Модуль содержит также два управляемых программой реле, которые обеспечивают запуск лабораторного оборудования. В описываемой программе эти реле применяются для управления пишущим элементом графопостроителя.

*Блок управления устройствами отображения данных.* В основу этого модуля положена система двух 12-разрядных цифроаналоговых преобразователей, с помощью которых можно изобразить данные в виде матрицы  $4096 \times 4096$  точек. Экспериментатор может задать в рамках этой матрицы любую точку, указывая ее координаты посредством соответствующей команды. Для изображения этой точки на экране осциллоскопа нужна еще цепь высвечивания точки. В описываемом эксперименте к модулю присоединены осциллоскоп TESLA BM 463 и аналоговый XY-графопостроитель ВАК 4Т чехословацкого производства.

*Программное обеспечение автоматизации эксперимента.* Всем процессом обработки сигналов ЭКГ, измеренных при помощи цилиндрического координатора СК-2, управляет комплект программ, написанных на языке ФОРТРАН [4]. В программах также используются подпрограммы из библиотеки для управления графопостроителем, созданной в ИИИТ САН, и фирменные подпрограммы из библиотеки для управления лабораторным периферийным устройством LPS-11, системной библиотеки и библиотеки компилятора для языка ФОРТРАН.

Комплект программ образует модульную систему с оверлейной структурой, которая состоит из следующих частей: управляющая программа, программа для выполнения системных операций, рабочие программы. Резидентна только управляющая программа; все остальные программы, которые написаны как ее подпрограммы, считываются в память только во время их работы.

*Управляющая программа* управляет ходом измерения и обработки сигналов каждого испытуемого (рис. 4). Ее структура допускает, чтобы обработка осуществлялась сразу без перерывов или по частям. После ввода имени испытуемого и спецификации требуемых функций управляющая программа вызывает программу для выполнения системных операций и после этого по специфицированным функциям вызывает отдельные рабочие программы. Все необходимые данные об испытуемом и предыдущей обработке сигналов управляющая программа передает рабочим программам через общую область памяти.

*Программа выполнения системных операций* вызывается управляющей программой еще до начала реализации рабочих программ и выполняет следующие задачи: 1) по имени испытуемого создает названия всех файлов на диске, которые могут появиться в течение обработки,

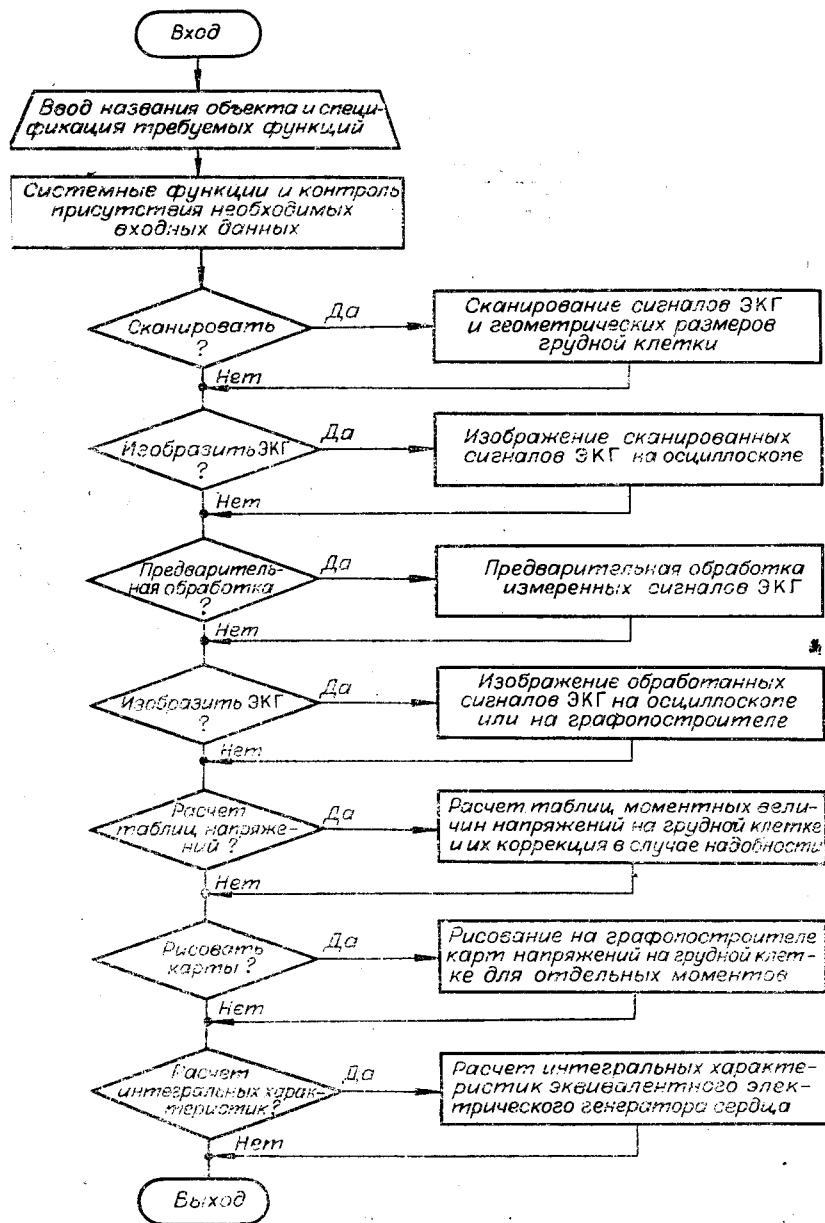


Рис. 4. Блок-схема управляющей программы.

и записывает их в общую зону памяти; 2) считывает манипулятор диска в память; 3) контролирует, не возникает ли во время обработки перезапись файлов, и в случае возможности перезаписи печатает предупреждающее сообщение; 4) контролирует, находятся ли уже на диске все необходимые входные файлы данных, которые в течение обработки не создаются. После выполнения всех задач программа передает управление управляющей программе для последующей обработки.

Рабочие программы осуществляют конкретные задачи измерения и обработки. В систему входят программы ввода основной установки электродов рамы; сканирования сигналов ЭКГ и координат поверхности грудной клетки; отображения сканированных сигналов на осциллоско-



пе; предварительной обработки сканированных сигналов ЭКГ; отображения обработанных сигналов ЭКГ на осциллографе или графопринтере; вычисления таблиц мгновенных величин потенциалов на поверхности грудной клетки и их коррекции (в случае необходимости); построения эквипотенциальных карт на поверхности грудной клетки; вычисления параметров электрического генератора сердца.

Программы выполняются в указанном порядке, причем каждая из них может использовать только данные, создаваемые предыдущими программами; управляющая программа по специфицированным функциям определяет, какие именно из них надо выполнить.

*Программа ввода основной установки электродов рамы СК-2* вызывается только в случае изменения основной установки электродов до начала измерения, например из-за непривычных размеров грудной клетки испытуемого. Программа создает файл на диске, в котором находятся радиальные координаты всех 19 электродов рамы СК-2 в основном положении.

*Программа сканирования сигналов ЭКГ и координат поверхности грудной клетки.* Сигналы ЭКГ сканируются при помощи цилиндрического координатора СК-2 в 19 точках по окружности грудной клетки последовательно на нескольких горизонтальных уровнях. Вместе с сигналом электрокардиографического отведения II, который используется в качестве синхронизирующего сигнала для отдельных уровней, эти сигналы после усиления вводятся в аналого-цифровой преобразователь ЭВМ. Программа обеспечивает 20-канальное преобразование указанных сигналов и их накопление на диске. Преобразованием сигналов управляет таймер ЭВМ. Импульсный сигнал в момент начала цикла сигнала ЭКГ, обеспечивающий запуск преобразования, вырабатывается аппаратурой координатора СК-2. Еще до сканирования сигналов ЭКГ во всех 20 каналах сканируется таким же образом серия импульсов с амплитудой 1 мВ, которые используются для калибровки измерительных каналов. В результате сканирования сигнала в каждом канале получается 512 отсчетов; запаздывание между отдельными каналами равно 0,132 мс. Непосредственно после сканирования сигналов ЭКГ на каждом уровне сканируются в следующих 19 каналах сигналы радиальных координат поверхности грудной клетки. Эти сигналы сканируются 5 раз в течение одного периода дыхания и затем усредняются. Величины радиальных координат вычисляются при помощи данных из файла основной установки электродов и накапливаются на диске вместе с сигналами ЭКГ.

Процессом сканирования управляют через терминал ЭВМ. Оператор определяет подходящий сердечный цикл визуально; он имеет возможность не принять сканированные сигналы в случае их неудовлетворительного качества.

*Программа отображения сканированных сигналов ЭКГ на осциллографе* обеспечивает визуальный контроль измеренных сигналов. Процессом отображения управляют через терминал ЭВМ. Оператор имеет возможность последовательно выводить изображения всех или только некоторых сигналов или их избранных частей.

*Программа предварительной обработки сканированных сигналов ЭКГ* выполняет 3 основные задачи: 1) калибровку измерительных каналов; 2) обработку сигнала ЭКГ отведения II с целью нахождения момента максимума зубца R и моментов, определяющих нулевую линию в начале и в конце цикла ЭКГ; 3) цифровую фильтрацию измеренных сигналов, устранение перемещения и наклона нулевой линии и вычисление полученных величин измеренных сигналов ЭКГ в микровольтах.

Калибровка измерительных каналов осуществляется при помощи амплитудных гистограмм, определяющих диапазоны величин импуль-

сов. Арифметические средние величины этих диапазонов используются для определения высоты калибровочных импульсов.

Обработка сигнала отведения  $II$  начинается с поиска момента максимума зубца  $R$ . Максимум определяется при помощи параболической интерполяции сигнала в области предполагаемого зубца  $R$ . Программа исключает возможность ошибочного использования, вместо зубца  $R$ , импульса помехи. Моменты в начале и в конце цикла, соответствующие нулевой линии, определяются при помощи амплитудных гистограмм соответствующей части цикла ЭКГ. Обработка измеренных сигналов начинается с цифровой фильтрации (если эта фильтрация необходима). Используется параболическая фильтрация, парабола проводится через 11 точек. Далее, вычисляются уровни нулевой линии сигнала в начале и в конце цикла; при помощи этих уровней нулевая линия сигнала совмещается с осью времени. Наконец, величины сигнала пересчитываются в микровольты. Обработанные указанным способом сигналы снова накапливаются на диске.

Программа отображения обработанных сигналов ЭКГ на осциллографе или графопостроителе позволяет отобразить обработанные сигналы на осциллографе таким же образом, как сканированные сигналы, и вычертить их на графопостроителе в нескольких режимах (рис. 5).

Программа вычисления таблиц мгновенных величин потенциалов на поверхности грудной клетки и их коррекции (в случае необходимости) считывает обработанные сигналы с диска, синхронизирует их при помощи данных о моменте максимума зубца  $R$  сигнала отведения  $II$  и вычисляет мгновенные величины напряжений во всех измеренных точках в избранных частях цикла. Мгновенные величины вычисляются путем линейной интерполяции между величинами, наиболее близкими к требуемому моменту. При интерполяции также компенсируется запаздывание между измерительными каналами во время сканирования. Полученные таблицы накапливаются на диске и их можно распечатать.

Программа также позволяет корректировать некоторые величины в таблице, если в соответствующих точках были сигналы неудовлетворительного качества. Величина в такой точке вычисляется при помощи линейной интерполяции по величинам в соседних точках.

Программа построения эквипотенциальных карт на поверхности грудной клетки считывает с диска таблицы мгновенных величин потенциалов на поверхности грудной клетки и вычерчивает карты с полным описанием. Шаг эквипотенциалей на карте зависит от диапазона потенциалов в соответствующей таблице и может равняться от 50 до 500 мкВ. Эквипотенциальные линии вычерчиваются путем соединения точек с заданной величиной потенциала. Эти точки определяются при помощи линейной интерполяции в растре между точками измерения, которые находятся вблизи искомой эквипотенциали. Блок-схема программы представлена на рис. 6, пример карты — на рис. 7.

Программа вычисления параметров электрического генератора сердца. Для математического описания электрического генератора сердца используются мультиполи двух первых порядков, из которых можно также получить собственные характеристики генератора сердца, названные интегральными; к ним относятся дипольные компоненты

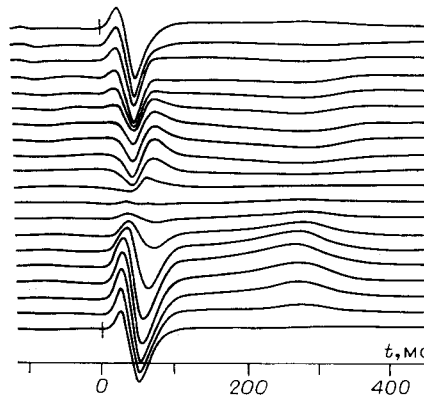


Рис. 5. Набор ЭКГ-сигналов, снятых на окружности грудной клетки в одной избранной плоскости.

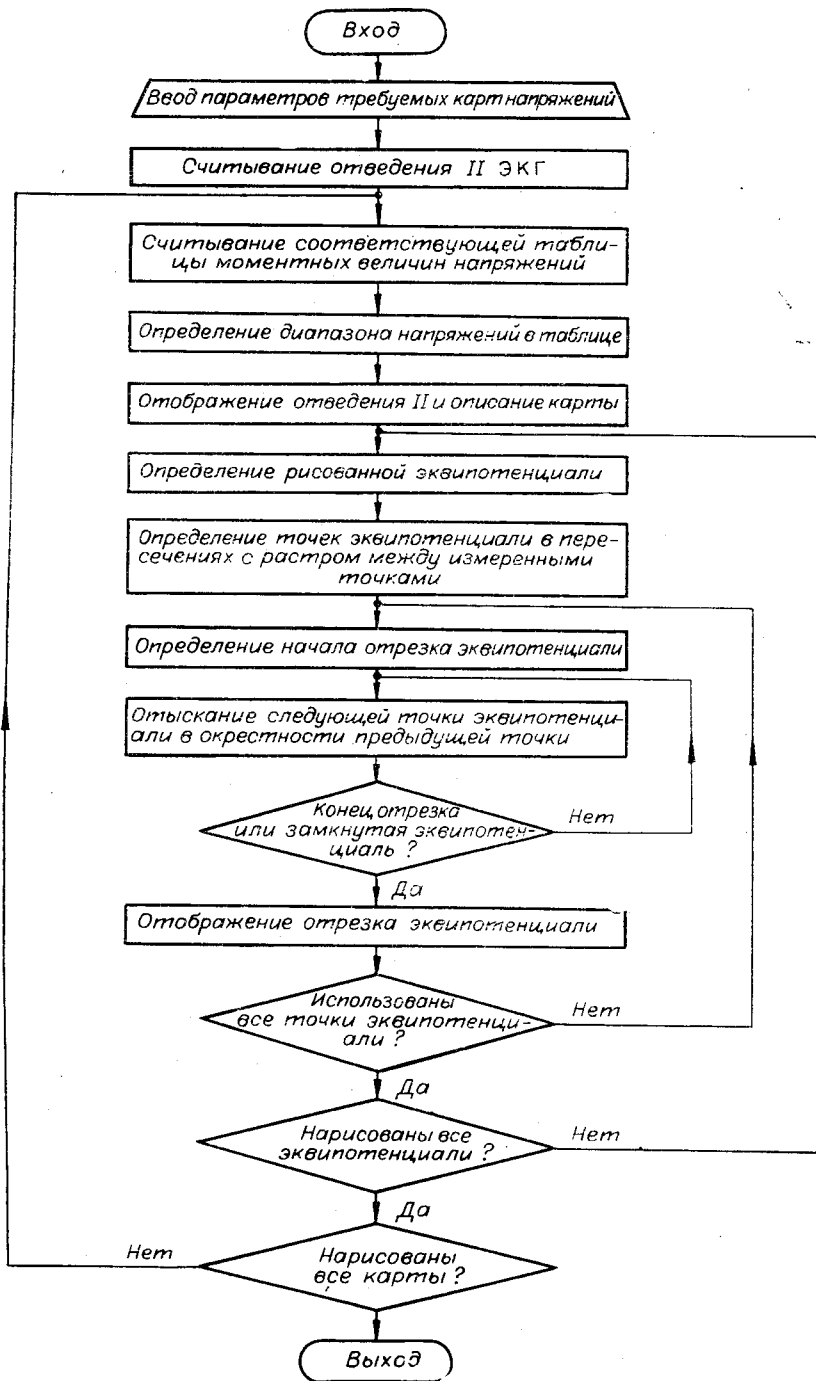


Рис. 6. Блок-схема программы для построения эквипотенциальных карт.

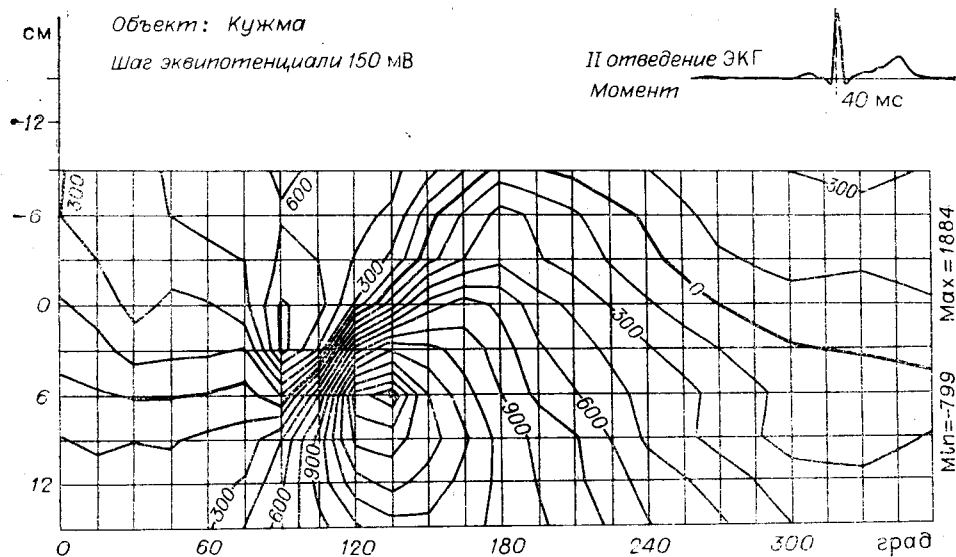


Рис. 7. Карта эквипотенциальных линий на поверхности грудной клетки.

генератора, координаты его подвижного электрического центра и коэффициент сложности генератора. С математической точки зрения это требует вычисления интегралов, в подынтегральные выражения которых входит потенциал, измеренный в точках на поверхности грудной клетки, или потенциал, умноженный на некоторые функции координат этих точек. Интегрирование осуществляется по замкнутой поверхности, которая аппроксимирует поверхность грудной клетки. Поверхность интегрирования образована из треугольников, в вершинах которых лежат измеренные точки; сверху и снизу эта поверхность замкнута горизонтальными плоскостями. Программа работает так, что из файла сканированных ЭКГ считываются координаты точек поверхности грудной клетки, а из файла таблиц потенциалов — соответствующие величины потенциалов в измеренных точках. После этого последовательно для отдельных сегментов поверхности вычисляются и суммируются их вклады в интегралы. Для каждого момента времени полученные характеристики накапливаются на диске и одновременно печатаются.

**Результаты измерительных экспериментов.** Основными результатами измерения и обработки данных является набор количественных характеристик, описывающих сердце как электрический генератор. Для вычисления требуемых характеристик нужно провести одновременно измерение величин биоэлектрических потенциалов на поверхности грудной клетки в течение полного сердечного цикла и координат точек, в которых эти потенциалы измеряются. Измерения выполняли при помощи вышеописанной системы в 9 горизонтальных плоскостях. На рис. 5 показан набор сигналов ЭКГ, снятых в 19 точках по окружности грудной клетки в одной из 9 плоскостей, после предварительной обработки сигналов. Из измеренных потенциалов после предварительной обработки получается набор таблиц мгновенных величин потенциалов на поверхности грудной клетки для отдельных моментов времени в течение одного сердечного цикла. По таблицам мгновенных величин потенциалов были построены эквипотенциальные линии на развернутой поверхности грудной клетки для выбранных моментов времени. На рис. 7 показана карта эквипотенциалей для выбранного программой момента времени, соответствующего определенной области комплекса QRS. Эквипотенциальные линии дают наглядную картину электрического

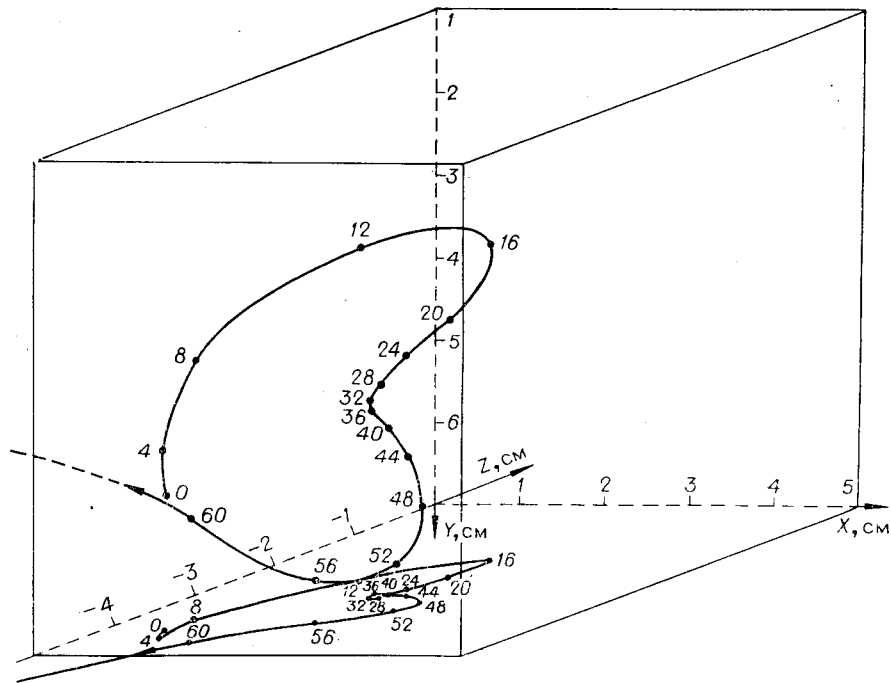


Рис. 8. Траектория электрического центра сердца в области комплекса QRS.

поля на поверхности грудной клетки и несут определенную информацию о деятельности сердца как генератора электрического тока.

Нами было использовано математическое описание сердца, основанное на мультипольном разложении его электрического поля. Мультипольные характеристики генератора несут информацию о состоянии

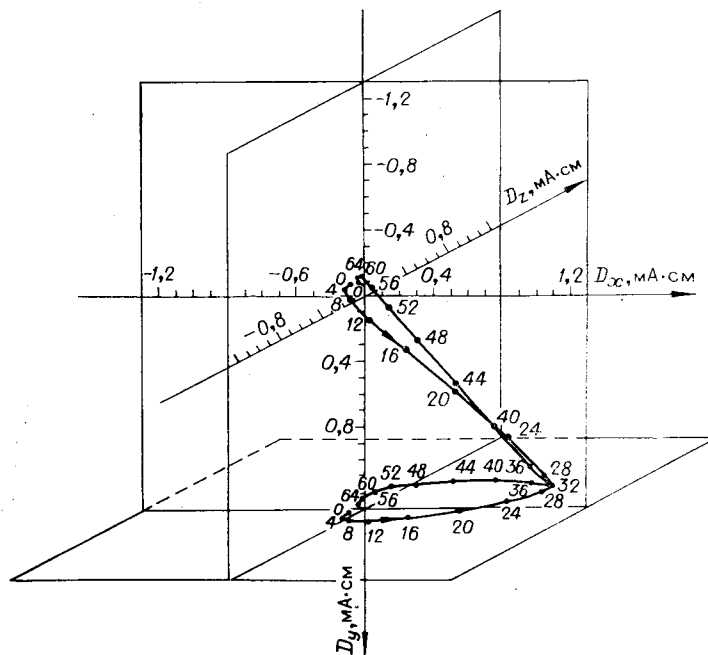
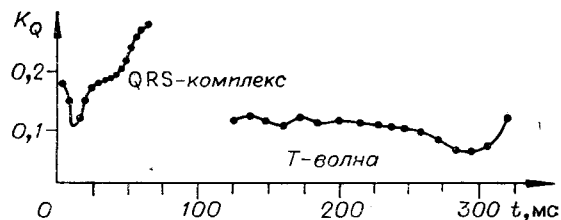


Рис. 9. Траектория вектора дипольного момента в области комплекса QRS.

Рис. 10. Коэффициент сложности  $K_0$  в области комплекса QRS и волны T.



сердца. Для того чтобы охарактеризовать состояние сердца оптимальным образом, была предложена система так называ-

емых интегральных характеристик [5—7], которые включают дипольный момент (с тремя компонентами  $D_x$ ,  $D_y$ ,  $D_z$ ), траекторию электрического центра сердца (определяемую тремя переменными координатами  $x$ ,  $y$ ,  $z$ ) и коэффициент сложности  $K_0$ . Электрический центр сердца определялся как такое положение генератора, при котором вклад потенциала от квадруполья в общий потенциал генератора является минимальным; он характеризует среднюю локализацию волны возбуждения. Коэффициент сложности определенным образом оценивает степень этой минимизации квадрупольного потенциала и характеризует искривленность границы волны возбуждения. Представление интегральных характеристик более наглядно, если они изображены в виде проекции конца вектора дипольного момента и проекции траектории электрического центра сердца на выбранную плоскость в интервале времени, включающем комплекс QRS (рис. 8—10).

Несмотря на то, что при помощи описанного комплекса уже проведен ряд экспериментов и получены интересные научные результаты в области электрокардиологии, развитие оборудования для комплексной автоматизации измерения и оценки биоэлектрической активности человеческого сердца еще нельзя считать законченным. Перспективным этапом развития является усовершенствование системы на базе стандарта КАМАК, которое позволит повысить скорость выполнения необходимых операций и сократить продолжительность измерительного цикла и последующей обработки данных, включая печать и графическое представление результатов. Это будет способствовать плодотворным связям и активному сотрудничеству с врачами-кардиологами и исследованию больших групп испытуемых, что необходимо для оценки диагностического значения полученных результатов.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Кнеппо Р. The cylindrical coordinator CK-2 — an equipment for body surface mapping of cardiac electric field.— In: Summaries of the II International Congress on Electrocardiology. Varna, 1975, p. 40.
2. Кнеппо Р., Rosík V. Automatizovaná sústava na meranie elektrického poľa srdca.— In: Zborník prednášok EMISCON'75. Bratislava, Dom techniky SVTS, 1975, p. 29.
3. Кнеппо Р., Rosík V. Measurement of cardiac surface potentials and of the geometrical dimensions of the chest.— In: Proc. Int. Conf. "Measuring and modelling of the cardiac electrical field", Smolenice, 1976.
4. Tušler M., Gasparovičová R., Turzová M., Viceník K., Кнеппо Р. Programový systém pre meranie a spracovanie bioelektrických napätí na hrudníku. Zborník z 3 pracovného seminára o biomed. inžinierstve. Brno, 1977.
5. Титомир Л. И. Интегральные характеристики электрической волны возбуждения сердца.— «Биофизика», 1975, т. 20, с. 693.
6. Кнеппо П., Титомир Л. И. Интегральные характеристики электрического генератора сердца человека.— «Биофизика», 1977, т. 22, с. 686.
7. Кнеппо Р., Titomir L. I. Integral characteristics of the human cardiac electrical generator from electric field measurements by means of an automatic cylindrical coordinator.— "IEEE Trans. Biomed. Eng.", 1979, vol. BME-26, p. 21.

Поступила в редакцию 20 марта 1979 г.