

Нижегородский научно-исследовательский радиофизический институт
Министерства науки, высшей школы и технической политики
Российской Федерации

П р е п р и н т N 386

ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФ НА БАЗЕ ЦЭЭМ

часть 1

Методика и техника построения кардиографа

Гладков В.В., Демкин В.М., Козырев О.Р., Кулагин Н.В.,
Лапшин И.В., Манишин В.Г., Митяков С.Н., Никитенкова С.П.,
Петрухин Н.С., Рахлин А.В.

Нижегород 1994

Гладков В.В. , Демкин В.М. , Козырев О.Р. , Кулагин Н.В. ,
Лапшин И.В. , Манишин В.Г. , Митяков С.Н. , Никитенкова С.П. ,
Петрухин Н.С. , Рахлин А.В.

ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФ НА БАЗЕ ПЭВМ, часть 1. Методика и техника построения кардиографа// Препринт N 386 . - Нижний Новгород : НИРФИ , 1994. - 14 с.

В работе рассматриваются основные принципы и схема электрокардиографических измерений. Приводится методика оптимального построения параллельных кардиографов и описание аппаратного комплекса для ввода в ЭВМ типа IBM-PC сигналов биологической активности человека. Разработанный комплекс может быть использован как для кардиологических, так и для других медицинских измерений, например, для снятия электроэнцефллограммы.

Подписано в печать 26.04.94 г. Формат 60 x 84 / 16.

Бумага писчая. Печать офсетная. Объем 1.1 усл. п. л.

Заказ 5392. Тираж 50.

Отпечатано на ротапринте НИРФИ

1. ВВЕДЕНИЕ

Электрические явления в сердце объясняет мембранная теория возникновения биопотенциалов, согласно которой возможно проникновение ионов калия, натрия, кальция, хлора и других веществ через мембрану мышечной клетки / 1 /. Первые электрофизиологические исследования были проведены Гальвани, который установил, что электрический импульс может вызывать сокращение мышцы. Позднее было установлено и обратное явление, когда при мышечном сокращении возникает электродвижущая сила. После изобретения струнного гальванометра Эйнтховен в 1903 г. зарегистрировал электрические токи работающего сердца человека. С развитием усилительной и регистрирующей техники стало возможным изучение биоэлектрических явлений в сердце, которое привело к созданию электрокардиологического (ЭКГ) метода диагностики сердечной деятельности / 2 /.

Электрокардиологические измерения основаны на исследовании биопотенциалов человека. Сигналы биологической активности снимаются с различных точек тела человека. Главным инструментом ЭКГ-исследований является *электрокардиограф* / 3 /, позволяющий записывать на бумажную ленту разность потенциалов между различными точками в электрическом поле сердца во время его возбуждения и сокращения. Электрокардиограф состоит из входного устройства, усилителя биопотенциалов и электромеханического регистратора. В качестве датчиков используются металлические пластины различной конфигурации. Сигналы снимаются с различных пар точек, образуя стандартные отведения по схеме, представленной на рис.1.

Отведением в электрокардиографии называется метод измерения разности потенциалов между двумя участками поверхности тела / 3 /. Стандартные отведения измеряют разность потенциалов между двумя точками электрического поля, удаленными от сердца и расположенными во фронтальной плоскости тела - на конечностях. Электроды накладывают на правой руке (R - красная маркировка), на левой руке (L - желтая маркировка) и на левой ноге (F - зеленая маркировка). Эти электроды попарно подключают к электрокардиографу для регистрации I , II , и III отведения. Электрод N (черная маркировка) устанавливается на правую ногу, и к нему подключается заземляющий провод. Как видно из рисунка, три стандартных отведения образуют равносторонний треугольник. В центре треугольника расположен электрический центр сердца, или точечный единичный сердечный диполь, одинаково удаленный от всех трех стандартных отведений. Усиленные однополюсные отведения измеряют разность потенциалов между одной из конечностей и средним потенциалом двух других, образуемым делителем на сопротивлениях. Отрицательным

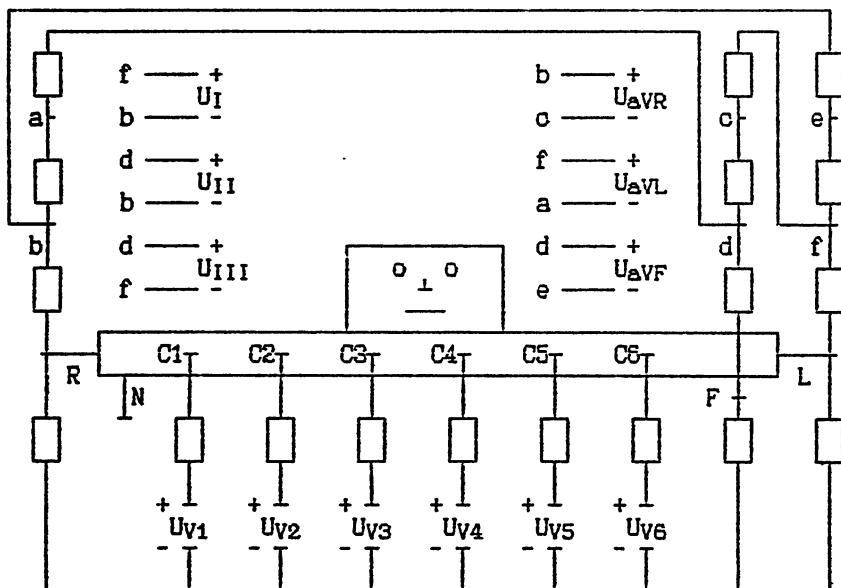


Рис. 1. Схема формирования стандартных отведений.

электродом является так называемый объединенный электрод. Обозначения отведений происходят от первых букв английских слов: augmented (усиленный), voltage (потенциал), right (правый), left (левый), foot (нога) : aVR , aVL , aVF . Грудные отведения измеряют разность потенциалов между активным положительным электродом, установленным на грудной клетке, и отрицательным объединенным электродом. Последний образуется при соединении через сопротивления трех конечностей, объединенный потенциал которых близок к нулю. Грудной электрод С (chest - грудь) маркируется белым цветом. В последовательном кардиографе имеется один усилительный канал с $K_{ус} < 10^5$, полосой $0.15 < \Delta F < 100$ Гц. На вход усилителя через систему коммутации подается один из следующих сигналов, соответствующих одному из 12-ти стандартным отведениям:

$$U_I = U_L - U_R \quad (1)$$

$$U_{II} = U_F - U_R \quad (2)$$

$$U_{III} = U_F - U_L \quad (3)$$

$$U_{aVR} = U_R - (U_L + U_F) / 2 \quad (4)$$

$$U_{aVL} = U_L - (U_R + U_F) / 2 \quad (5)$$

$$U_{aVF} = U_F - (U_R + U_L) / 2 \quad (6)$$

$$U_{v1} = U_{C1} - (U_L + U_R + U_F) / 3 \quad (7)$$

$$U_{v2} = U_{C2} - (U_L + U_R + U_F) / 3 \quad (8)$$

$$U_{v3} = U_{C3} - (U_L + U_R + U_F) / 3 \quad (9)$$

$$U_{v4} = U_{C4} - (U_L + U_R + U_F) / 3 \quad (10)$$

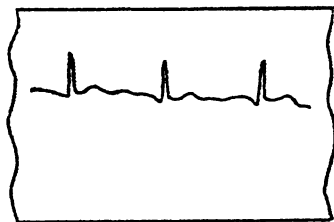
$$U_{v5} = U_{C5} - (U_L + U_R + U_F) / 3 \quad (11)$$

$$U_{v6} = U_{C6} - (U_L + U_R + U_F) / 3 \quad (12)$$

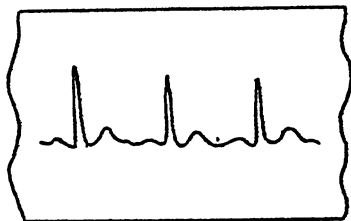
С выхода усилителя сигнал подается на регистрирующее устройство (самописец).

Система калибровки содержит источник стабильного напряжения $U_{оп} = 1$ мV и служит для калибровки шкалы регистратора на бумажной ленте (например, размах записи 1 см соответствует 1 мV сигнала), а также постоянной времени регистратора (~ 3 с).

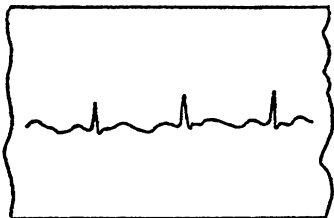
На рис. 2 приведен пример записи кардиограммы (первые 6 отведений) стандартного последовательного кардиографа типа ЭКГ-04.



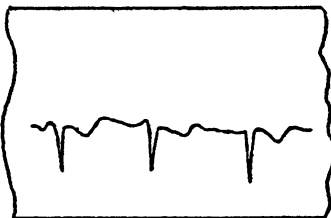
I



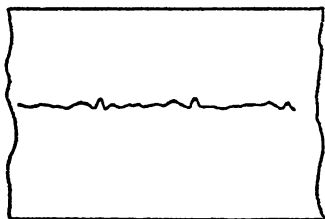
II



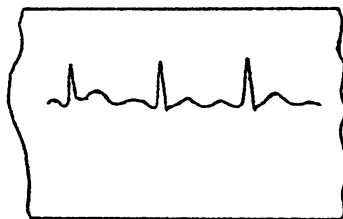
III



avR



avL



avF

Рис. 2. Пример записи кардиограммы

Весьма актуальным аспектом медицинских измерений является создание электрокардиографов на базе ЭВМ. Этой проблеме посвящена данная работа. В работе / 4 / описано программное обеспечение АРМ кардиолога. Отдельной задачей является создание алгоритмов анализа кардиограмм. Ее решение сопряжено с определенными трудностями, главной из которых является неадекватный подход к проблеме разных специалистов - медиков, математиков и др. Вопрос обработки и анализа кардиограмм рассматривается в работе / 5 /.

2. МЕТОДИКА ПОСТРОЕНИЯ ПАРАЛЛЕЛЬНОГО ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФА

В последовательных кардиографах система коммутации обеспечивает подключение одного из 12-ти стандартных отведений к усилителю. Усиленный и отфильтрованный сигнал регистрируется на одноканальном самописце. Недостатками последовательных кардиографов является малая скорость и неодновременность съема информации по 12-ти стандартным отведениям. Это приводит к увеличению времени съема всей кардиограммы до нескольких минут. Неодновременность съема информации по разным ответвлениям затрудняет процесс обработки кардиограммы.

При построении параллельных кардиографов обычно используется многоканальная схема (один усиленный канал на каждое отведение). В стандартных кардиографах сначала снимаются первые шесть отведений, затем остальные (грудные) отведения.

Поскольку сигналы 12-ти отведений можно рассчитать по формулам (1 - 12) то система коммутации заменяется жестко закрепленными резистивными делителями, построенными в соответствии с весовыми множителями в формулах (1 - 12). Такое построение параллельных кардиографов не лишено недостатков, поскольку требует большой точности в подборе соответствующих резисторов и калибровке каналов. Другим недостатком является громоздкость схемы, что в общем случае приводит к снижению надежности и точности измерений.

Использование ЭЕМ позволяет создать параллельный кардиограф по иной методике, существенно упрощающей техническую реализацию комплекса. При этом съем информации со всех датчиков осуществляется относительно одного из них (например, R-электрода). Дальнейшая процедура сводится к несложным алгебраическим преобразованиям для получения амплитуд измеряемых сигналов:

$$Z_1 = U_L - U_R \quad (13)$$

$$Z_2 = U_F - U_R \quad (14)$$

$$Z_3 = U_{C1} - U_R \quad (15)$$

$$Z_4 = U_{C2} - U_R \quad (16)$$

$$Z_5 = U_{C3} - U_R \quad (17)$$

$$Z_6 = U_{C4} - U_R \quad (18)$$

$$Z_7 = U_{CS} - U_R \quad (19)$$

$$Z_8 = U_{C6} - U_R \quad (20)$$

С учетом (1 -12) , используя избыточность информации при съеме 12-ти отведений, легко получить выражения для стандартных отведений через потенциалы $Z_1 - Z_8$:

$$U_I = Z_1 \quad (21)$$

$$U_{II} = Z_2 \quad (22)$$

$$U_{III} = Z_2 - Z_1 \quad (23)$$

$$U_{aVR} = -1/2 * (Z_1 + Z_2) \quad (24)$$

$$U_{aVL} = Z_1 - 1/2 * Z_2 \quad (25)$$

$$U_{aVF} = Z_2 - 1/2 * Z_1 \quad (26)$$

$$U_{V1} = Z_3 - 1/3 * (Z_1 + Z_2) \quad (27)$$

$$U_{V2} = Z_4 - 1/3 * (Z_1 + Z_2) \quad (28)$$

$$U_{V3} = Z_5 - 1/3 * (Z_1 + Z_2) \quad (29)$$

$$U_{V4} = Z_6 - 1/3 * (Z_1 + Z_2) \quad (30)$$

$$U_{V5} = Z_7 - 1/3 * (Z_1 + Z_2) \quad (31)$$

$$U_{V6} = Z_8 - 1/3 * (Z_1 + Z_2) \quad (32)$$

Подобная методика позволяет исключить использование сложных весовых делителей на входах усилителей и позволяет уменьшить число каналов до 8-ми.

Данная методика лежит в основе аппаратного комплекса для измерения кардиограмм на базе ПЭВМ типа IBM-PC, описанного в следующем разделе.

3. АППАРАТУРНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ВВОДА В ЭВМ ТИПА IBM PC СИГНАЛОВ БИОЛОГИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ ЧЕЛОВЕКА

Комплекс предназначен для ввода в память ПЭВМ слабых аналоговых биосигналов в реальных условиях (амбулатория, стационар, подвижная лаборатория и т.д.) с целью их дальнейшей обработки и анализа. В состав комплекса входит устройство ввода аналоговой

информации в ПЭВМ в стандарте IBM-PC, блок аналоговых усилителей, набор соединительных проводов ¹⁾. Число аналоговых каналов - от 1 до 16. Способ съема данных параллельный (одновременно со всех каналов). Полоса частот входных сигналов от 0.02 до 150 Гц. Уровень входных сигналов - от 30 мкв до 10 мв. Коэффициент усиления по каждому каналу может меняться от 60 до 90 дб. Коэффициент подавления синфазного сигнала - не хуже 100 дб. Временной интервал между отсчетами может меняться от 100 мкс до 100 мс. Время преобразования АЦП не более 60мкс. Погрешность преобразования не более 1%. Объем буферной памяти от 1 до 64 Кбайт. Блок - схема комплекса представлена на рисунке 3.

Блок обработки аналоговых сигналов включает в себя предварительные усилители - на каждый канал, устройство выборки - хранения, коммутатор каналов и выходной усилитель. Управление числом коммутируемых каналов и коэффициентом усиления осуществляется программно, режимом калибровки - вручную. На рис.4 представлена функциональная схема блока. Блок состоит из набора модулей 4-х различных типов. Остановимся кратко на описании каждого из них.

Модуль У - предварительный усилитель, собранный по балансной схеме с низким уровнем шумов и малым температурным дрейфом. Коэффициент подавления синфазного сигнала (сетевая помеха) 100-110дб. Коэффициент усиления $K_{ус}=1000$. Модуль включает в себя фильтры верхних и нижних частот, обеспечивая полосу пропускания тракта от 0.15 до 150 Гц.

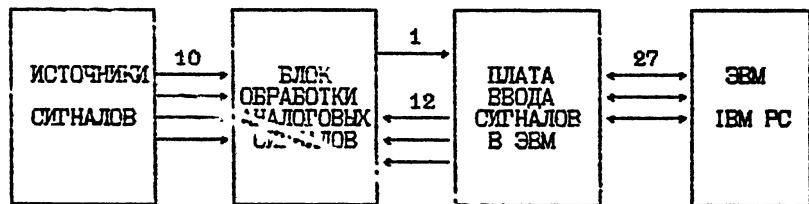


Рис. 3 Блок-схема комплекса для съема ЭКГ

1) В настоящее время изготовлены промышленные образцы устройства. Проектирование печатных плат осуществлялось с использованием пакета PCAD на ЭВМ IBM PC.

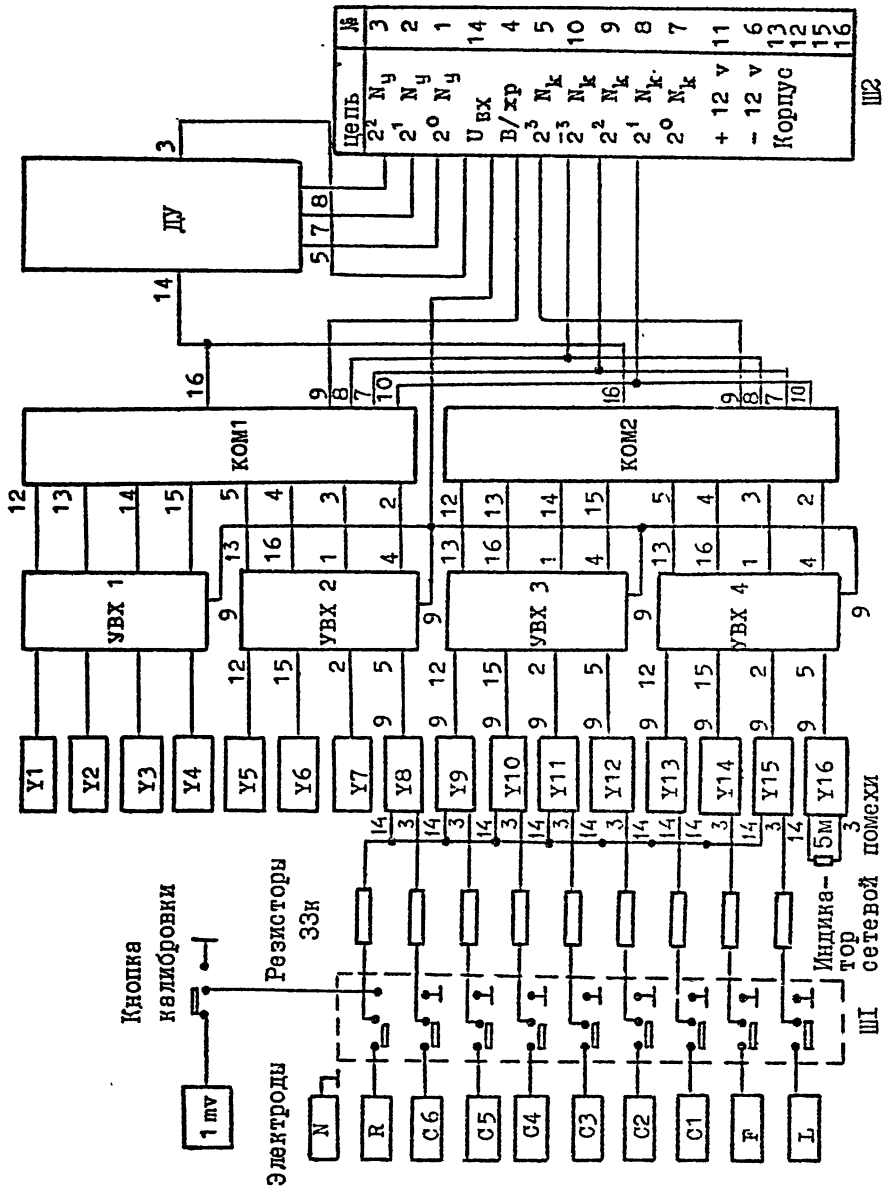


Рис. 4. Функциональная схема блока обработки аналоговой информации

Модуль УВХ - четырехканальное устройство выборки-хранения. Обеспечивает одновременность съема информации по всем каналам и большую точность отсчетов. Запоминание информации осуществляется по синхросигналу в/хр (короткий импульс).

Модуль КОМ - восьмиканальный коммутатор сигналов. Управление числом коммутируемых каналов осуществляется программно подачей сигналов Z^0N_k , Z^1N_k , Z^2N_k . Сигналы Z^3N_k и Z^3N_k , имеющие противоположный уровень, обеспечивают выбор модуля КОМ при числе каналов более восьми.

Модуль ДУ - дополнительный усилитель. Используется при необходимости увеличения коэффициента усиления устройства. Имеется 8 градаций коэффициента дополнительного усиления $K_{ду}$. Суммарный коэффициент усиления определяется произведением K_y и $K_{ду}$. Использование большого усиления может быть необходимым, например, при работе устройства в режиме электроэнцефаллографа, где уровни входных сигналов существенно ниже, чем в кардиографе. Выбор дополнительного усиления осуществляется программно с помощью трехбитового кода (Z^0N_y , Z^1N_y , Z^2N_y).

Функциональная схема *платы ввода сигналов в ЭВМ* изображена на рис. 5. *Приемопередатчик данных и дешифратор адреса* обеспечивают работу двух входных и двух выходных портов. *Выходной порт 1* обеспечивает формирование двух четырехбитовых кодов: N_f - для установки частоты повторения цикла записи и N_B - для установки требуемого объема буфера. *Входной порт 1* обеспечивает прием байта информации (D0₀-D0₇) из буферной памяти для дальнейшего его направления в канал ЭВМ. *Выходной порт 2* обеспечивает формирование четырехбитового кода N_k для установления числа коммутируемых каналов и трехбитового кода N_y для выбора коэффициента дополнительного усиления в блоке обработки аналоговых сигналов. Старший бит порта 2 работает как на запись, так и на чтение. В режиме "запись" программно вырабатывается сигнал "пуск" (активный уровень -1), а по заполнению буфера аппаратно устанавливается сигнал "гот" (активный уровень - 0), программная проверка которого сигнализирует о начале режима "считывание". *Логика управления режимами работы* обеспечивает формирование управляющих сигналов, необходимых для работы устройства в режимах "запись" и "считывание". Режим "запись" устанавливается после прихода сигнала "пуск", а режим "считывание" - по заполнению буфера. *Генератор тактовых*

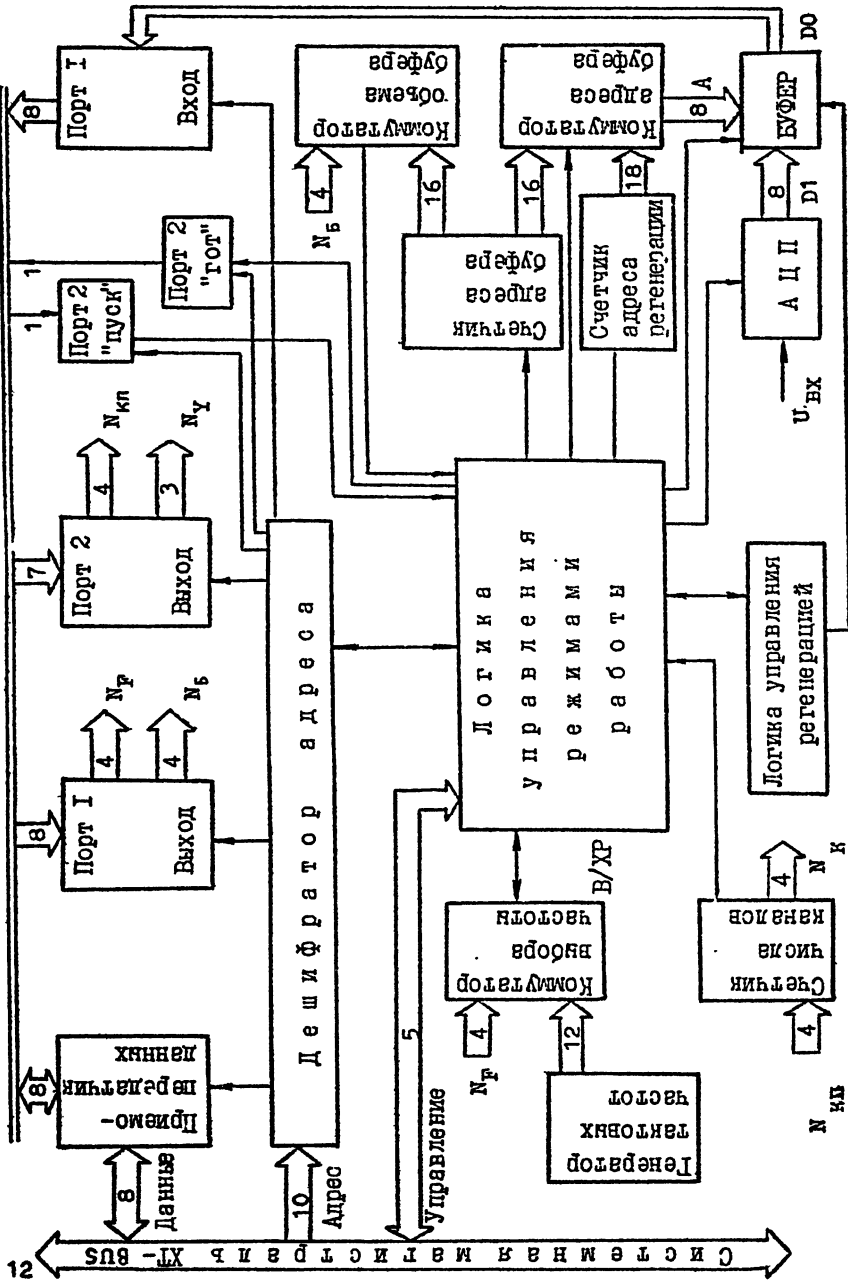


Рис. 5. Функциональная схема платы ввода электрокардиограммы в ЭВМ типа IBM-PC

частот формирует сигналы на сетке частот с периодами повторения от 100 мкс до 100 мс. Счетчик числа каналов формирует динамический код N_k , необходимый для работы коммутатора в блоке обработки аналоговых сигналов. Коммутатор выбора частот обеспечивает коммутацию одной из 12-ти тактовых частот с помощью кода N_f . Аналого-цифровой преобразователь (АЦП) предназначен для преобразования аналоговых сигналов биологической активности в цифровой код. АЦП имеет время преобразования 40 мкс, точность преобразования - 0.5%, пределы преобразования от -5v до +5v. Данные (D1₁ - D1₇) с выхода АЦП поступают в буферную память. Буферная память собрана на ОЗУ

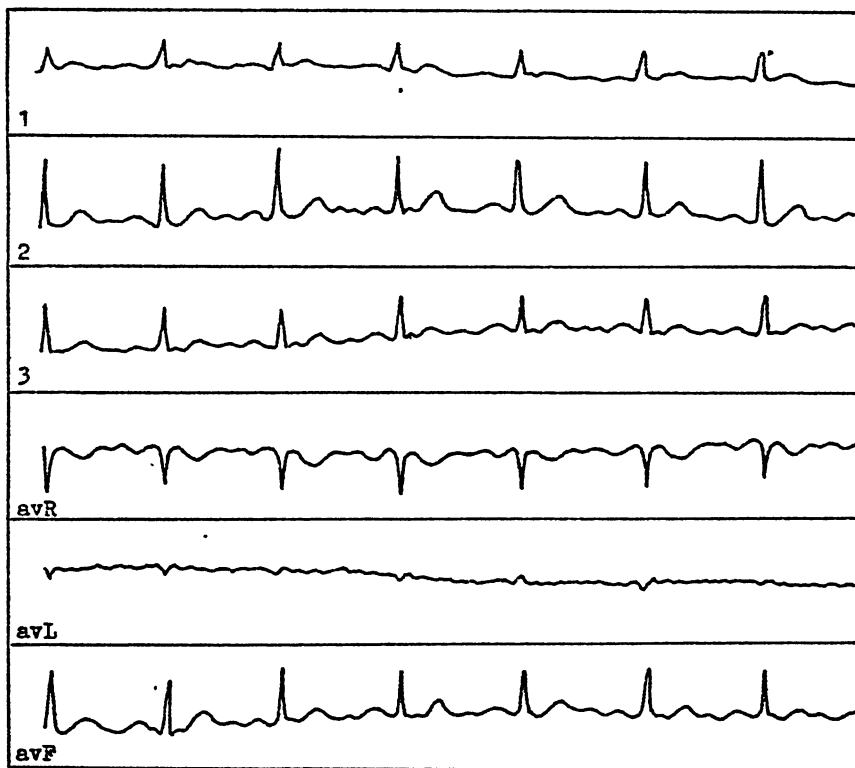


Рис.6. Пример вывода кардиограммы на печатающее устройство

динамического типа . Объем буфера может программно меняться от 1 байта до 64 килобайт. *Счетчик адреса регенерации* осуществляет перебор строк динамической матрицы ОЗУ в режиме регенерации. *Счетчик адреса буфера* изменяет полный адрес ОЗУ (строки. и столбцы) при заполнении буфера полезной информацией. *Коммутатор адреса буфера* обеспечивает коммутацию адреса ОЗУ в режимах "работа" и "регенерация". *Коммутатор объема буфера* задает требуемый объем ОЗУ с помощью кода № . *Логика управления регенерацией* используется для синхронизации режимов "работа" - "регенерация" , запрещая регенерацию ОЗУ в момент прихода полезного сигнала.

Для отладки макета аппаратного комплекса был создан пакет тестовых программ на языке СИ в турбооболочке С++ (версия 2.0). На рис. 6 приведен пример вывода кардиограммы на печатающее устройство с использованием описанного комплекса.

Л И Т Е Р А Т У Р А

1. Орлов В.Н. Руководство по электрокардиографии. - М.: Медицина, 1984.
2. Мурашко В.В., Струтынский А.В. Электрокардиография.- М.: Медицина, 1987.
3. Кардиомониторы // Под ред. Барановского А.Л. и Немирко А.П. - М.: Радио и связь, 1993.
4. Гладков В.В., Демкин В.М., Козырев О.Р., Кулагин Н.В., Лапшин И.В. , Манишин В.Г. , Митяков С.Н., Никитенкова С.П., Петрухин Н.О., Рахлин А.В. Электронкардиограф НА БАЗЕ ПЭЕМ , часть 2. Программное обеспечение АРМ кардиолога // Препринт N 387- Нижний Новгород : НИРФИ , 1994. - 12 с.
5. Гладков В.В., Демкин В.М., Козырев О.Р., Кулагин Н.В., Лапшин И.В. , Манишин В.Г. , Митяков С.Н., Никитенкова С.П., Петрухин Н.С., Рахлин А.В. Электронкардиограф НА БАЗЕ ПЭЕМ , часть 3. Методы обработки электрокардиограмм // Препринт N 388- Нижний Новгород : НИРФИ , 1994. - 12 с.

Дата поступления статьи
20 апреля 1994 г.