

КАЗАНСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ  
ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМ.А.Н.ТУПОЛЕВА-КАИ

Кафедра "Приборы и информационно-измерительные системы"

А.В.Бердников

**ИССЛЕДОВАНИЕ УЗЛОВ И ЭЛЕМЕНТОВ  
БИОТЕХНИЧЕСКИХ СИСТЕМ**

*Учебное пособие - лабораторный практикум*

*Направление подготовки 12.03.04*

*"Биотехнические системы и технологии"*

2015

## СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	3
Тема1 . Основы работы биомедицинской диагностической аппаратуры (электрокардиография).....	5
1.1. Электрокардиограмма и ее элементы.....	5
1.2. Устройство и принцип работы электрокардиографа.....	8
1.3. Меры безопасности.....	17
Тема 2 Плата микропереключателей и индикаторов.....	19
Тема 3 Плата усилителей биопотенциалов.....	21
Тема 4. Плата усилителя регистратора.....	24
Тема 5 Плата стабилизатора скорости.....	28
Тема 6 Механизм лентопотяжный.....	33
Контрольные вопросы по исследованию узлов и элементов электрокардиографа.....	36
Список рекомендуемой литературы.....	39

## **ВВЕДЕНИЕ**

Отличительными особенностями современной медицинской практики является существенное повышение уровня аппаратного обеспечения процессов контроля, диагностики, лечения и жизнеобеспечения больных, широкое использование в биомедицинской аппаратуре достижений в области электроники и цифровой техники, применение специальных и универсальных микроЭВМ и персональных компьютеров.

Сложность биофизико-химических процессов, протекающих в организме человека, определяет проблему выбора, восприятия, преобразования и обработки медико-биологических сигналов, характеризующих состояние и патологии систем и органов человека.

Работа биомедицинской аппаратуры, как правило, происходит в условиях воздействия внешних и внутренних возмущений, поэтому важнейшей задачей при ее построении является выделение медико-биологических информативных сигналов на фоне значительных детерминированных и случайных помех. При этом широкие перспективы открывает цифровая обработка и фильтрация сигналов.

Необходимость изучения указанных и ряда других аспектов построения биомедицинской аппаратуры возникает при подготовке специалистов, в том числе и бакалавров, занимающихся ее разработкой, эксплуатацией и ремонтом. Известная литература в этом направлении, в основном, предназначена для пользователя (врача) и не раскрывает особенности построения, реализации и применения биомедицинской аппаратуры. Это определило необходимость систематизации материала по построению и исследованию характеристик отдельных узлов и элементов биомедицинской диагностической аппаратуры в рамках настоящего учебного пособия.

Пособие предназначено для студентов, обучающихся по направлению: «Биотехнические системы и технологии» по профилю «Биотехнические и медицинские аппараты и системы» и содержит материал, позволяющий изучить общие принципы построения биомедицинской диагностической аппаратуры.

В учебном пособии – лабораторном практикуме приводятся основные сведения о принципах действия биомедицинских диагностических приборов, принцип действия которых основа на регистрации биопотенциалов, приведены структурные схемы, описаны алгоритмы их функционирования. Проводится подробный анализ электрических схем приборов, приводятся необходимые сведения о временных, частотных и амплитудных характеристиках регистрируемых медико-диагностических сигналов.

В второй главе даны методические рекомендации по проведению экспериментальных исследований биомедицинской диагностической, приводятся контрольные вопросы для закрепления полученных знаний.

Пособие может оказаться полезным также для инженеров, занимающихся разработкой и сервисным обслуживанием оборудования, предназначенного для проведения медико-биологических исследований.

## Тема 1 . Основы работы биомедицинской диагностической аппаратуры (электрокардиография)

### 1.1. Электрокардиограмма и ее элементы

Один из наиболее распространенных методов диагностики состояния и функционирования сердца основан на исследовании характера изменения биопотенциалов, возникающих при сокращении сердечной мышцы [1,2]. Совокупность этих биопотенциалов формирует электрокардиограмму (ЭКГ), общий вид которой показан на рис.1.1.

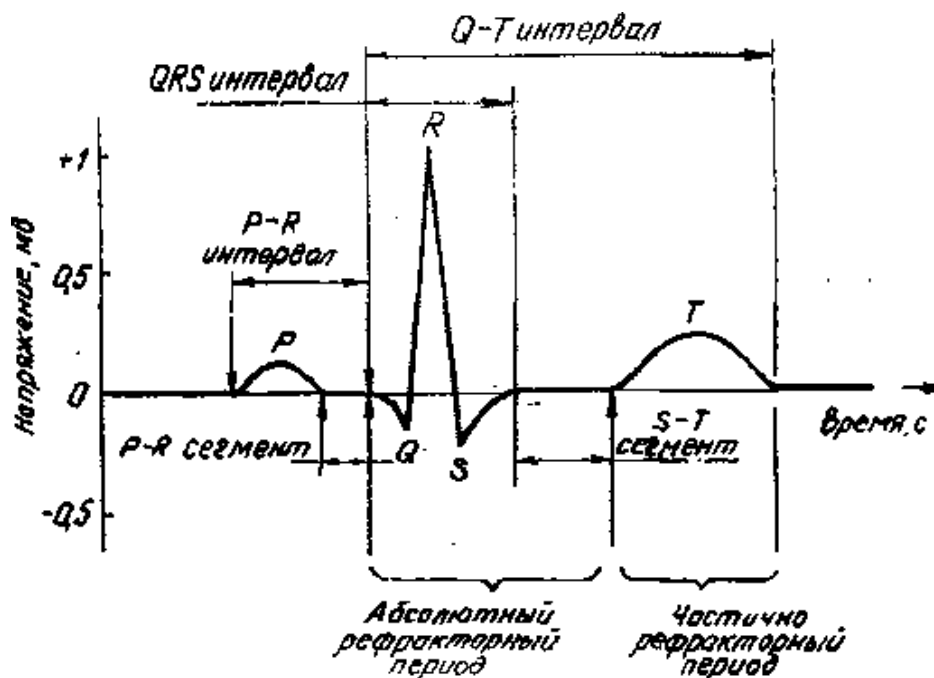


Рис.1.1. Электрокардиограмма и ее элементы

Она состоит из зубцов, сегментов и интервалов. Зубцы электрокардиограммы принято обозначать латинскими буквами: P, Q, R, S, T, U. Зубцы, направленные вверх, рассматриваются как положительные, а вниз - отрицательные. Каждый зубец ЭКГ соответствует сокращению определенной области сердца.

Зубец Р характеризует электрическую активность, связанную с деполяризацией мускулатуры предсердий по мере распространения потенциала действия от синусного узла сердца. В это время нижняя часть грудной клетки приобретает положительный заряд, а верхняя - отрицательный.

Зубец Q соответствует начальной стадии деполяризации желудочков. Так как стенки левого желудочка толще стенок правого, а волна деполяризации распространяется слева направо, то в это время левая часть тела становится заряженной отрицательно, а правая - положительно.

Зубец R соответствует деполяризации большей (но не всей) части желудочковых мышц. Так как мышцы желудочков массивны, то вектор зубца R длиннее вектора зубца P. Зубец S обычно является наиболее характерной чертой ЗКГ.

Зубец S характеризует деполяризацию остальной части желудочков. Так как в это время нижняя часть сердца становится заряженной отрицательно, а зона СА узла - положительно, то зубец S лежит ниже опорной линии.

Зубец T характеризует реполяризацию желудочков.

Зубец U, если он присутствует в записи ЭКГ, обычно приписывается наличию остаточных потенциалов желудочковых мышц.

Типичные значения максимальных амплитуд этих зубцов для нормальной ЭКГ, снятой с поверхности тела, имеют следующие величины:

зубец P - 0.2 мВ;

зубец Q - (если присутствует) - 0.1 мВ;

зубец R - (0.5 + 1.5) мВ;

зубец S - (если присутствует) - 0.2 мВ;

зубец Т -  $(0.1 + 0.5)$  мВ.

Другими важными параметрами ЭКГ являются длительности интервалов и сегментов ЭКГ, отражающих временную зависимость деятельности областей сердца. Их типичные значения для нормального взрослого пациента с частотой сердечных сокращений 60 ударов в мин. следующие:

Интервалы: Сегменты:

P-P -  $0.12+0.2$ с;

QRS -  $0.06+0.1$ с;

P-P -  $0.04+0.3$ с.

S-T -  $0.18-г-0.3$ с;

Q-T -  $0.35--0.4$ с;

S-T -  $0.12+0.16$ с.

В 8 типичных случаях общее время, необходимое для завершения одного полного цикла электрической активности сердца, составляет  $(0.4 - 0.6)$ с.

Для записи ЭКГ обычно используют четыре электрода, которые крепятся на правой и левой руках, левой ноге и груди пациента.

Электрод, расположенный на правой ноге, используется только в качестве опорного. Так как входной усилитель электрокардиографа имеет только две клеммы, то из имеющихся четырех активных электродов в каждом измерении нужно выбрать только два. Каждый из этих вариантов в кардиографии называют отведением. На рис. 1.2 показаны 12 стандартных отведений, которые используются наиболее часто при снятии электрокардиограмм.

## 1.2. Устройство и принцип работы электрокардиографа

Электрокардиограф - это прибор, предназначенный для измерения и графической регистрации биоэлектрических потенциалов сердца в медицинских учреждениях и в условиях "Скорой помощи". Кроме того, электрокардиограф может быть использован и для регистрации электрокардиограмм, переданных по дистанционным каналам связи, например, по телефонным, с помощью комплекта аппаратуры "САЛЮТ" (СВЯЗЬ МТ) [3].

Электрокардиограф обеспечивает регистрацию биоэлектрических потенциалов в отведениях I, II, III, aVR, aVL, aVE, V, иллюстрированных на рис. 1.2.

Структурная схема электрокардиографа типа ЭК1Т-03М2 показана на рис. 1.3 и включает следующие составные части: кабель отведений (КО); усилитель биопотенциалов (УБП); блок управления (БУ), включающий в себя плату управления (ПУ) и плату микропереключателей и индикаторов (ППиИ); усилитель регистратора (УР); поляризованный электромагнитный гальванометр-преобразователь (ПЭП); лентопротяжное устройство (ЛПУ), включающее в себя **импульсный** стабилизатор скорости (ИСС), электродвигатель (ЭД), соединенный с оптоэлектронным датчиком скорости (ОДС) и через редуктор с лентопротяжным механизмом (ЛПМ); блок питания (БП).

Работа электрокардиографа ЭК1Т-03М2 происходит следующим образом. Биоэлектрические потенциалы (электрокардиосигналы), снимаемые с тела пациента, с помощью электрокардиографических электродов через кабель отведений (КО) подаются на вход усилителя биопотенциалов (УБП). В УБП происходит их усиление и фильтрация

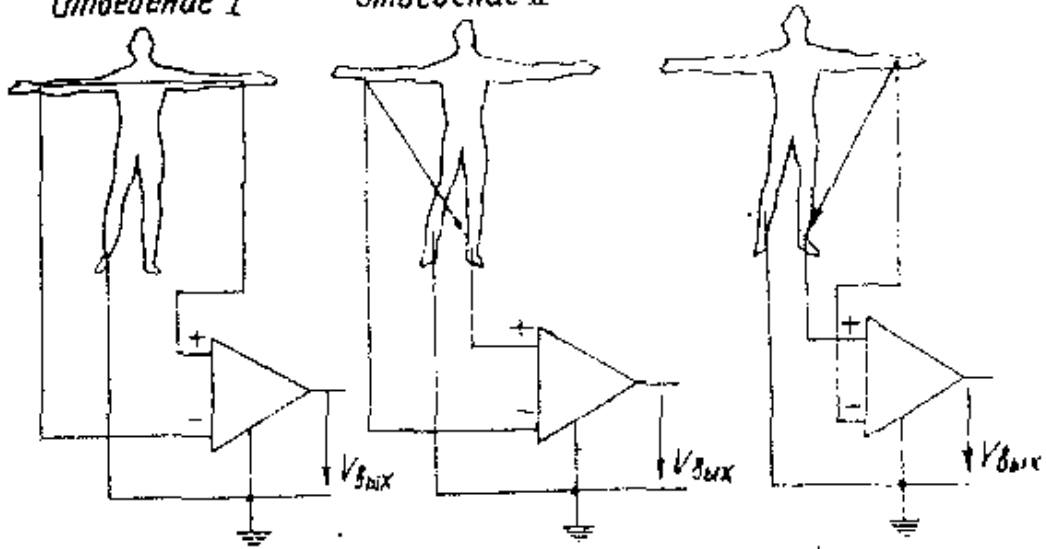


*Биполярные отведения от конечностей*

*Отведение I*

*Отведение II*

*Отведение III*

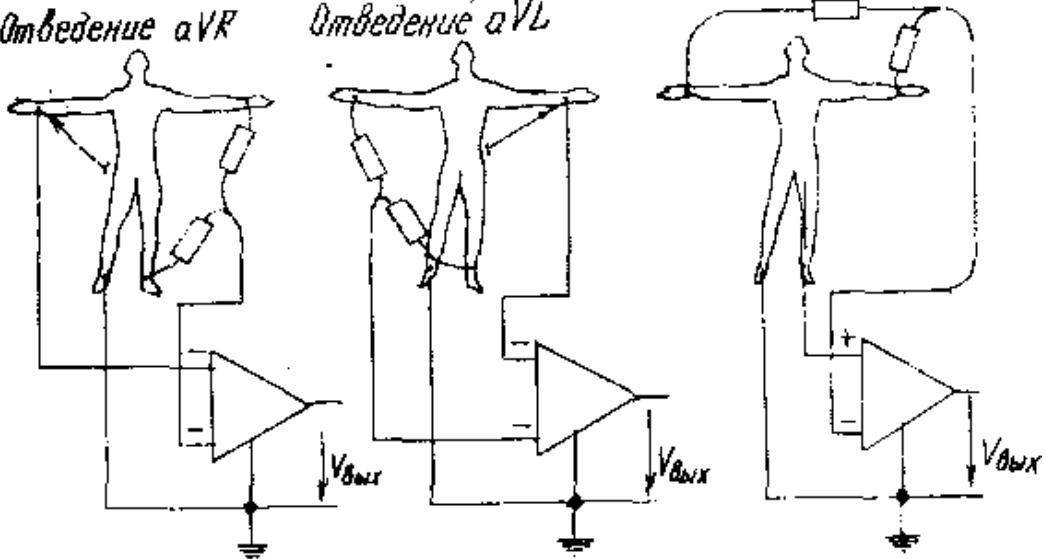


*Униполярные отведения от конечностей*

*Отведение aVR*

*Отведение aVL*

*Отведение aVF*



*Униполярные отведения от груди*  
 $V_1 - V_6$

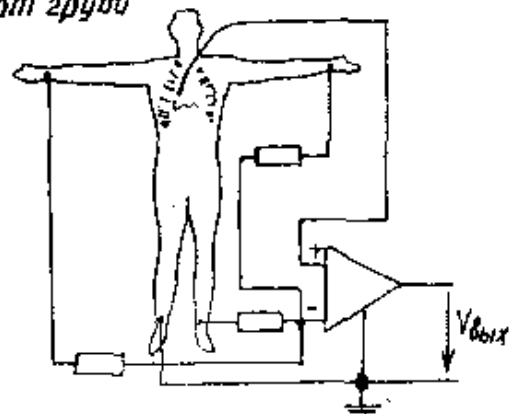
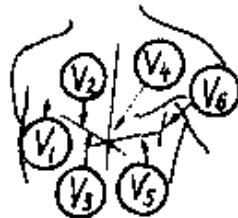


Рис.1.2. Стандартные отведения

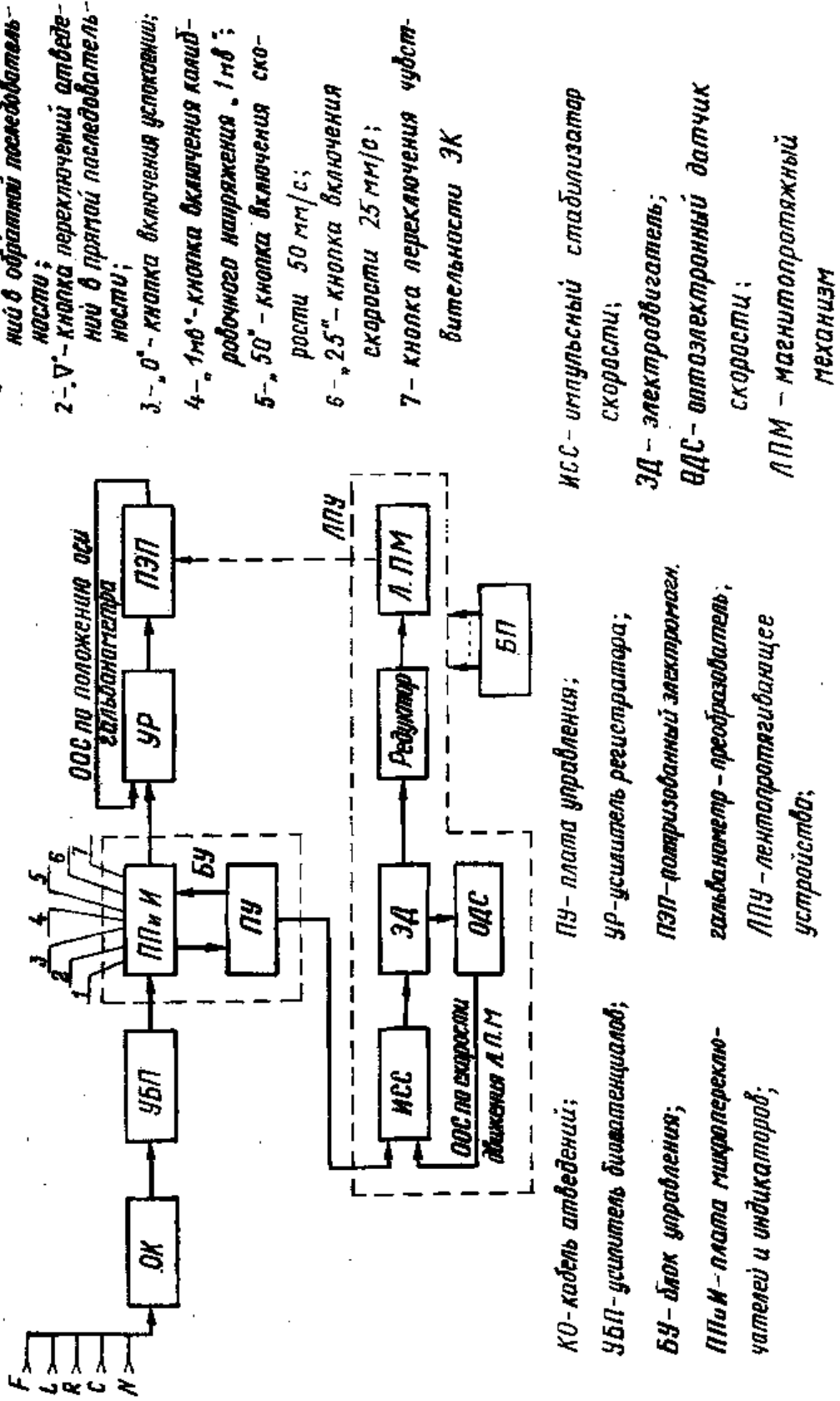
путем подавления помех с помощью специального схемотехнического решения этого блока. Для проверки исправности измерительного тракта кардиографа в УБП расположен источник калибровочного напряжения величиной 1мВ.

Усиленные биоэлектрические потенциалы через блок управления, где происходит выбор биоэлектрических потенциалов, необходимых для формирования ЭКГ в данном отведении, поступают в усилитель регистратора (УР). В УР происходит фильтрация и дальнейшее усиление электрокардиосигналов до величины, обеспечивающей работу поляризованного электромагнитного гальванометра-преобразователя (ПЭП). На выходной оси ПЭП укреплено тепловое пишущее перо, с помощью которого и регистрируется ЭКГ на термочувствительной бумаге. Для предотвращения биения теплового пера по механическим упорам, формирования необходимой частотной характеристики и ускоренного успокоения переходных процессов. УР и ПЭП охвачены отрицательной обратной связью по отклонению пера гальванометра.

Для качественной записи электрокардиограмм тепловое перо имеет три режима накала лентопротяжном устройстве, средний - при скорости движения бумажной ленты 25мм/с, максимальный - при скорости движения ленты 50мм/с.

Лентопротяжное устройство предназначено для протягивания термочувствительной бумаги с определенной скоростью при записи электрокардиограммы. Лентопротяжный механизм (ЛПМ) этого устройства приводится в движение коллекторным электродвигателем (ЭД) постоянного тока через редуктор. ЭД управляется импульсным

стабилизатором скорости (ИСС)



- 1 - Δ - кнопка переключений атведений в обратный последовательности;
- 2 - ∇ - кнопка переключений атведений в прямой последовательности;
- 3 - 0 - кнопка включения усложнений;
- 4 - 1 мВ - кнопка включения калибровочного напряжения 1 мВ;
- 5 - 50 - кнопка включения скорости 50 мм/с;
- 6 - 25 - кнопка включения скорости 25 мм/с;
- 7 - кнопка переключения чувствительности ЗК

Рис. 1.3. Структурная схема электрокардиографа

Поддержание стабильной скорости вращения ЗД достигается регулировкой длительности импульсов питания, подаваемого на электродвигатель. Длительность импульсов определяется сдвигом во времени между импульсами задающего генератора, входящего в состав ИСС, и оптоэлектронного датчика скорости (ОДС), расположенного на валу ЭД.

Блок питания электрокардиографа состоит из сменных первичных источников питания (блока питания сетевого или блока питания аккумуляторного) и вторичных источников питания. В сетевом блоке питания находится трансформатор, который гальванически развязывает электрокардиограф от сети переменного напряжения 220 В и понижает его до необходимого уровня. С одной вторичной обмотки трансформатора через выпрямитель нестабилизированное напряжение +14 В поступает в ЛПУ для питания нагревательного элемента теплового пера и ЭД. С другой вторичной обмотки трансформатора через выпрямитель и стабилизатор стабилизированное напряжение +13 В подается в электрокардиограф для питания его узлов и получения необходимых выходных напряжений вторичных источников питания. Аккумуляторный блок питания устанавливается в случае необходимости вместо блока сетевого питания.

Внешний вид электрокардиографа ЭК1Т-03М2 показан на рис.1.4. Он имеет следующие органы управления и индикаторы режимов работы:

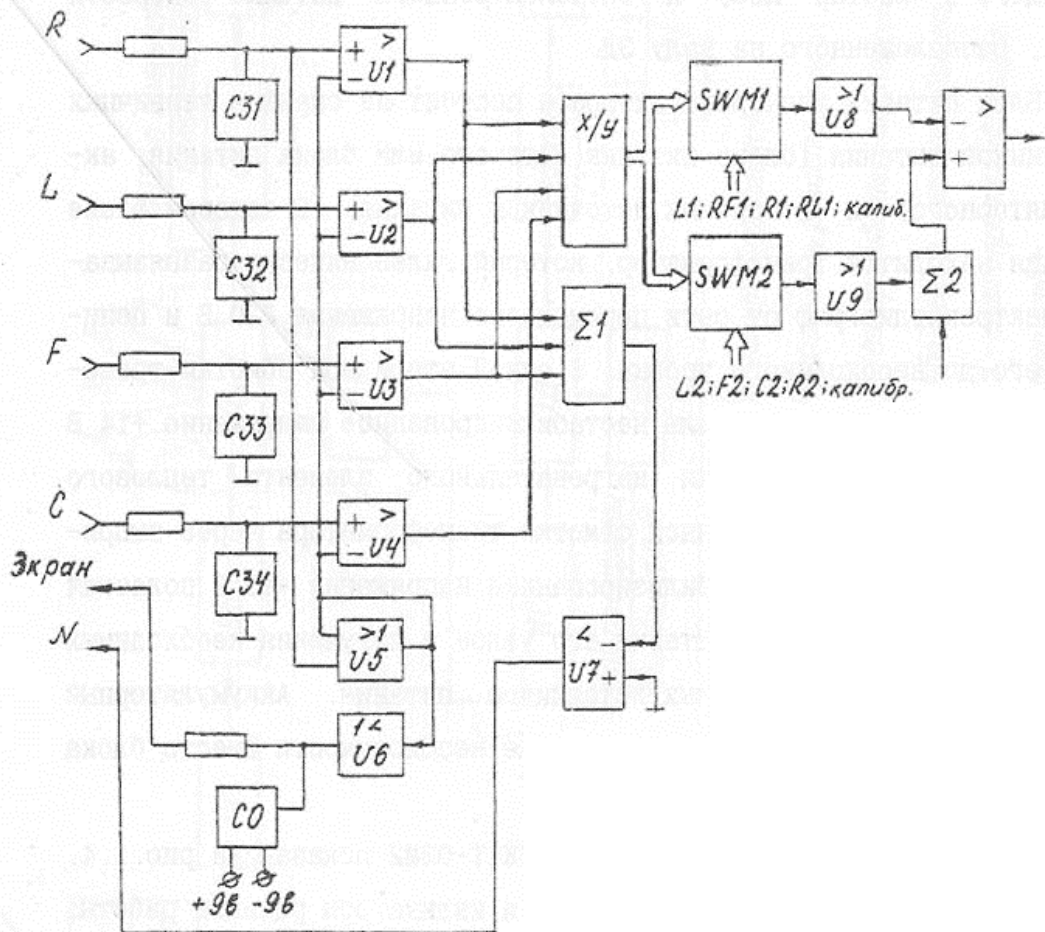
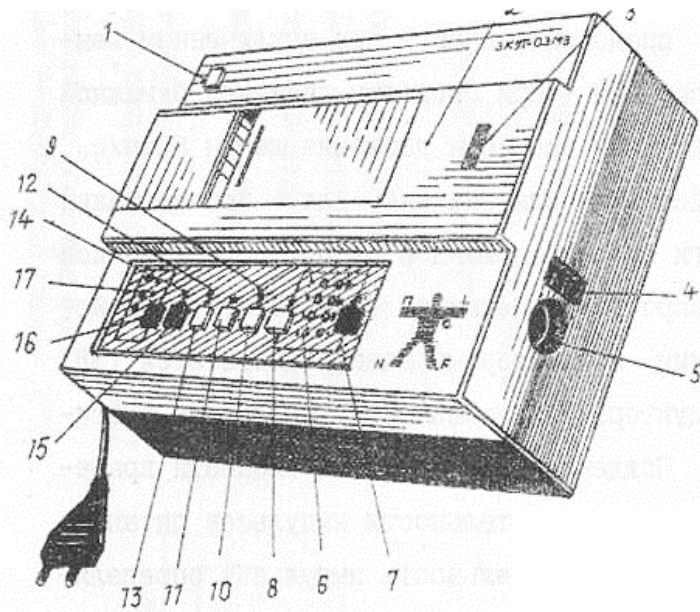


Рис.1.4 Внешний вид кардиографа и функциональная схема входного каскада(Усилителя биопотенциалов)

- 1 - кнопка включения питания;
- 2 - индикатор заряда аккумуляторной батареи (светится при разряде батареи ниже 11,8 В);
- 3 - регулятор смещения пера (для установки пера в начальное положение);
- 4 - переключатель вида работ (нижнее положение соответствует работе прибора при записи электрокардиограмм в отведениях; верхнее положение, отмеченное знаком, - работе прибора при регистрации электрокардиограмм, переданных по телефонному каналу при помощи комплекса "САЛЮТ");
- 5 - гнездо подключения кабеля отведений;
- 6 - индикатор переключения отведений;
- 7 - кнопка переключения отведений в обратной последовательности "Δ";
- 8 - кнопка переключения отведений в прямой последовательности "∇";
- 9 - индикатор включения успокоения пера (светится при включении успокоения);
- 10 - кнопка включения успокоения "0";
- 11 - кнопка включения калибровочного напряжения "1mV";
- 12 - индикатор включения скорости движения носителя записи 50 мм/с (светится при включении);
- 13 - кнопка включения скорости движения носителя записи 50мм/с "50";
- 14 - индикатор включения скорости движения носителя записи 25 мм/с (светится при включении);
- 15 - кнопка включения скорости движения носителя записи

25 мм/с " 25 ";

16 - кнопка переключения чувствительности ЭК;

17 - индикаторы чувствительности (светится один из индикаторов, соответствующий выбранной чувствительности).

**Примечание.**

**На нижней плоскости корпуса прибора расположена ручка регулировки накала пера. Накал пера увеличивается при повороте ручки вправо (по часовой стрелке).**

Электрокардиограф ЭК1Т-03М2 имеет следующие характеристики:

-чувствительность электрокардиографа - (5, 10, 20) мм/мВ;

-диапазон регистрируемых биопотенциалов от 0,03 до 5 мВ;

-относительная погрешность измерения биопотенциалов в диапазоне 0,1

+ 0.5 мВ не более  $\pm 20 \%$ , а в диапазоне 0,5\*4 мВ не более  $\pm 10\%$ ;

-относительная погрешность измерения интервалов времени в диапазоне 0,1 \* 10 с не более  $\pm 10 \%$ ;

-эффективная ширина записи биопотенциалов на термочувствительной бумаге не менее 20 мм;

-скорость движения термочувствительной бумаги - 25 или 50 мм/с при относительной погрешности не более  $\pm 5\%$ ;

-амплитудно-частотная характеристика электрокардиографа:

а) в диапазоне частот 0,5 \* 60 Гц линейный размер размаха регистрируемого сигнала составляет от 90 до 105% от линейного размера размаха регистрируемого сигнала на частоте 10 Гц;

б) на частоте 75 Гц линейный размер размаха регистрируемого сигнала составляет от 70 до 105% от линейного размера размаха регистрируемого сигнала на частоте 10 Гц;

-входной импеданс электрокардиографа - не менее 5 мОм; - коэффициент ослабления синфазных помех не менее 30 000; -уровень внутренних шумов электрокардиографа, приведенных ко входу, не превышает 25мкВ.

Условия эксплуатации электрокардиографа ЭК1Т-03М2:

- температура окружающей среды - в диапазоне от +10 до +35 °С;
- относительная влажность воздуха - до 80% при его температуре +25 °С;
- атмосферное давление - от 630 до 800 мм.рт. ст.;
- средняя наработка на отказ - не менее 2500 часов;
- полный установленный срок службы - не менее трех лет;
- время подготовки прибора к работе - не более одной минуты.

Электрокардиограф ЭК1Т-03М2 выпускается в двух модификациях:

- электрокардиограф с комбинированным питанием от сети переменного тока напряжением 220 + 20 В частотой 50 + 60 Гц или от входящего в комплект аккумуляторного блока;
- электрокардиограф с сетевым питанием от сети переменного тока напряжением 220 + 20 В частотой 50 Гц.

Мощность, потребляемая электрокардиографом от сети переменного тока - не более 20 ВА, а от аккумуляторного блока - не более 10 ВА.

Электрокардиограф имеет следующие размеры:

- длина - 275мм,
- ширина - 208мм,
- высота - 102мм.

Масса электрокардиографа с сетевым блоком питания не превышает 3.9 кг, с аккумуляторным блоком питания - 4.5кг.



### 1.3. Меры безопасности

Электрокардиограф ЭК1Т-03М2 имеет, наряду с основной, дополнительную изоляцию сетевой цепи относительно рабочей части и корпуса прибора, испытанную переменным напряжением величиной не менее 4000 В и обеспечивающую электробезопасность пациента и обслуживающего персонала без применения защитного заземления.

Обеспечена защита электрокардиографа от рабочих импульсов дефибрилятора. Для чего при совместной работе с дефибрилятором применяется специальный кабель отведений, содержащий дополнительные элементы защиты, на котором имеются символы для обозначения защиты от дефибриляции (фигура человека между электродами).

В целях обеспечения безопасности и исключения возможности поражения электрическим током обслуживающего персонала или пациента, а также лиц, обеспечивающих ремонт электрокардиографа, запрещается:

- вскрывать электрокардиограф и его блоки;
- заменять плавкую вставку при подключенном к сети переменного тока сетевом шнуре;
- работать с электрокардиографом при снятых крышках;
- нарушать порядок работы с электрокардиографом;
- заменять электроизоляционные детали на детали, изготовленные вне завода-изготовителя.

Конструктивно электрокардиограф ЭК1Т-03М2 выполнен в виде отдельных плат, лентопротяжного механизма (ЛПМ) и блока питания, расположенных в корпусе прибора, и кабеля отведений. Каждая из плат электрокардиографа выполняет вполне определенные функции и может рассматриваться как функциональный узел (блок). Отдельные платы и

лентопротяжный механизм соединяются в приборе с помощью базовой (монтажной) платы и жгутов, что существенно упрощает сборку, настройку и ремонт прибора. Кабель отведений подсоединяется к электрокардиографу через специальный разъем.

Схема электрическая принципиальная электрокардиографа ЭК1Т-03М2 приведена на рис.П.1 приложения. В ее составе выделены

следующие функциональные узлы (платы):

- плата микропереключателей БИ5.123.031;
- плата усилителя биопотенциалов БИ2.032.041;
- плата усилителя регистратора БИ5.002.008;
- плата стабилизатора скорости БИ5.123.030;
- лентопротяжный механизм (ЛПМ) БИ6.060.016;
- блок питания сетевой БИ2.087.135;
- блок питания аккумуляторный БИ2.087.134;
- плата монтажная БИ6.120.370.

---

*"Приложение приведено в отдельном электронном издании "Альбом схем электрических принципиальных". Казань: Изд-во каф. ПИИС КНИТУ-КАИ.*

При работе электрокардиографа биопотенциалы снимаются с тела пациента с помощью электродов и через кабель отведений подаются на плату усилителя биопотенциалов. Здесь происходит их первичная обработка: усиление и формирование электрокардиосигнала (ЭКС) в каждом конкретном отведении. Затем ЭКС через монтажную плату поступает на плату усилителя регистратора, где происходит его дальнейшая обработка: фильтрация, усиление по напряжению и мощности, ограничение по уровню. С платы усилителя регистратора полностью обработанный кардиосигнал подается на ЛПМ. на выходе которого и формируется электрокардиограмма.

С помощью платы стабилизатора скорости стабилизируется скорость движения термочувствительной бумаги в лентопротяжном механизме и вырабатывается необходимое напряжение нагрева пера.

Все необходимые сигналы управления, обеспечивающие работу электрокардиографа в требуемом режиме, формируются на плате микропереключателей и индикаторов и через базовую плату подаются на другие узлы прибора. На этой же плате размещены индикаторы (светодиоды), с помощью которых индицируется выбранный режим работы прибора.

## **Тема 2 Плата микропереключателей и индикаторов**

Плата микропереключателей и индикаторов предназначена для задания нужного режима работы электрокардиографа, индикации этого режима в процессе его работы, а также формирования необходимых сигналов управления для остальных его узлов. Функционально плата микропереключателей и индикаторов включает:

- микропереключатели, с помощью которых вырабатываются первичные сигналы для задания нужного режима работы прибора;

- элементы памяти, с помощью которых запоминается выбранный режим работы электрокардиографа;

- дешифраторы, вырабатывающие сигналы управления, необходимые для реализации выбранного режима работы электрокардиографа;

- усилители мощности, усиливающие сигналы управления;

- элементы индикации, индицирующие выбранный режим работы прибора.

Схема электрическая принципиальная платы микропереключателей и индикаторов приведена на рис.П2. Нужный режим работы прибора задается с помощью микропереключателей

3A1-SA7. Для устранения влияния дребезга их контактов сигналы с микропереключателей поступают сначала на RS триггеры, собранные на элементах "И-НЕ" (микросхемы DD2-DD4, DD10 на рис.П2), а затем элементы памяти.

На реверсивном счетчике, реализованном на микросхеме DD5, и дешифраторах, выполненных на микросхемах DD8, DD11, DD12, собраны элемент памяти и формирователи команд, позволяющие выбрать и запомнить нужное отведение и сформировать управляющие сигналы, необходимые для его индикации и формирования ЗКГ. Индикация выбранного отведения осуществляется с помощью светодиодов HL3-HL10, которые управляются через транзисторные ключи DA4- DA5 сигналами дешифраторов, выполненных на микросхемах DD8, DD11, DD12. Эти же дешифраторы используются для получения необходимых управляющих сигналов для каждого отведения (сигналы L1, R1, RF1, RL1, L2, R2, F2, C2).

С помощью схемы сброса, реализованной на элементах DD1.1, DD1.2, емкости C2 и резистора R14, формируется сигнал сброса, устанавливающий электрокардиограф в режимы "калибровка" и "успокоение".

В режим "успокоение" электрокардиограф устанавливается автоматически при его включении, при нажатии кнопки микропереключателя "0", а также при смене отведений микропереключателями "Δ" или "V" на 1с. В первых двух случаях режим "успокоение" реализуется за счет установки триггера DD6.2 в единичное состояние по S или по C входу. В третьем случае сигнал режима "успокоение" вырабатывается одновибратором, реализованным на триггере DD6.1, емкости C4 и резисторе R18. Запуск одновибратора осуществляется по входу C триггера DD6.1 сигналами, поступающими

с микропереключателей "Δ" или "V" на вход счетчика, реализованного на микросхеме DD5 и определяющего выбранное отведение.

С помощью элементов DD1.4 и DA3.1 сигналы режима "успокоение" суммируются, усиливаются по мощности и подаются на другие узлы прибора.

Индикация режима "успокоение" осуществляется светодиодом HL11, который управляется элементом DA6.1.

Требуемый коэффициент усиления измерительного тракта электрокардиографа выбирается с помощью микропереключателя SA4, RS триггера, выполненного на элементах DD3.3 и DD3.4, и запоминается в счетчике, выполненном на триггерах микросхемы DD7. Благодаря обратной связи счетчик имеет три устойчивых состояния, каждое из которых соответствует определенной чувствительности электрокардиографа (5мм/мВ, 10мм/мВ или 20мм/мВ) С помощью дешифратора, выполненного на микросхеме DD9, состояние счетчика дешифрируется, усиливается элементами DD3.2-DD3.4 и подается на другие узлы прибора. Индикация выбранной чувствительности осуществляется светодиодами HL12-HL14 с помощью усилителей DA6.2-DA6.4.

### **Тема 3 Плата усилителей биопотенциалов**

Плата усилителей биопотенциалов предназначена для усиления биопотенциалов, поступающих по кабелю отведений с тела пациента, подавления синфазной помехи и формирования электрокардиосигнала в каждом отведении.

Плата усилителей биопотенциалов включает в себя:

- входные усилители;
- схемы защиты входных усилителей от импульсов дефибрилятора;
- схему подавления синфазной помехи;

-схему формирования кардиосигнала в каждом отведении.

На рис.1.5 показана функциональная схема платы усилителей биопотенциалов, а на рис. ПЗ - ее электрическая принципиальная схема.

Биопотенциалы, снимаемые с тела пациента, по кабелю отведений через специальный разъем поступают на входные усилители U1-U4 (рис.1.5). платы усилителей биопотенциалов. Эти усилители выполнены на операционных усилителях DA7-DA10 (рис.ПЗ), включенных по схеме неинвертирующего усилителя.

Для защиты входных цепей этих усилителей от импульсов дефибрилятора на их неинвертирующих входах установлены схемы защиты С31-С34 (рис.1.5), которые выполнены на диодных сборках DA1-DA5 и сопротивлениях R1-R6 (рис.ПЗ). При малых входных сигналах, поступающих по кабелю отведений, диоды DA2.1-DA5.2 закрыты за счет подаваемого на них напряжения смещения с включенных в прямом направлении диодов DA1.1 и DA1.2. При превышении входного сигнала по любому проводу кабеля отведений этого напряжения смещения, соответствующий диод диодных сборок DA2-DA5 открывается. Это приводит к ограничению напряжения на входе усилителя.

На инвертирующие входы этих усилителей подается сигнал с усилителя U5, который выполнен на операционном усилителе DA11 (рис.ПЗ). Этот усилитель работает в режиме повторителя, на вход которого подается сигнал с провода R кабеля отведений. Такое включение позволяет уменьшить влияние синфазных помех при регистрации электрокардиограмм. Выходной сигнал усилителя U5 через эмиттерный повторитель, выполненный на транзисторе VT1 (рис.ПЗ), используется для задания потенциала экрана кабеля

отведений. Сопротивление R7 служит для защиты эмиттерного повторителя от короткого замыкания на выходе.

С целью дальнейшего уменьшения влияния синфазных помех [1] в электрокардиографе предусмотрен узел, формирующий потенциал, не зависящий от величины измеряемых биопотенциалов, а определяющийся величиной синфазной помехи. Этот потенциал подается на правую ногу пациента, что обеспечивает его связь с цепями питания электрокардиографа по постоянному току. Рассматриваемый узел состоит из сумматора и усилителя, обозначенных на рис. 1.5 соответственно  $\Sigma 1$  и U7. Усилитель U7 выполнен на операционном усилителе DA13 (рис.ПЗ) Его неинвертирующий вход соединен с общей шиной электрокардиографа, а на инвертирующий подается сигнал с сумматора, выполненного на сопротивлениях R25, R26, R27, R30 и конденсаторе C8 (рис.ПЗ). Благодаря такому схемному решению синфазный сигнал помехи замыкается по цепи отрицательной обратной связи через усилитель U7 и тело пациента и, тем самым, существенно ослабляется.

Для полезного же сигнала цепь отрицательной обратной связи не работает.

Формирование электрокардиосигнала в каждом отведении осуществляется с помощью преобразователя сигналов входных усилителей X/Y, мультиплексоров SWM1, SWM2 и усилителей U8, U9. С помощью второго сумматора 12 в канал формирования электрокардиосигнала заводится сигнал калибровки электрокардиографа.

Преобразователь X/Y выполнен на сопротивлениях R32-R35 и R37-R41 (рис.ПЗ) и представляет собой три делителя напряжений, формирующих вспомогательные сигналы, необходимые для получения ЭКГ в усиленных отведениях.

С помощью мультиплексоров, выполненных на микросхемах DA14-DA16 (рис.ПЗ), выбираются нужные в каждом конкретном отведении сигналы, разность которых и представляет собой кардиосигнал в данном отведении. Эти сигналы предварительно усиливаются усилителями, выполненными на транзисторах VT2-VT5, включенных попарно по схеме сдвоенного транзистора.

Мультиплексоры SWM1 и SWM2 управляются сигналами LI, R1, RF1, RL1. L2, F2, C2, R2 и "калибровка", которые вырабатываются на плате микропереключателей и индикаторов в зависимости от выбранного отведения.

Окончательное формирование электрокардиосигнала осуществляется с помощью усилителя U10 (рис.1.5), который выполнен на усилителе DA17 (рис.ПЗ). Коэффициент усиления этого усилителя одинаков как по инвертирующему, так и неинвертирующему входам и равен единице. Поэтому значение электрокардиосигнала и определяется как разность сигналов эмиттерных повторителей, выполненных на транзисторах VT2, VT4 и VT3. VT5.

Сигнал калибровки заводится в измерительный тракт кардиографа через сопротивления R68, R75, R79, R8G. Величина напряжения калибровки подстраивается резистором R80.

#### **Тема 4. Плата усилителя регистратора**

Плата усилителя регистратора предназначена для получения нужного коэффициента усиления электрокардиографа (5мм/мВ, 10мм/мВ, 20мм/мВ),

- ограничения электрокардиосигнала по амплитуде при больших его значениях,

- фильтрации электрокардиосигнала и согласования его по мощности с гальванометром электрокардиографа.



Функциональная схема платы усилителя регистратора показана на рис.1.6, а ее электрическая схема - на рис.П4. Она включает:

- делитель входного электрокардиосигнала;
- мультиплексор SWM;
- усилитель-ограничитель U1;
- активные фильтры FF1 и FF2;
- выходные усилители мощности U2, U4;
- источник опорного напряжения U5;
- инвертор U3.

Входным сигналом усилителя регистратора является электрокардиосигнал, полученный на выходе усилителей биопотенциалов. Через разъем этот сигнал подается на резистивный делитель, выполненный на сопротивлениях R3,R4,R5 (рис.П4). На выходах этого делителя формируются сигналы, соответствующие чувствительностям электрокардиографа (20 мм/мВ, 10мм/мВ, 5мм/мВ). Выбор нужного сигнала, а, следовательно, и чувствительности осуществляется с помощью мультиплексора SWM, выполненного на микросхемах DA2 и DA3 (рис.П4). Состояние мультиплексора SWM определяется управляющими сигналами "20 мм/мВ", "10 мм/мВ", "5 мм/мВ", которые формируются на плате индикаторов и микропереключателей. При сигнале "0 мм/мВ" (режим "успокоение") входной электрокардиосигнал через DA3 закорачивается на общую шину прибора.

Усилитель-ограничитель выполнен на базе операционного усилителя DA4 и элементах VD1-VD5, R17-R24 (рис.П4). Отличительной его особенностью является резкое уменьшение коэффициента усиления при большом по модулю электрокардиосигнале. Происходит это следующим образом. При нормальном электрокардиосигнале диоды VD1, VD2 и VD4, VD5 закрыты за счет

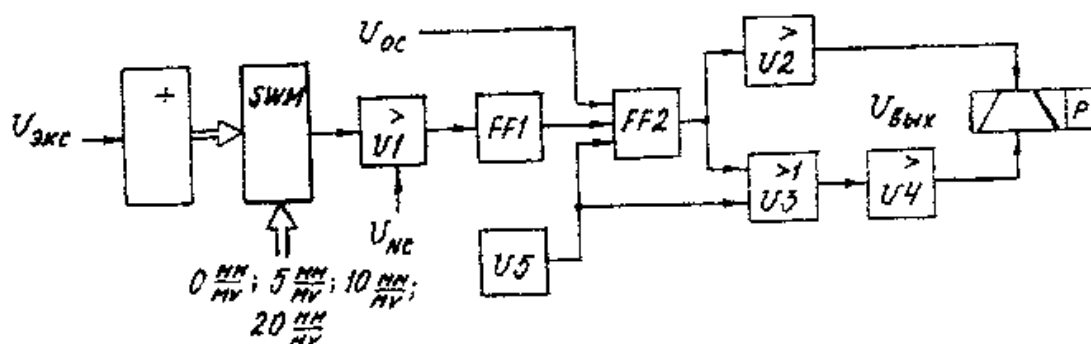
напряжения, поступающего на них со стабилитрона VD3, и коэффициент усиления определяется выражением:

$$K = (1+R19/R17)(1+R21/(R22+R23)).$$

При большом по модулю входном электрокардиосигнале происходит отпирание диодов VD1 и VD4 или VD2 и VD5, которые шунтируют резистор R21, вызывая, тем самым, уменьшение величины коэффициента усиления. Значение входного сигнала, при котором происходит ограничение коэффициента усиления, определяется напряжением стабилизации стабилитрона VD3.

Через резистор R16 (рис.П4) на вход усилителя-ограничителя заводится сигнал  $U_{нс}$ , который определяет начальное положение пера электрокардиографа. Этот сигнал формируется с помощью потенциометра, расположенного на плате стабилизаторов в блоке лентопротяжного механизма. Движок потенциометра выведен на лицевую панель прибора.

На операционных усилителях DA5.DA6 и DA7.DA8 (рис.П4)



собраны два активных фильтра низких частот, которые обозначены на функциональной схеме (рис.1.6) FF1 и FF2 и определяют полосу пропускания электрокардиографа.

Рис.1.6. Функциональная схема платы усилителя регистратора

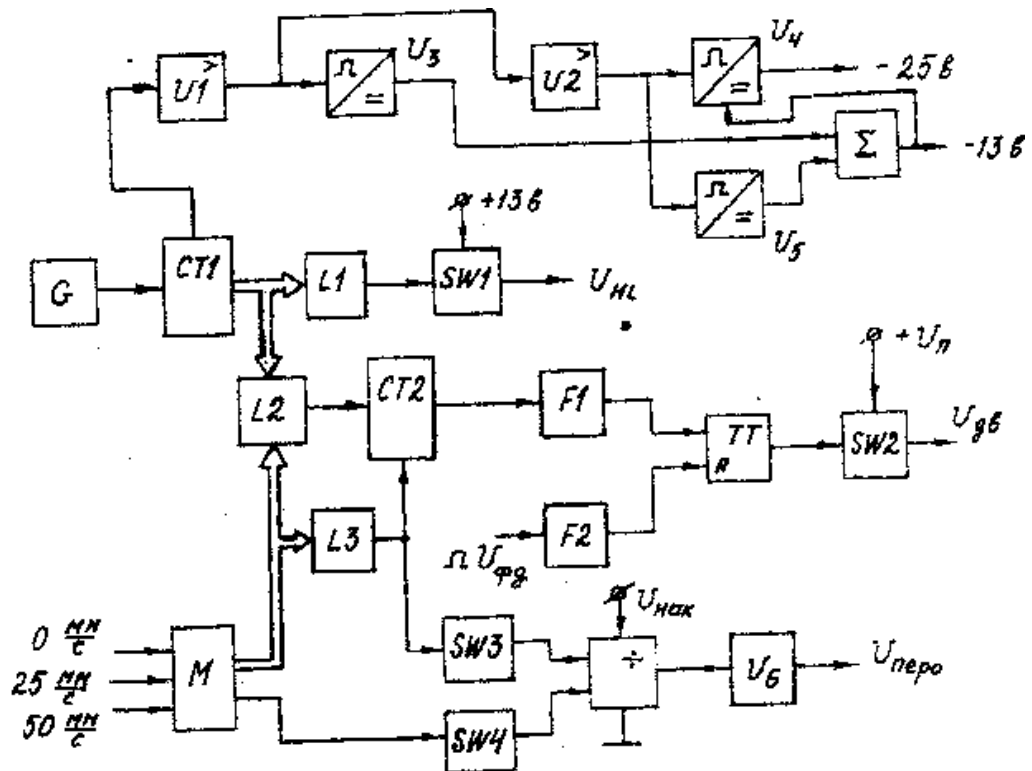


Рис. 1.7. Функциональная схема платы стабилизатора скорости

Через сопротивление R33 на вход операционного усилителя DA7 (рис. П4) подается сигнал отрицательной обратной связи по углу отклонения пера электрокардиографа  $U_{00}$ , который формируется в блоке лентопротяжного механизма.

Для подачи отфильтрованного кардиосигнала на гальваномагнитный преобразователь, отклоняющий перо электрокардиографа, используется мостовой усилитель мощности, выполненный на двухтактных усилителях мощности  $U_2$  и  $U_4$ , каждый

из которых собран на операционном усилителе и четырех транзисторах: DA9, VT1-VT4 и DA10, VT5-VT8 (рис.П4).

Транзисторы используются для увеличения выходной мощности и попарно включены по схеме составного транзистора. Гальваномангнитный преобразователь подключается к выходным клеммам этих усилителей.

Усилитель U3 (рис.1.6), выполненный на операционном усилителе DA11 (рис.П4), представляет собой инвертор с единичным коэффициентом усиления. Это обеспечивает сдвиг по фазе электрокардиосигналов на входах усилителей мощности U2 и U4 на  $180^\circ$ .

Для осуществления возможности питания усилителей мощности и инвертора U3 от одного источника питания +13 В в схеме предусмотрен источник опорного напряжения U5, который выполнен на операционном усилителе DA12 (рис.П4). Напряжение смещения этого источника подается на вход инвертора DA11 (рис.П4) и на вход операционного усилителя DA8. С помощью переменного сопротивления R50 осуществляется настройка режима работы выходных каскадов платы усилителя-регистратора по постоянному току.

## **Тема 5 Плата стабилизатора скорости**

Плата стабилизатора скорости ЛПМ предназначена:

- для получения напряжений питания - 13В, - 25В;
- получения напряжений питания индикаторов (светодиодов);
- формирования напряжения питания пера электрокардиографа при различных скоростях движения термочувствительной бумаги;
- запоминания выбранной скорости движения термочувствительной бумаги и ее стабилизации!

Функциональная схема платы стабилизатора скорости показана на рис.1.7, а ее электрическая схема - на рис.П5.

Источники напряжения на -13 В и -25 В построены по схеме умножителей напряжения. Они включают в себя два усилителя мощности U1 и U2 и три умножителя напряжения U3, U4, U5 (см. рис.1.7).

Напряжения -13 В и -25 В получаются следующим образом. С помощью задающего генератора G, собранного на элементах DD1.1-DD1.3 (рис.Пб), получают импульсы прямоугольной формы, которые через триггер DD2.1 поступают на усилитель U1, выполненный на элементах DD4.1 и транзисторах VT2 и VT3. Нагрузкой этого усилителя является усилитель U2 (рис.1.7), собранный на транзисторах VT7 и VT8, и умножитель напряжения U3 (рис.Пб), выполненный на элементах VD3, VD4, C4, C5.. Нагрузкой второго усилителя мощности U2 являются два умножителя напряжения U4, U5, выполненные соответственно на элементах VD7, VD8, C13, C16 и VD5, VD6, C6 C10, (рис.П5). Умножители напряжения U3 и U5 включены параллельно, но работают в противофазе. На их выходе получают напряжение -13 В.

Умножитель напряжения U4 включен последовательно с умножителями U3 и U5. Это позволяет получить на его выходе напряжение -25 В.

Питание светодиодов платы микропереключателей и индикаторов для простоты схемы осуществляется от напряжения +13 В. Для уменьшения потерь мощности на балластных резисторах это напряжение подается на светодиоды не постоянно, а в виде импульсов прямоугольной формы, скважность которых определяет эффективное значение напряжения питания индикаторов. Для получения импульсов нужной скважности импульсы опорного генератора G (рис.1.7), выполненного на микросхеме DD1 и транзисторе VT1 (рис.Пб).

подаются на счетчик СТ1, реализованный на триггерах DD2.1, DD2.2(рис.П5). Съём информации со счетчика СТ1 осуществляется с помощью логического элемента L1, который выполнен на микросхемах DD1.4 и DD4.2, и представляет схему "ИЛИ". Сигнал логического нуля на его выходе будет лишь тогда, когда оба триггера счетчика СТ1 находятся в нулевом состоянии. Выходной сигнал логического элемента L1 открывает ключ SW1, реализованный на транзисторе VT12 (рис.П6), через который и подается напряжение питания на индикаторы.

Для стабилизации скорости вращения ЛПМ в электрокардиографе используется принцип широтно-импульсной модуляции. Стабилизатор скорости ЛПМ состоит из генератора G, счетчиков СТ1 и СТ2, логических элементов L2, L3, формирователей импульсов F1 и F2, триггера ТТ, ключа SW2, элемента памяти М (рис.1.7) и датчика оборотов ЛПМ, выполненного на свето- и фотодиодах, которые расположены в блоке ЛПМ. Работает стабилизатор скорости ЛПМ следующим образом. Импульсы опорного генератора G через счетчик СТ1 и логическую схему L2 поступают на вход счетчика СТ2. Состояние логической схемы L2, определяющей частоту импульсов на ее выходе, зависит от информации, записанной в элементе памяти М, о выбранной скорости движения ЛПМ, т. е. скорости движения термочувствительной бумаги. Если скорость движения бумаги установлена равной нулю, то счетчик СТ2 через логическую схему L3 сбрасывается в нуль и на выходе формирователя F1 импульсы отсутствуют. Триггер ТТ устанавливается в такое состояние, что ключ SW2 закрыт и питание на электродвигатель ЛПМ не подается.

При других скоростях движения термочувствительной бумаги сигнал на выходе L3 отсутствует и счетчик начинает менять свое

состояние (считать) в зависимости от частоты, поступавшей с элемента L2.

В результате на выходе формирователя F1 появляются короткие импульсы, переводящие триггер ТТ в единичное состояние. Это вызывает открывание ключа SW2 и подачу на двигатель ЛПМ напряжения питания, которое и приводит его в движение. Вращение двигателя вызовет появление импульса с датчика оборотов ЛПМ, а, следовательно, и с выхода формирователя F2. Первый же полученный импульс переводит триггер ТТ в нулевое состояние, ключ SW2 закрывается, и двигатель ЛПМ обесточивается.

Таким образом, при недостаточной скорости вращения двигателя, ключ SW2 дольше находится в открытом состоянии и, следовательно, тем больше среднее значение напряжения, подаваемого на двигатель. Это приводит к увеличению скорости вращения двигателя ЛПМ, а следовательно, и к увеличению частоты импульсов на выходе датчика оборотов. Увеличение частоты импульсов датчика оборотов уменьшает время открытого состояния ключа SW2, а значит и среднее значение напряжения, подаваемого на двигатель. Обороты двигателя уменьшаются. Этот процесс продолжается до тех пор, пока не наступит равновесие.

Для перехода на другую скорость движения ЛПМ достаточно увеличить частоту импульсов с выхода формирователя F1. В электрокардиографе это осуществляется изменением частоты импульсов, поступающих на вход счетчика СТ2 путем изменения состояния логического элемента L2.

Элемент памяти, несущий информацию с выбранной скорости движения термочувствительной бумаги, выполнен на триггерах DD5.1, DD5.2 (рис. П5).

В зависимости от состояния этих триггеров изменяется состояние логической схемы L2, собранной на элементах DD6.1, DD6.2, DD6.4, а следовательно, и частота импульсов, поступающих со счетчика СТ1 на счетчик СТ2, который реализован на триггерах DD7.1, DD7.2, DD8.1.

Формирователь F1 собран на элементе DDS.1 и формирует сигнал, равный логическому нулю в случае, когда все триггеры счетчика СТ2 находятся в единичном состоянии.

Триггер ТТ, определяющий время подачи напряжения питания на двигатель ЛПМ, выполнен на микросхемах DD10, DD11, DD9.2. Информация триггера снимается с вывода 4 микросхемы DD10.2 и вывода 10 микросхемы DD11.4 и через схему "ИЛИ-НЕ", выполненную на микросхеме DD12. подается на транзисторный ключ SW2, который реализован на транзисторах VT13, VT14.

Сигнал с датчика оборотов ЛПМ поступает на формирователь F2 платы через контакт разъема, который отмечен надписью "фотодиод11 (рис.П6). Формирователь F2 состоит из двух узлов: одновибратора, собранного на транзисторах VT4, VT6, VT10 и запускающегося импульсами от датчика оборотов ЛПМ; и одновибратора, выполненного на триггере DD8.2. Этот одновибратор управляется сигналами с коллектора транзистора VT10 и формирует импульс, - опрокидывающий триггер ТТ. В исходном состоянии транзисторы VT6 и VT10 закрыты, а на выходе 13 DD8.2 - нуль. С приходом положительного импульса с датчика оборотов ЛПМ транзисторы VT6, VT10 открываются, на коллекторе VT10 формируется положительный фронт, который и переводит триггер DD8.2 в единичное состояние. Затем через интервалы времени, задаваемые элементами одновибраторов, они возвращаются в исходное состояние. Применение двух одновибраторов объясняется что первый имеет меньший порог



срабатывания и способен реагировать на сигналы с датчика оборотов ЛПМ. Второй необходим для получения импульс нужной длительности и формы.

Напряжение накала пера формируется в зависимости от скорости движения термочувствительной бумаги. Это необходимо для качественной записи ЭКГ и защиты пера от перегрева. Формирование напряжения накала пера осуществляется с помощью ключей SW3, SW4, которые управляются элементом памяти М, делителя напряжения и усилителя U6. В зависимости от состояния элемента памяти М изменяется состояние ключей SW3, SW4, а следовательно, и сигнал на выходе делителя который через усилитель U6 подается на нагревательный элемент пера.

Ключи SW3, SW4, выполненные на элементах DA1.3, BA1.4 (рис.П5), управляют делителем напряжения, реализованным на резисторах R20, R24. Входной сигнал на делитель напряжения поступает с платы ЛПМ через контакт разъема с надписью "Накал". Усилитель мощности U6 реализован на транзисторах VT5, VT9, VT11, и источник питания цепи накала пера представляет собой импульсный стабилизатор напряжения, скважность импульсной последовательности которого определяется состоянием транзисторных ключей DA1.3 DA1.4.

## **Тема 6 Механизм лентопротяжный**

Механизм лентопротяжный в электрокардиографе конструктивно выполнен в виде моноблока, содержащего целый ряд узлов. Состав ЛПМ показан на рис.П6, где изображена его электрическая принципиальная схема. Механизм лентопротяжный содержит:

- базовую плату БИС.120.372;
- редуктор БИ6.332.026;

- гальванометр-преобразователь ПЭП-15 БИ171.035;
- стабилизатор напряжения БИ5.123.032;
- плату индикации БИ142.114;
- сетевой блок питания.

Базовая плата ЛПМ предназначена для связи отдельных его узлов с помощью установленных на ней разъемов. Расположенные на ней сопротивления  $R_1$ ,  $R_2$ ,  $R_3$  позволяют регулировать начальное напряжение накала пера.

Редуктор ЛПМ включает в себя электродвигатель, приводящий ЛПМ в движение, и датчик оборотов. Датчик оборотов состоит из светодиода, фотодиода и диска с отверстиями, укрепленного на валу двигателя. С помощью диска световой поток светодиода преобразуется в импульсы светового потока, частота которых пропорциональна скорости вращения ЛПМ. С помощью фотодиода, работающего в фотодиодном режиме, эти импульсы преобразуются в импульсы напряжения.

Электрическая принципиальная схема гальванометра-преобразователя показана на рис.П7. Функционально он состоит из механизма отклонения пера  $Y_1$ , нагревательного элемента пера ЕК и датчика угла отклонения пера. Датчик угла отклонения пера включает в себя мультивибратор, плату коррекции и фазочувствительный усилитель. Датчик угла предназначен для формирования сигнала отрицательной обратной связи по углу отклонения пера, который подается на плату усилителя регистратора. Формирование этого сигнала происходит следующим образом. Чувствительным элементом датчика является емкостной делитель, который собран на емкостях  $C_5$  и  $C_6$  (рис.П7). Одна обкладка этих емкостей неподвижна, а другая - связана с осью® вращения теплового пера. Питание емкостного датчика осуществляется двухполярными импульсами высокой частоты, которые

вырабатываются мультивибратором, собранным на транзисторах VT1-VT4. Если угол отклонения теплового пера равен нулю, то емкости емкостного датчика равны, и на его выходе импульсов нет. При отклонении теплового пера в ту или иную сторону равенство емкостей делителя нарушается, и на его входе появляются импульсы, фаза которых зависит от знака угла отклонения пера, а амплитуда - от величины угла. Эти импульсы усиливаются усилителем, собранным на транзисторах VT5.1, VT5.2, и подаются на фазочувствительный усилитель, выполненный на транзисторе VT6 и операционном усилителе DD1. Полярность выходного напряжения этого усилителя определяется фазой выходного сигнала, а величина – амплитудой. С помощью фильтра нижних частот, выполненном на усилителе DA2, полученный сигнал фильтруется и подается на плату усилителя регистратора.

Электрические принципиальные схемы платы индикации, стабилизаторов напряжения, сетевого блока питания показаны соответственно на рис.П8 - рис.П9. С помощью сопротивления R12 (рис.П9) осуществляется регулировка начального положения пера.

## **Контрольные вопросы по исследованию узлов и элементов электрокардиографа**

### **Тема.1 Общие сведения о электрокардиографии**

1. Изобразить кардиограмму, назвать ее элементы и указать их средние значения.
2. Изобразить стандартные виды отведений.
3. Назвать основные узлы электрокардиографа ЭК1Т-03М2.
4. Объяснить принцип работы электрокардиографа по структурной схеме и указать назначение его основных узлов.
5. Перечислить основные технические характеристики электрокардиографа ЭК1Т-03М2 и дать им объяснение.
6. Перечислить органы управления и индикации электрокардиографа и объяснить их назначение.
7. Назвать и на электрической принципиальной схеме электрокардиографа показать его основные узлы.
8. Показать расположение основных узлов в корпусе прибора.

### **Тема 2 Плата микропереключателей и индикаторов**

1. Показать основные узлы платы микропереключателей и индикаторов электрокардиографа и объяснить их назначение.
2. Составить структурную схему платы микропереключателей и индикаторов.
3. Объяснить принцип выбора отведений в электрокардиографе.
4. Составить таблицу состояний сигналов на выходе дешифратора, выполненного на микросхеме DD8 платы микропереключателей и индикаторов, для каждого отведения.

5. Составить таблицу состояний сигналов L1, R1, RF1, RL1, L2, R2, F2 для каждого отведения.
6. Объяснить принцип выбора чувствительности электрокардиографа.
7. Объяснить принцип выбора 'режима "успокоение" электрокардиографа и объяснить его назначение.
8. Объяснить принцип формирования сигналов управления для выбора скорости лентопротяжного механизма.

### **Тема 3 Плата усилителей биопотенциалов**

1. Показать основные элементы платы усилителей биопотенциалов на функциональной и электрической принципиальной схемах, пояснить их назначение.
2. Объяснить работу платы усилителей биопотенциалов по её функциональной схеме.
3. Объяснить по электрической принципиальной схеме платы усилителей биопотенциалов работу основных её узлов.
4. Определить коэффициенты передачи входных усилителей.
5. Записать выражения для выходных сигналов усилителей U1-U4 (рис. 1.5).
6. Объяснить принцип привязки пациента к цепям питания входных усилителей электрокардиографа по постоянному току.
7. Записать выражение для электрокардиосигнала, на выходе платы через биопотенциалы электродов в каждом отведении.
8. Объяснить принцип калибровки измерительного тракта электрокардиографа.

### **Тема 4 Плата усилителя регистратора**

1. Назвать основные функциональные узлы платы усилителя регистратора, объяснить их назначение, показать на электрической принципиальной схеме.

2. Объяснить работу платы усилителя регистратора по ее функциональной схеме.
3. Объяснить работу отдельных узлов платы усилителя регистратора по принципиальной электрической схеме.
4. Объяснить способ начальной установки пера электрокардиографа.
5. Объяснить принцип работы выходных усилителей и способ задания им рабочей точки по постоянному току.
6. Объяснить принцип ограничения коэффициента усиления измерительного тракта электрокардиографа.

### **Тема 5 Плата стабилизатора скорости**

1. Назвать задачи, решаемые платой стабилизатора скорости лентопротяжного механизма. На ее функциональной схеме показать узлы, принимающие участие в их решении.
2. Показать на электрической принципиальной схеме платы стабилизатора скорости лентопротяжного механизма основные ее функциональные узлы.
3. Объяснить принцип получения напряжений -13В и -25В.
4. Объяснить принцип получения напряжения питания индикаторов электрокардиографа, определить его действующее значение.
5. Объяснить по функциональной схеме платы принцип стабилизации скорости лентопротяжного механизма.
6. Объяснить по электрической принципиальной схеме работу стабилизатора скорости лентопротяжного механизма.
7. Объяснить по функциональной схеме платы принцип формирования напряжения накала пера.

8. По функциональной и электрической принципиальной схемам платы стабилизатора скорости определить состояние ключей SW3, 3W4 для каждой скорости движения лентопротяжного механизма.

### **Тема 6 Лентопротяжный механизм**

1. Показать на электрической принципиальной схеме лентопротяжного механизма основные его элементы, объяснить их назначение.
2. Объяснить принцип работы датчика оборотов лентопротяжного механизма.
3. Разработать функциональную схему узла, формирующего сигнал отрицательной обратной связи по углу отклонения теплового пера и объяснить ее работу.
4. Объяснить работу емкостного преобразователя угла отклонения пера электрокардиографа.
5. Объяснить работу фазочувствительного усилителя.
6. Определить амплитудно- частотную характеристику фильтра.

### **Список рекомендуемой литературы**

1. Биотехнические системы медицинского назначения: учебник для студ. вузов / Н. А. Корневский, Е. П. Попечителей, Старый Оскол: ТНТ .-2014.- 688с.
2. Узлы и элементы биотехнических систем: учебник для студ. вузов / Н. А. Корневский, Е. П. Попечителей, Старый Оскол: ТНТ .- 2014.-448с.
3. Эксплуатация и ремонт биотехнических систем медицинского назначения: учебник для студ. вузов / Н. А. Корневский, Е. П. Попечителей, Старый Оскол: ТНТ .-2014.- 432с.

#### **4.1.2. Дополнительная литература:**

1. Медицинские приборы. Разработка и применение. М.: Медицинская книга, 2004. - 720с., илл. (6 экз. на каф).
2. В.Г.Гусев Получение информации о параметрах и характеристиках организма и физические методы воздействия на него. Учебное пособие. М.: Машиностроение, 2004.-597с. (10 экз. на каф.)