

**В. Д. Остроухов  
М. Ю. Карпинский**

**МЕДИЦИНСКАЯ АППАРАТУРА  
ДЛЯ ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ  
ДИАГНОСТИКИ И ОРТОПЕДИИ**

**Харьков 2005**

ББК  
Ж/О 32

Утверждено  
на заседании научно-методического совета Харьковского  
национального университета радиоэлектроники.  
Протокол №4 от 21.03.03.

ISBN 996-96141-0-3

Остроухов В.Д., Карпинский М.Ю. **Медицинская аппаратура для функциональной диагностики и ортопедии**: Учебное пособие по курсу “Теория, расчет и проектирование медицинской аппаратуры. – Харьков: “Крокус”, 2005. – 204 с.

В книге изложены теория и принципы работы важнейших медицинских аппаратов и устройств для функциональной диагностики и ортопедии. Книга предназначена для инженеров, обслуживающих медицинскую аппаратуру, и может быть полезна студентам, изучающим биомедицинскую электронику и биотехнические и медицинские аппараты и системы.  
ISBN 996-96141-0-3

Рецензенты: д-р техн. наук, профессор В.В.Семенец,  
д-р мед. наук, профессор Б.И.Сименач  
д-р мед. наук А.А.Тяжелов

© Остроухов В.Д.,  
Карпинский М.Ю., 2005

## ПЕРЕЧЕНЬ УСЛОВНЫХ СОКРАЩЕНИЙ

АД	– артериальное давление
АК	– аналоговый коммутатор
АРМ	– автоматизированное рабочее место
АС	– амплитудный селектор
АЦП	– аналого-цифровой преобразователь
АЧХ	– амплитудно-частотная характеристика
БГР	– блок гальванической развязки
БИС	– большая интегральная схема
БО	– блок отведений
БП	– блок питания
БПР	– процессорный блок
БУИ	– блок управления и индикации
ВАХ	– вольт-амперная характеристика
ВКГ	– векторкардиография
ВС	– временной селектор
ВЧ	– высокая частота
ВЭКС	– векторкардиоскоп
ГВЧ	– генератор высоких частот
ГКС	– генератор калибровочных сигналов
ДД	– диастолическое давление
ДК	– дифференциальный каскад
ДП	– датчик пульса
ДТК	– датчик тонов Короткова
ДУ	– дифференциальный усилитель
ДЦП	– детский церебральный паралич
ЖЕЛ	– жизненная емкость легких
ЖК	– жидкокристаллический
ИАД	– измеритель артериального давления
ИК	– инфракрасный
ИОУ	– интегральный операционный усилитель
ИС	– интегральная схема
КСП	– компьютерный стапоплантограф
МВ	– мультивибратор
МДМ	– модулятор-демодулятор
МИП	– многоэлементный измерительный преобразователь
МОС	– максимальная объемная скорость
ОДА	– опорно-двигательный аппарат
ОЗУ	– оперативное запоминающее устройство
ОК	– отклоняющая катушка
ООС	– отрицательная обратная связь
ОС	– обратная связь
ОУ	– операционный усилитель

ОФВ	– объем форсированного выдоха
ОЦМ	– общий центр масс
ПД	– пиковый детектор
ПДН	– преобразователь давление-напряжение
ПЗУ	– постоянное запоминающее устройство
ПЧН	– преобразователь частота-напряжения
ПУ	– пороговые устройства
РТ	– рентгеновский томограф
САР	– система автоматического регулирования
САУ	– схема автоматического успокоения
СБИС	– сверхбольшая интегральная схема
СД	– синхронный детектор
ССД	– стабилизатор скорости декомпрессии
СУ	– схема управления
ТГ	– тахогенератор
ТР	– тензорезистор
УБП	– усилитель биопотенциалов
УВХ	– устройство выборки-хранения
УВЧ	– усилитель высоких частот
УВЧ-терапия	– ультравысокочастотная терапия
УНЧ	– усилитель низких частот
УОК	– ударный объем крови
УП	– усилительная приставка
УПТ	– усилитель постоянного тока
ФВЧ	– фильтр высоких частот
ФД	– фазовый детектор
ФЖЕЛ	– форсированная жизненная емкость легких
ФКГ	– фонокардиография
ФНЧ	– фильтр низких частот
ЦАП	– цифро-аналоговый преобразователь
ЦГП	– цифровой графопостроитель
ЧМ	– частотомер
ЧСС	– частота сердечных сокращений
ЧЭ	– чувствительный элемент
ШИМ	– широтно-импульсная модуляция
ЭД	– элементарный датчик
ЭКБ	– электронный компьютерный блок
ЭКГ	– электрокардиограф
ЭКС	– электрокардиоскоп
ЭКУ	– электрокардиоусилитель
ЭЛТ	– электронно-лучевая трубка
ЭМГ	– электромиограмма
ЭЭГ	– электроэнцефалография
ЯМР	– ядерно-магнитный резонанс

## **1 КЛАССИФИКАЦИЯ И ОСНОВНЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ЭЛЕКТРОННО-МЕДИЦИНСКОЙ АППАРАТУРЫ**

**Электронно-медицинская аппаратура (ЭМА)** – это набор электрических и электронных инструментов и приборов, используемых в медицинской практике и в медицинских исследованиях. В этот набор могут входить первичные приборы и преобразователи, непосредственно воздействующие на биообъект или участвующие в получении биомедицинской информации; аппаратные средства и вычислительные системы, служащие для ее обработки и запоминания; устройства для отображения информации. Классификация ЭМА может быть проведена по следующим признакам: назначению, принципу действия и др. Классификация ЭМА, в которой использованы смешанные признаки, приведена на рис. 1.1. Прежде всего, ЭМА делится на три обширные области: диагностическую, физиотерапевтическую и хирургическую, и аппаратуру для лабораторных исследований.

Диагностическая ЭМА, в свою очередь, делится на аппаратуру для функциональной диагностики и средства медицинской интроскопии. Первая имеет дело с получением информации в основном о внешних физиологических параметрах. Сюда относятся многочисленные приборы для кардиологических исследований (электрокардиографы и электрокардиоскопы, векторкардиоскопы, фонокардиографы и др.), приборы для измерения параметров гемодинамики (измерители кровяного давления, частоты пульса и др.), аппараты для исследования функции внешнего дыхания и газового состава выдыхаемого воздуха и т.д.

Средства медицинской интроскопии предназначены для исследования внутренних органов человека и других биообъектов. К ним относятся различные виды радиологической аппаратуры (рентгеновская техника и аппараты для радионуклидной диагностики), томографы (аппараты, предназначенные для исследования определенных сечений тела), которые по физическим принципам действия делятся на рентге-



Рис. 1.1. Классификация электронно-медицинской аппаратуры

новские, гамма, ЯМР (на основе ядерного магнитного резонанса) и ультразвуковые томографы и тепловизоры.

Физиотерапевтические и хирургические аппараты целесообразно классифицировать по принципу их работы, так как в их основе лежат одни и те же физические явления: электрические токи и электромагнитные поля, лазерное излучение, ультразвук и др. Причем, некоторые аппараты можно использовать и для терапии, и для хирургии. Например, аппарат для хирургии токами высокой частоты (1,6 МГц) можно применить для диатермии (прогрева тканей) при пониженной силе тока.

Приведенная классификация в известной мере является условной и неполной. Так, например, приборы для эндоскопии можно отнести и к средствам функциональной диагностики, и к средствам интроскопии.

В данной классификации не нашли отражения сложные системы жизнеобеспечения и контроля пациентов в клинической хирургии, различные мониторные комплексы интенсивной терапии и т.п. Отчасти это объясняется тем, что главной задачей дисциплины является

изучение медицинских и биотехнических аппаратов. В связи с этим следует провести границу между аппаратом и системой.

**Аппаратом** будем считать законченное устройство, предназначенное для выполнения определенных функций в достаточно узкой области медицины и не меняющее своей конфигурации в течение всего времени его эксплуатации. В аппарат может входить встроенное микропроцессорное управляющее или вычислительное устройство (например, микропроцессорный электрокардиоанализатор МАК-01, гематологический автомат РНА-1 венгерской фирмы "Медикор" и др.).

**Системой** будем считать более сложный комплекс устройств, куда аппарат может входить как составная часть. Кроме него в систему обычно входят устройства отображения и регистрации, ЭВМ или микро-ЭВМ, интерфейс и др. (например, системы для кардиологической диагностики, реографии, различные виды компьютерных томографов и т.д.). В процессе эксплуатации могут меняться конфигурация системы, ее программное обеспечение и даже выполняемые ею задачи, хотя это бывает редко. Следует заметить, что проведенная таким образом граница между медицинским аппаратом и системой весьма условна и все более стирается в связи с миниатюризацией и большей доступностью средств вычислительной техники и отображения.

Проектирование ЭМА – сложный и длительный процесс, занимающий от 5 до 10 лет с момента возникновения идеи до ее реализации. При этом необходим тесный контакт и полное взаимопонимание между инженером и врачом, что объясняется все возрастающими сложностью и требованиями, предъявляемыми к медицинской аппаратуре.

Отметим основные тенденции в проектировании современной ЭМА:

**Системный подход.** Одним из результатов системного подхода является создание комплексов съема, хранения, передачи, обработки и отображения медицинской информации. Только комплекс аппаратуры, а не отдельные приборы, может в полной мере обеспечить диагностический и лечебные процессы, своевременную профилактику заболеваний, высокий уровень научных исследований.

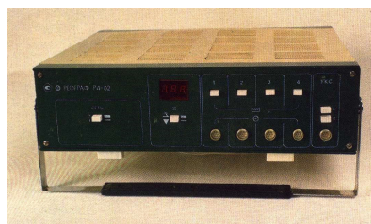


Рис. 1.2. Реограф Р4-02  
(РЭМА, Львов)



Рис. 1.3. Вектор-электрокардиограф ВЭК-3Ч-03 (РЭМА, Львов)

конструкции: корпусов, переключателей, разъемов и т.д.

**Миниатюризация.** Основана на достижениях современной микроэлектроники, применении ИС, БИС и СБИС и обуславливает качественные изменения ЭМА: повышение надежности, снижение габаритов, веса, потребляемой мощности, возможность имплантации и размещения миниатюрных устройств телеметрии на биообъекте.

**Совершенствование устройств съема, регистрации и отображения информации.** Применение встроенных микропроцессорных систем и микро-ЭВМ для управления работой медицинских аппаратов и обработки поступающей от них информации. В связи с расширением выпуска ПЭВМ и уменьшением их стоимости альтернативой производству сложных микропроцессорных приборов может стать выпуск относительно простых аналоговых или цифровых первичных приборов, допускающих стыковку их с ЭВМ.

**Развитие метрологического обеспечения ЭМА.** На сегодняшний день уже предусмотрена выработка единых стандартов на все измеряемые физиологические параметры, создание эталонов и эквивалентов, имитаторов различных биосигналов. Это важно для испытания и регулиров-

**Стандартизация и унификация.** Одним из проявлений стандартизации является блочная конструкция ЭМА, что облегчает взаимозаменяемость, создает удобство эксплуатации аппаратуры, делает ее многоцелевой. В качестве примера эффективного использования блочного принципа можно привести полиграфы – аппараты (или системы) для комплексной функциональной диагностики. Необходимо, однако, следить за тем, чтобы блочная конструкция не приводила к ухудшению качества отдельных блоков по сравнению со специализированными аппаратами. Серьезной проблемой при малосерийном выпуске аппаратуры является унификация технологии различных элементов кон-

ки медицинской аппаратуры в условиях производства и контроля их работоспособности в процессе эксплуатации. Например, для испытания электрокардиографа желательно иметь имитатор, генерирующий сигналы, близкие по форме к электрокардиограмме, с тем, чтобы можно было судить об искажениях, вносимых различными узлами. Следует, однако, признать, что на пути решения этой проблемы стоят значительные трудности: технические, организационные и др. Пока метрологическая служба медицинской аппаратуры находится на существенно более низком уровне, чем в отрасли общего приборостроения.

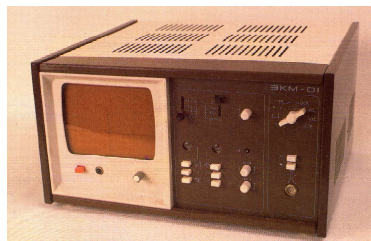


Рис. 1.4. Кардиомонитор ЭКМ-01 (РЭМА, Львов)

Электронная медицинская аппаратура возникла на базе приборостроения, поэтому ей присущи основные черты и свойства измерительных приборов вообще. Однако специфическими особенностями медицинской техники является то, что она вступает в непосредственный контакт с человеком, активно воздействует на него, а главные ее пользователи – врачи, люди, как правило, не имеющие специальных знаний в области техники и электроники.

Рассмотрим общие и специфические характеристики медицинских приборов.

**Диапазон** – полный набор значений измеряемой величины, на который рассчитан медицинский прибор в нормальном режиме его функционирования. Для прибора, измеряющего физиологические показатели, диапазон варьируется от наименьшего значения показателя, которое прибор способен точно измерить, до наибольшего. Например, измеритель АД имеет диапазон 20–300 мм рт. ст.

**Чувствительность.** Существует два толкования чувствительности, которые используют для описания медицинских приборов: качественное и количественное. Под первым понимают некоторое минимальное (пороговое) значение измеряемого параметра, которое прибор еще может различить. В этом смысле чувствительность частично зависит от разрешающей способности прибора (размеры шкалы стрелочного прибора или количество разрядов цифрового индикатора). Другое определение чувствительности связывает значение измеряемого физиологического параметра с отклонением пера самописца



Рис. 1.5. Портативный кардиограф ЭК1К (РЭМА, Львов)

или луча на экране осциллоскопа. Например, чувствительность электрокардиографов принято определять в миллиметрах отклонения пера при подаче на вход сигнала амплитудой в 1 мВ.

**Точность** – это способность прибора точно указывать истинное значение измеряемого показателя. Количественно ее выражают максимально допустимой погрешностью, присущей данному прибору. Погрешность обычно представляют в виде некоторых функциональных зависимостей, получаемых эмпирическим путем в результате многочисленных измерений в течение длительного промежутка времени эталонных значений параметра. Например, максимальную погрешность измерения напряжения электрокардиографом ЭК1К-01 (рис. 1.5) описывают функцией:

$$\Delta U = \pm(K/S + 0,1U),$$

где  $K$  – постоянный коэффициент  $K = 0,2\text{мм}$ ;

$S$  – установленная чувствительность,  $\text{мм/мВ}$ .

Точность не надо путать с разрешением – понятием, относящимся к устройствам отображения. Возможность считывать с цифрового дисплея отсчет с большим количеством знаков еще не гарантирует высокой точности прибора. Иначе говоря, потенциально неточному прибору не нужно устройство отображения с высоким разрешением.

**Стабильность** – способность прибора сохранять работоспособность в течение заданного времени после калибровки. С течением времени точность откалиброванного прибора ухудшается под влиянием температуры, вследствие старения элементов и других факторов. Это явление называется дрейфом. Для обеспечения исправной работы все приборы требуют периодической регулировки и калибровки. В некоторых приборах предусмотрена калибровка в процессе измерения (например, в реографах). Калибровочные сигналы подаются периодически с приостановкой измерения исследуемого физиологического параметра или непрерывно на его неинформативных участках. Калибровочные сигналы формируются с помощью эталонных напряжений, сопротивлений и т.д.

**Помехи.** Сигнал, поступающий от датчика и несущий информацию об измеряемом параметре, является полезным сигналом. Однако наряду с ним на вход прибора могут поступать нежелательные шумы, промышленные помехи и артефакты. Шумы могут возникать в датчике и приборе. При снятии электрокардиограмм и электроэнцефалограмм на теле пациента возникают сетевые наводки частотой 50 Гц. Помехи могут создавать и другие приборы, работающие в комплексе с данным или близко от него. Например, сильные помехи могут создать электрохирургические аппараты или аппараты УВЧ-терапии, имеющие выходную мощность в сотни ватт. При движении пациента из-за скачков переходных сопротивлений электрод–кожа и поляризационных потенциалов возникают импульсные помехи длительностью несколько десятков миллисекунд – артефакты.

**Удобство для пациента и его безопасность.** Степень удобства (или неудобства) зависит, прежде всего, от методов исследования (воздействия) – инвазивного или неинвазивного. Требование удобства является одним из главных при проектировании диагностической аппаратуры. И здесь предпочтение отдается неинвазивным методам. В хирургии основным инструментом остается пока скальпель. Однако и в этой области внедряются новые методы и приборы, причиняющие меньшие травмы пациенту: лазерные хирургические аппараты, ультразвуковые установки для дробления камней в почках и желчном пузыре (литотриптеры) и др.

Многие медицинские приборы, используемые в диагностике, терапии и хирургии, контактируют с пациентом с помощью электродов и датчиков. В связи с тем, что большинство из них питается от сети, то возникает опасность поражения электрическим током, поэтому важнейшим требованием, предъявляемым к таким приборам, является надежная изоляция электродов и датчиков от сети. Наиболее эффективно она обеспечивается с помощью гальванического отделения цепи пациента и непосредственно связанных с

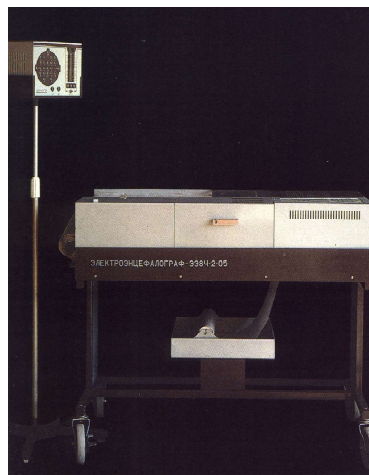


Рис. 1.6. Энцефалограф

ней узлов (например, усилителя) от остальной части аппарата. Проблемы безопасности приходится решать и при проектировании других видов медицинской аппаратуры: лазерной, ультразвуковой, радиологической.

**Простота обслуживания.** Как уже отмечалось, медицинский персонал, работающий с ЭМА, малоподготовлен в области электроники. По этой причине при проектировании медицинской аппаратуры необходимо стремиться обеспечить максимум простоты в управлении прибором и его регулировке в процессе эксплуатации. Прибор должен содержать минимальное количество органов управления; такие операции, как калибровка, установка нуля (компенсация дрейфа), если их приходится производить достаточно часто, желательно автоматизировать. Конструкция панелей управления должна быть эргономична (удобное расположение органов управления, понятные надписи и условные знаки). Конструкция прибора должна обеспечивать простоту его санитарной обработки, для чего применяют псевдосенсорные органы управления, расположенные под защитной пленкой.

## 2 ТЕОРИЯ ЭЛЕКТРОДОВ И ИХ ХАРАКТЕРИСТИКИ

Простейшие электроды, используемые для измерения биопотенциалов, представляют собой кусочки металла, которые можно размещать на поверхности или внутри тела; при этом жидкости, входящие в состав организма, можно рассматривать как электролиты. В результате электрохимической реакции между металлом и раствором возникает разность потенциалов (напряжение). Химические реакции, которые протекают между металлами и электролитами, влияют на функционирование физиологических электродов. Эти же реакции обуславливают и функционирование обычной батареи или гальванического элемента. Следовательно, химические принципы работы простого гальванического элемента (рис. 2.1) можно использовать для объяснения основ теории электродов.

На рис. 2.1, а показан серебряный электрод, погруженный в соляной раствор, являющийся электролитом. Поскольку серебро является хорошим проводником электричества, то оно имеет избыток слабоудерживаемых или относительно свободных валентных электронов. При погружении серебра в электролит некоторые из его валентных электронов переходят в раствор; это приводит к тому, что будучи ранее электрически нейтральным, электрод становится заряженным положительно по отношению к электролиту. Возникающая разность потенциалов называется *потенциалом полуэлемента*; это один из двух потенциалов, ассоциирующихся с гальваническим элементом или батареей. Для погруженного в электролит серебра напряжение полуэлемента составляет примерно 0,8 В, при этом электрод положителен по отношению к электролиту. При погружении в электролит медного электрода (рис. 2.1, б) некоторые из его валентных электронов также переходят в раствор, в результате чего медный электрод становится положительно заряженным по отношению к электролиту. Значение этого потенциала полуэлемента составляет приблизительно 0,3 В, причем медный электрод также является положительным по отношению

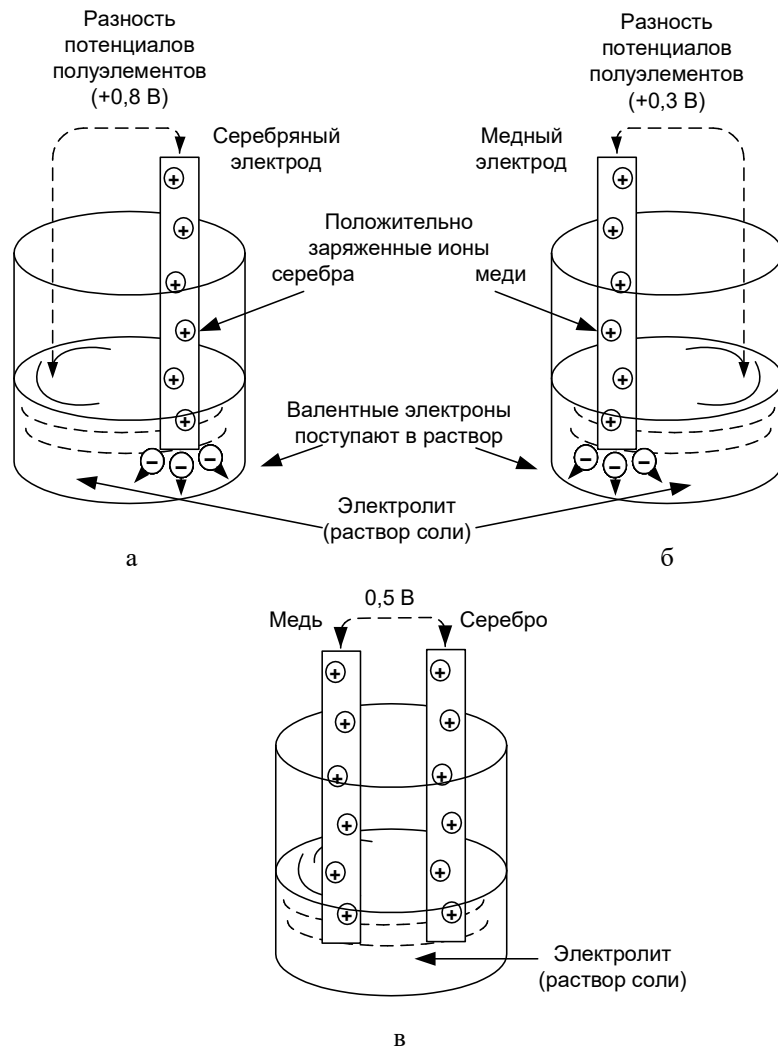


Рис. 2.1. Химические реакции между металлом и электролитом:  
 а) потенциал полуэлемента для серебряного электрода;  
 б) потенциал полуэлемента для медного электрода;  
 в) результирующее напряжение между контактами.

к электролиту. На рис. 2.1, в показаны оба металла, погруженные в электролит. Поскольку потенциалы полуэлементов для серебра и меди равны, соответственно 0,8 и 0,3 В, и оба электрода положительны по отношению к электролиту, то разность потенциалов между электродами 0,5 В ( $+0,8 \text{ В} - (+0,3 \text{ В}) = 0,5 \text{ В}$ ). Серебряный электрод положителен по отношению к медному электроду. Таким образом, при погружении в один и тот же электролит двух разнородных металлов между их контактами появляется постоянное напряжение. Такие металлы можно использовать для создания батареи. Из предыдущего объяснения должно быть ясно, что два одинаковых металлических образца, погруженные в один и тот же электролит, не должны создавать разности потенциалов.

На рис. 2.2 показано поперечное сечение двух серебряных пластинок, используемых в качестве электродов для снятия биопотенциалов и контактирующих с поверхностью кожи, которая действует как электролит. Если эти пластинки химически идентичны, то каждая из них порождает один и тот же потенциал полуэлемента, и результирующее напряжение между электродами будет равно нулю.

Разность потенциалов между контактами физиологических электродов, контактирующих с телом пациента, называется *напряжением смещения электродов*. Если электроды, показанные на рис. 2.2, а, химически идентичны (идеальное предположение), то напряжение смещения будет равно нулю. На практике даже специально подобранные (согласованные) электроды имеют некоторые химические различия, поэтому между контактами используемых физиологических электродов обычно существует некоторое напряжение смещения. При подключении электродов с помощью проводников ко входу усилителя (рис. 2.2, б) последний будет реагировать на постоянное напряжение смещения точно так же, как и на физиологические сигналы, поступающие от организма.

Значения и полярности потенциалов полуэлемента для электродов определяются в большой степени применяемыми материалами. Как показано на рис. 2.2, а, серебряный электрод в контакте с электролитом создает потенциал полуэлемента +0,8 В, что приблизительно в 800 раз больше значений ЭКГ, которые можно измерить на поверхности тела. Даже при использовании очень хорошо согласованных электродов возникающее на них постоянное напряжение смещения может все-таки значительно превышать значение измеряемого физиологического показателя. Большое напряжение смещения может помешать проведению измерений или повлиять на их результат и привести к получению нежелательных артефактов.

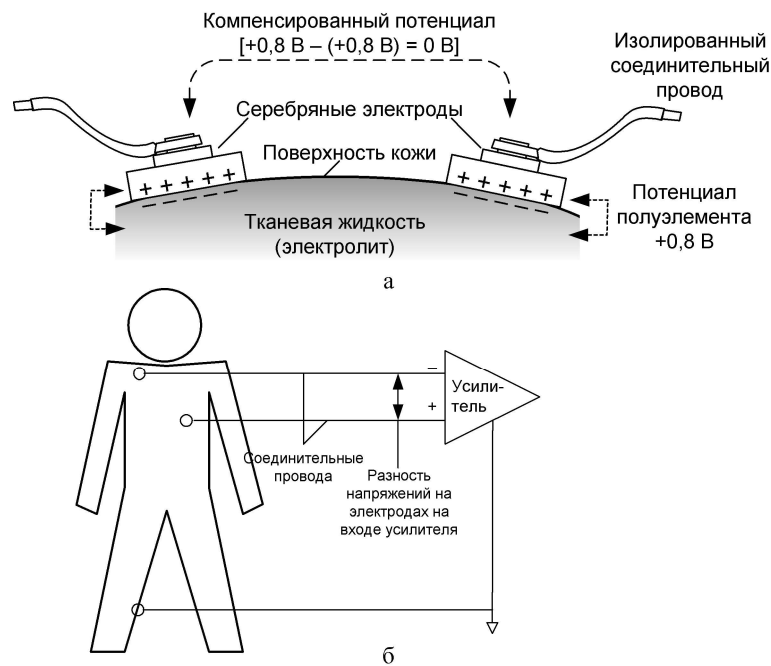


Рис. 2.2. Электродный потенциал смещения:  
 а – серебряные электроды, размещенные на поверхности кожи;  
 б – напряжение смещения поступает на вход усилителя.

Эксперименты показали, что происходящие в электродах химические явления могут явиться причиной возникновения флуктуации напряжения (шумов) при отсутствии каких-либо физиологических сигналов. Такие изменения могут также быть восприняты как артефакты. Как шум, так и потенциал полуэлемента можно уменьшить, выбрав соответствующий материал электродов или (в некоторых случаях) специально их обработав. Было установлено, что *электрод серебро-хлорид серебра* ( $\text{Ag}-\text{AgCl}$ ) является наиболее стабильным и его электродный потенциал мал. Электрод такого типа изготавливается путем химического покрытия куска почти чистого серебра солью – хлоридом серебра. Обычно покрытие производят погружением очищенного куска серебра в раствор хлористого натрия. В этот раствор погружают и второй кусок серебра; оба куска подсоединяют к источнику постоянного напряжения таким образом, чтобы электрод, который покрывается хлоридом серебра, был положителен по отношению к другому. При этом ионы серебра соединяются с ионами

хлора из соляного раствора и образуют тонкую пленку нейтральных молекул хлорида серебра, которая покрывает серебряный электрод. При очистке такого электрода после использования необходимо проявлять осторожность, чтобы не повредить покрытие из хлорида серебра. Эти электроды можно очищать мягкой хлопчатобумажной тряпочкой, смоченной изопропиловым спиртом или чуть теплой водой.

При накладывании электрода на поверхность кожи на переходе электрод–кожа существует определенное электрическое сопротивление. Для надежной записи физиологических сигналов, свободной от артефактов, необходимо, чтобы электрод имел хороший (с малым сопротивлением) контакт с кожей. В связи с тем, что верхний слой кожи в значительной мере состоит из мертвых клеток, и на нем всегда присутствует некоторое количество жиров и грязи, то естественное электрическое сопротивление кожи высокое по сравнению с сопротивлением жидкостей в организме. По этой причине при размещении электродов на поверхности кожи, место, на которое будет наложен электрод, обычно подготавливают или обрабатывают, чтобы понизить сопротивление. Слой мертвых клеток может быть удален из области наложения электрода спиртом или какими-либо другими подходящими очищающими агентами. Затем между электродом и поверхностью кожи наносят проводящую (электролитическую) пасту, которая широкодоступна в настоящее время. Эта паста образует как бы мост между ионами тела и поверхностью электрода и обеспечивает низкое сопротивление перехода электрод–кожа. Некоторые пасты содержат в электролите очень маленькие абразивные частицы. Эти пасты можно применять и для подготовки места наложения электрода, и для снижения контактного сопротивления.

Размер и тип используемого электрода также играют важную роль при определении его сопротивления. Более крупные электроды обычно имеют меньшее сопротивление. Поверхностные электроды имеют сопротивление 2000...10000 Ом, а маленькие игольчатые – значительно более высокое.

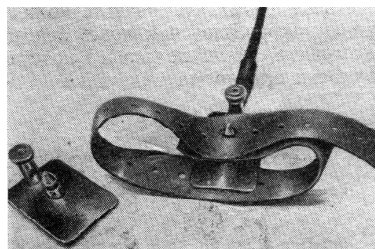
## **2.1 Электроды для снятия биоэлектрических потенциалов**

Электроды, применяемые для снятия биоэлектрических потенциалов тела, могут иметь самые различные формы и размеры. Для снятия потенциалов ЭКГ, ЭЭГ или ЭМГ можно использовать любые электроды. Однако более крупные обычно используют для снятия ЭКГ, так как при этом не так важна локализация измерений.

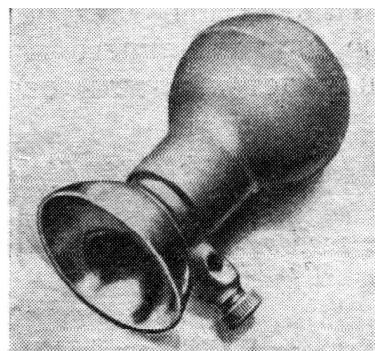
При снятии ЭЭГ и ЭМГ, а также при наблюдении за плодом применяют меньшие электроды.

На ранней стадии измерений биоэлектрических потенциалов использовались *погружаемые* (иммерсионные) *электроды*, которые представляли собой просто бадьи с солевым раствором, в которые пациент погружал руки и ноги. Как и следовало ожидать, использование электродов такого типа было связано с многочисленными трудностями, например, неудобное фиксированное положение пациента и опасность разлить электролит.

По сравнению с погружаемыми электродами введенные в практику примерно в 1917 г. *пластинчатые электроды* (рис. 2.3, а) были значительным шагом вперед. Сначала эти электроды отделялись от кожи пациента хлопчатобумажной или фетровой прокладкой, пропитанной солевым раствором. Позднее такие пропитанные прокладки были заменены проводящими пастами, при этом металл контактировал с кожей. Пластинчатые электроды такого типа используют и сегодня так же, как и пропитанные солевым раствором марлевые прокладки. Пластинчатые электроды обычно изготавливают, или покрывают серебром или сплавами никеля, хрома или аналогичными нетоксичными металлами.



а



б

Рис. 2.3. Металлические электроды:  
а) пластинчатые;  
б) на присоске.

Другим довольно старым типом электрода, который используют и в настоящее время, является *электрод на присоске* (рис. 2.3, б), в котором с кожей действительно контактирует только кольцевой край. Применяют электроды на присосках двух размеров: диаметр чашечки приблизительно 30 мм для обследования взрослых пациентов, 15 мм – для обследования детей. Обычно электроды на присосках используют для грудных отделений при снятии ЭКГ.

Однако такие электроды вызывают отечность кожи (синяк) в месте крепления, и если у взрос-

лых это не вызывает никаких последствий, то у новорожденных и детей грудного возраста повреждение кожи может привести к серьезным осложнениям. Поэтому в последнее время используют пластиковые электроды с присоской, а контактный элемент размещается в середине чашки. Небольшое втягивание кожи обеспечивает достаточно хороший контакт с электродом, а гладкие и слегка скругленные края чашки не травмируют кожу. Такими электродами сегодня комплектуются практически все аналогичные приборы, применяемые в педиатрии.

Одним из неудобств при использовании пластинчатых электродов является возможность их сползания или смещения. Эта проблема возникает и при использовании электрода на присоске после его достаточно длительной эксплуатации. Были найдены несколько методов преодоления этих неудобств, например, использование липкой ленты для закрепления электродов, придание поверхности электрода формы терки, зубцы которой проникают в кожу, уменьшая контактное сопротивление и снижая вероятность соскальзывания электрода.

Все описанные выше электроды имеют общий недостаток: они чувствительны к перемещению, одни в большей, другие в меньшей степени. Даже малейшее перемещение изменяет толщину тонкой пленки электролита между металлом и кожей, что приводит к изменению потенциала смещения и контактного сопротивления. Эти изменения проявляются как артефакты на записи ЭКГ или на экране монитора для наблюдения за пациентом; они являются источниками дрейфа нуля (опорной линии) или блужданий. Во многих случаях изменения потенциала настолько существенны, что они полностью блокируют биоэлектрические потенциалы, которые пытаются измерить с помощью электродов. Липкая лента и применение электродов в виде терки уменьшают эти артефакты, связанные с перемещением электродов, так как они ограничивают возможности смещения электродов и уменьшают переходное сопротивление, но ни одно из этих средств не может эффективно обеспечить нечувствительность измерений к движению.

Позднее некоторые изготовители предложили несколько моделей нового типа электрода — *плавающего* или *электрода со столбом жидкости*. В них артефакты, обусловленные перемещением электрода, практически полностью устраняются, так как здесь отсутствует прямой контакт между металлом и кожей. Единственным проводящим путем между металлом и кожей является слой пасты или желе, который образует электролитический мост. Даже если поверхность электрода образует прямой угол с поверхностью кожи, функци-

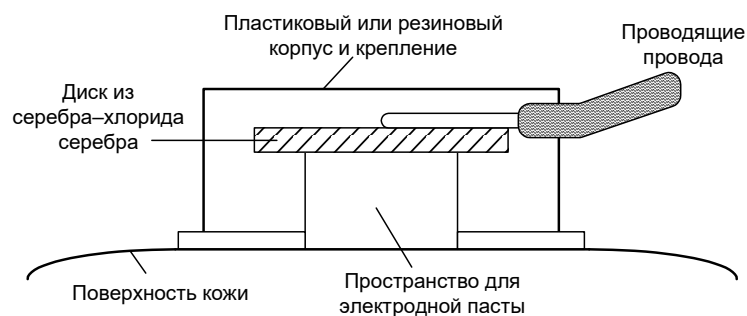


Рис. 2.4. Схема плавающего поверхностного электрода

онирование электрода не ухудшается, поскольку электролитический мост поддерживает контакт и с кожей, и с электродом. На рис. 2.4 показано поперечное сечение плавающего электрода, а на рис. 2.5 – типичные образцы плавающих электродов. Можно заметить, что металлическая поверхность электродов находится в углублении и не может непосредственно контактировать с кожей.

Плавающие электроды обычно прикрепляются к коже с помощью двухстороннего клейкого хомутика (или кольца), который прилипает к пластиковой поверхности электрода и к коже.

В последние несколько лет в практику вошли различные типы *одноразовых электродов* (однократного применения) (рис. 2.6), которые не требуют очистки после каждого использования и упрощают сам процесс исследований. Эти электроды, первоначально предназначенные для наблюдения за ЭКГ пациента, можно также использовать и для снятия ЭЭГ и ЭМГ. В большинстве случаев одноразовые электроды являются плавающими с простым зажимом для подключения проводников (которые используют неоднократно). Некоторые одноразовые электроды уже при изготовлении смазываются пастой, что устраняет необходимость наносить ее между электродом и подготовленной поверхностью кожи.

Разработаны одноразовые электроды, при использовании которых не нужны проводящие пасты и подготовка кожи. Эти электроды содержат слой электролитической жидкости и тонкопленочную проницаемую мембрану, которая контактирует с кожей. При установке на поверхности кожи мембрана с микропорами пропускает электролит, увлажняя кожу, что устраняет необходимость подготовки участка кожи для установки электрода.

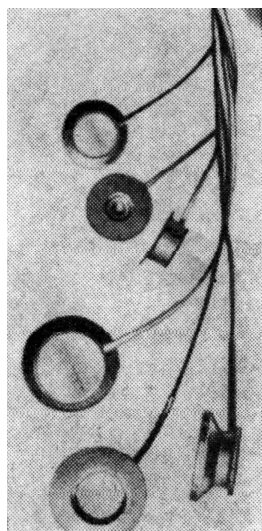


Рис. 2.5. Вид сверху, снизу и сбоку плавающих поверхностных электродов

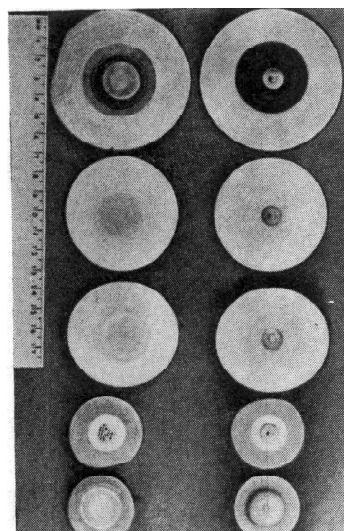


Рис. 2.6. Типичные одноразовые электроды

Усовершенствованные одноразовые электроды можно использовать для непрерывного наблюдения за пациентами в течение длительного времени при небольшом дискомфорте для пациента. Гибкие пластиковые конструкции электродов и чашечек, мягкие пенопластовые липкие кольца позволяют таким электродам точно следовать всем контурам тела. Кроме того, пенопластовые кольца, наложенные на кожу, предотвращают проникновение воздуха к электроду и высыхание пасты. По этой причине низкое сопротивление кожи сохраняется в течение относительно длительного времени.

Все кожные электроды, используемые для непрерывного наблюдения, необходимо периодически перемещать на смежные участки кожи пациента, так как электролитическая среда и липкий состав могут вызвать сильное раздражение кожи. В некоторых специализированных отделениях электроды перемещают и заменяют (если они одноразовые) каждые 8 ч, в других отделениях – не реже одного раза за 24 ч, в зависимости от чувствительности кожи пациента.

Для других применений разработаны специальные типы поверхностных электродов. Например, ушной клипсовый электрод был разработан для использования его в качестве опорного электрода при снятии ЭЭГ. Поверхностные электроды для снятия ЭЭГ обычно пред-

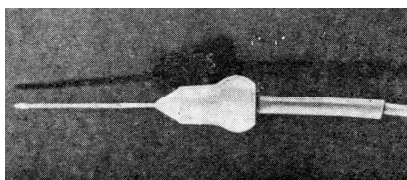


Рис. 2.7. Пример игольчатого, подкожного электрода

зультате движения, некоторые специалисты в области электроэнцефалографии используют при снятии ЭЭГ небольшие игольчатые электроды (рис. 2.7), которые вводят под кожу на некоторое расстояние вперед, параллельно ей.

Более длинные иглы в некоторых случаях вводят в мозг для того, чтобы получить локализованные измерения потенциалов в отдельных специфических участках мозга. Такие электроды должны располагаться чрезвычайно точно, чтобы можно было идентифицировать источник измеренного потенциала.

Одновременные измерения в участках, лежащих на различной глубине вдоль одной определенной оси мозга, можно выполнить с помощью специальных электродов с большим числом измерительных окончаний на разной глубине. Электрод такого типа обычно состоит из пучка тонких проволочек, каждая из которых обрезана на различном уровне; существуют электроды, у которых на каждой проволочке на различном уровне создано по одному участку проводящей поверхности.

Некоторые игольчатые электроды состоят просто из тонких изолированных проволочек, расположенных так, что их концы, когда они оголены, контактируют с нервом, мышцей или другой тканью, на которой проводят измерения. Остальная часть проволочек покрыта изоляцией, предотвращающей короткое замыкание. Проволочные электроды из меди или платины часто используют для снятия ЭМГ определенных мышц. Эти проволочки либо хирургически имплантируют, либо вводят с помощью иглы для подкожных инъекций, которую потом извлекают, оставляя электроды в нужном месте. В электродах такого типа взаимодействие между металлом и электролитом происходит как взаимодействие между неизолированным кончиком проволочки и электролитами организма, хотя в некоторых случаях перед введением в организм проволочку покрывают электролитической пастой. Такие электроды сейчас широко применяют в нейрохирургии,

ставляя собой небольшие диски диаметром около 7 мм или маленькие гранулы (шарики) припоя, которые закрепляются на обезжиренной коже головы с помощью электролитической пасты.

С целью уменьшить артефакты, возникающие в результате движения,

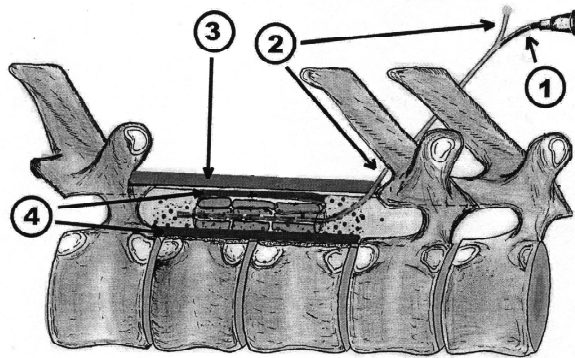


Рис. 2.8. Пример применения введенного с помощью катетера (1) в зону опертивного вмешательства на спинном мозге электрода (2). Зона дефекта закрыта защитной пластиной (3), спинной мозг – биопленкой (4). Стимуляция проводится по специальной схеме для лучшего приживания имплантированной ткани.

например, при операциях нейротрансплантации. На рис. 2.8 приведен пример реконструктивно-восстановительной операции с трансплантацией криоконсервированной эмбриональной мозговой ткани, разработанной на кафедре нейрохирургии ХГМУ проф. В.И. Сипитым и канд.мед.наук В.А.Чмутом. Вживленный в зону оперативного вмешательства электрод применяют не только для снятия потенциалов, но и для периодической стимуляции нейроклеточного имплантата.

В некоторых случаях игла для подкожных впрыскиваний является частью конструкции электрода и не извлекается. При этом проволоочки, образующие электрод, размещаются внутри иглы, которая, создает отверстие, необходимое для введения электрода, и защищает проволоочки.

Единственная проволоочка внутри иглы выполняет функцию униполярного электрода, который измеряет потенциалы в точке контакта по отношению к некоторому индифферентному или опорному потенциалу, получаемому при размещении электрода на некотором расстоянии от исследуемой мышцы. Две проволоочки, размещенные внутри иглы, позволяют произвести очень точно локализованные измерения между двумя их концами это измерение называется биполярным.

Электроды для измерения потенциалов участков под кожей не обязательно должны иметь форму иглы. Проводящие катетеры, содержащие электроды и проводники, позволяют записать ЭКГ из внутренних областей камер сердца.

### **3 УСИЛИТЕЛИ БИОПОТЕНЦИАЛОВ**

Усилители биопотенциалов (УБП) являются одним из самых распространенных узлов ЭМА. Они служат для усиления очень слабых сигналов, возникающих в результате работы сердца, мозга, при сокращении мышц, и применяются соответственно в электрокардиографах, электроэнцефалографах и миографах. Обычно УБП работают в условиях сильных помех, возникающих вследствие наводок от сети, при работе других аппаратов, в результате артефактов.

В медицинских приборах используют два вида УБП: электронные и параметрические. Электронные УБП выполняют на транзисторах и операционных усилителях; они имеют довольно высокий уровень собственных шумов и применяются для усиления кардиосигналов и миоусигналов, амплитуда которых достигает нескольких милливольт. Параметрические усилители имеют значительно меньший уровень собственных шумов и используются для усиления очень слабых электрических сигналов головного мозга амплитудой менее 100 мкВ.

Работа УБП, уровень помехи на его выходе, в значительной мере зависят от входной цепи, прежде всего от электродов, с помощью которых снимают биосигналы. Поэтому этот вопрос требует отдельного рассмотрения.

#### **3.1 Электроды для усилителей биопотенциалов**

Качество работы УБП во многом зависит от электродов, посредством которых снимают биопотенциалы. При контакте электрода с тканями организма он заряжается и приобретает определенный потенциал. Разность потенциалов между электродами, контактирующими с телом человека, называется напряжением смещения электродов. Если электроды химически идентичны, то напряжение смещения равно нулю. Однако, даже между хорошо согласованными электродами может возникать напряжение смещения, значительно превышающее величину полезного сигнала. Такое смещение называется артефактом и может возникать при произвольных движениях пациента, судорогах и т.п.

Как шум, так и потенциал электрода можно уменьшить, выбрав соответствующий материал или специально его обработав.

Широко используют электроды из нержавеющей стали овальной или круглой формы площадью до 20 см<sup>2</sup>. В миографии применяют игольчатые электроды, вводимые под кожу, а в энцефалографии – электроды в виде шариков из хлопчатобумажной ткани, пропитанной физраствором.

Существенное значение для работы УБП имеют контактное сопротивление электрод–кожа (электрод–ткань) и его стабильность. Поверхностные электроды имеют сопротивление 2000–10000 Ом. Величина сопротивления сильно зависит от состояния кожи, наличия волосяного покрова.

Полная эквивалентная электрическая схема цепи поверхностного электрода приведена на рис. 3.1.  $R_{кэ}$  и  $C_{кэ}$  определяются по формулам:

$$R_{кэ} = \frac{\rho h}{S}; \quad C_{кэ} = \frac{\epsilon_0 \epsilon S}{h},$$

где  $h$  – толщина высокоомного слоя кожи;  $\rho$  – удельное сопротивление;  $\epsilon_0$  – абсолютная диэлектрическая постоянная;  $\epsilon$  – относительная диэлектрическая проницаемость;  $S$  – площадь.

У металлического электрода  $Z_э$ , практически равно нулю. В большинстве случаев частота биосигналов весьма низка, и влиянием емкости  $C_{кэ}$  можно пренебречь.

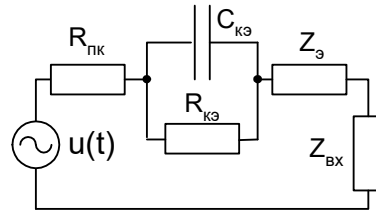


Рис.3.1. Эквивалентная электрическая схема цепи поверхностного электрода, где  $R_{пк}$  – сопротивление подкожных тканей;  $Z_э$  – сопротивление электрода;  $Z_{вх}$  – сопротивление входа усилителя;  $R_{кэ}$ ,  $C_{кэ}$  – сопротивление и емкость контакта кожа–электрод.

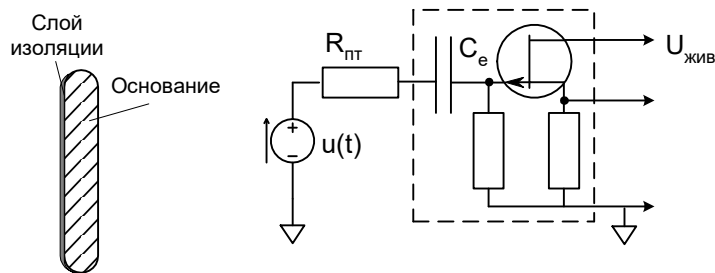


Рис. 3.2. Повторитель на полевом транзисторе

Перспективно применение емкостных электродов, основным преимуществом которых является отсутствие поляризационных потенциалов. На контактную поверхность таких электродов наносят диэлектрик (например,  $\text{SiO}_2$ ) толщиной 0,9 мкм. При активной площади 0,5 см<sup>2</sup> емкостные электроды обладают емкостью 0,015 мкФ, но за счет воздушных промежутков она уменьшается на 20 %. Для согласования электрода с УБП в нем применяется встроенный повторитель на полевом транзисторе (рис. 3.2).

### 3.2 Электронные УБП

В большинстве случаев УБП представляют собой дифференциальные усилители и имеют симметричный (дифференциальный) вход. Это объясняется тем, что, во-первых, по соображениям безопасности, пациента нельзя "заземлять", во-вторых, на тело пациента наводятся значительные синфазные помехи от сети, которые эффективно подавляются дифференциальным усилителем. Механизм появления синфазных помех поясняет рис. 3.3. Объект обладает определенной емкостью относительно токоведущих проводников и "земли" (пола, корпусов приборов) – соответственно  $C_1$  и  $C_2$ .

Потенциал, наводимый на теле, будет равен  $\frac{U_c C_1}{C_1 + C_2}$ .

Обычно  $C_1$  в десятки раз меньше  $C_2$ , поэтому величина синфазной помехи составляет единицы вольт. Однако, она намного больше величины исследуемого сигнала (например, амплитуда кардиосигнала равна всего 1 мВ, а наводка может достигать 10 В). Для усиления столь слабых сигналов на фоне больших синфазных помех дифференциальный усилитель должен обладать параметрами, удовлетворяющими определенным требованиям. Рассмотрим эти параметры.

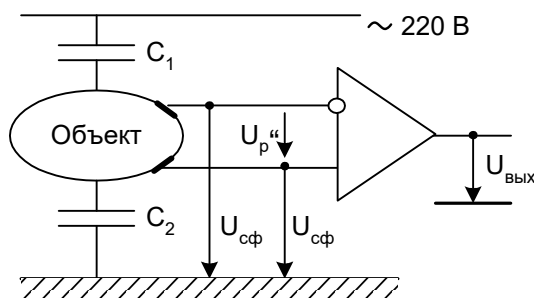


Рис. 3.3. Механизм появления синфазных помех

Представим входные потенциалы УБП как сумму и разность полезного (разностного) сигнала и синфазной помехи:

$$\begin{aligned} U_{\text{вх1}} &= U_{\text{вх.с}} + \frac{U_{\text{вх.р}}}{2}, \\ U_{\text{вх2}} &= U_{\text{вх.с}} - \frac{U_{\text{вх.р}}}{2}. \end{aligned} \quad (3.1)$$

Выходной сигнал также можно представить в виде разностной и синфазной составляющих:

$$\begin{aligned} U_{\text{вых.р}} &= U_{\text{вх.р}} K_{pp} + U_{\text{вх.с}} K_{pc}, \\ U_{\text{вых.с}} &= U_{\text{вх.р}} K_{cp} + U_{\text{вх.с}} K_{cc}. \end{aligned} \quad (3.2)$$

где  $K_{pp}$  – коэффициент усиления разностного (полезного) сигнала или просто коэффициент усиления;  $K_{cc}$  – коэффициент усиления синфазного сигнала.

Коэффициенты  $K_{pc}$  и  $K_{cp}$  возникают вследствие асимметрии схемы. Все составляющие, кроме  $U_{\text{вх.р}} K_{pp}$ , являются помехами; особенно опасна составляющая  $U_{\text{вх.с}} K_{pc}$ , которая обусловлена асимметрией схемы (например, плеч входного дифференциального каскада или входной цепи) и определяется величиной синфазной помехи.

Важным параметром дифференциального усилителя является **коэффициент режекции**

$$H = \frac{K_{pp}}{K_{pc}}.$$

Требуемый коэффициент режекции можно определить, если задано отношение сигнал–помеха на выходе УБП:

$$a = \frac{U_{\text{вых.рр}}}{U_{\text{вых.рс}}}$$

Из уравнений (3.1 и 3.2) находим:

$$H = \frac{a U_{\text{вх.с}}}{U_{\text{вх.р}}}. \quad (3.3)$$

Допустим, например, что  $a = 20$ ,  $U_{\text{вх.р}} = 1$  мВ,  $U_{\text{вх.с}} = 5$  В, тогда в результате решения уравнения (3.3) получаем  $H = 100000$ .

Отношение  $K_{pp}$  и  $K_{cc}$  называется **относительным ослаблением синфазного сигнала**:

$$M_{сф} = \frac{K_{pp}}{K_{cc}}. \quad (3.4)$$

Если величина  $M_{сф}$  невелика, то составляющая  $U_{вх.с} K_{cc}$  может иметь большую величину. В применяемых в УБП интегральных операционных усилителях параметр  $M_{сф}$  достигает 100000 (100 дБ).

Если УБП состоит из двух дифференциальных каскадов, то уравнения, аналогичные (3.2), могут быть записаны в матричной форме:

$$\begin{vmatrix} U_{вых.p} \\ U_{вых.c} \end{vmatrix} = [K_2][K_1] \begin{vmatrix} U_{вх.p} \\ U_{вх.c} \end{vmatrix},$$

где  $[K_1]$  и  $[K_2]$  – матрицы коэффициентов  $K_{pp}$ ,  $K_{cc}$  и т.д.

Перемножая матрицы, найдем:

$$\begin{aligned} U_{вых.pp} &= U_{вх.p} (K_{pp1} K_{pp2} + K_{cp1} K_{pc2}) \\ U_{вых.pc} &= U_{вх.c} (K_{pc1} K_{pp2} + K_{cc1} K_{pc2}) \end{aligned}$$

откуда эквивалентный коэффициент режекции:

$$H_{экр} = \frac{K_{pp1} K_{pp2} + K_{cp1} K_{pc2}}{K_{pc1} K_{pp2} + K_{cc1} K_{pc2}}.$$

Поделив числитель и знаменатель последнего выражения на  $K_{pc1}$  и  $K_{pc2}$ , получим:

$$H_{экр} = \frac{H_1 H_2 + \frac{K_{cp1}}{K_{pc1}}}{H_2 + \frac{K_{cc1}}{K_{pc2}}}.$$

Величина  $K_{cp1}$  и  $K_{pc1}$  – малы и сравнимы, поэтому

$$H_1 H_2 \gg \frac{K_{cp1}}{K_{pc1}}. \text{ Кроме того, } \frac{K_{cc1}}{K_{pc1}} = \frac{K_{cc1}}{K_{pc1}} \cdot \frac{K_{pp1}}{K_{pp1}} = \frac{H_1}{M_{сф1}}.$$

С учетом этого запишем:

$$H_{экр} = \frac{H_1 H_2}{H_2 + \frac{H_1}{M_{сф}}} \quad (3.5)$$

Из выражения (3.5) следует, что увеличение количества дифференциальных каскадов не приводит к улучшению параметра режекции.

Существенное влияние на величину синфазной помехи оказывает асимметрия входной цепи, обусловленная неодинаковым контактным сопротивлением электрод–кожа.

Представим входную цепь схемой замещения (рис. 3.4), где  $R_p$  – входное сопротивление усилителя для разностного сигнала;  $R_{сф}$  – входное сопротивление для синфазного сигнала;  $R_{эк}$  – переходное (контактное) сопротивление электрод–кожа.

По причине неодинакового контакта электродов на входе усилителя появляется разностное напряжение, вызванное синфазными наводками и являющееся помехой. Обычно  $R_p \gg R_{эк}$ , следовательно

$$U_{pc} = U_{сф} \frac{R_{эк1}}{R_{сф} + R_{эк1}} - U_{сф} \frac{R_{эк2}}{R_{сф} + R_{эк2}}.$$

После преобразований с учетом  $R_{сф} \gg R_{эк}$ , получим:

$$U_{pc} = \frac{\Delta R_{эк}}{R_{сф}} U_{сф}, \quad (3.6)$$

где  $\Delta R_{эк} = R_{эк1} - R_{эк2}$ .

Входную цепь можно рассматривать как дифференциальное звено. Тогда на основе формул (3.6) и (3.2) имеем  $K_{pc.вх} = \frac{\Delta R_{эк}}{R_{сф}}$ , и учитывая, что  $K_{pp.вх}$  приблизительно равно 1, находим коэффициент режекции входной цепи:

$$H_{вх} = \frac{R_{сф}}{\Delta R_{эк}}.$$

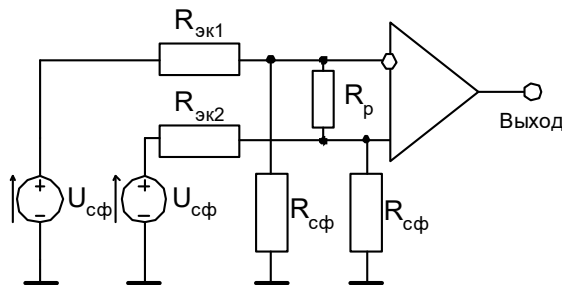


Рис. 3.4. Схема замещения

Как было показано, этот параметр не может быть далее улучшен дифференциальным усилителем, т.е. относительный уровень помех на входе УБП практически полностью определяется асимметрией входной цепи. Например, при  $R_{сф} = 10$  МОм (очень большая величина) и  $\Delta R_{эк} = 1$  кОм (небольшое различие контактных сопротивлений)  $H_{ex} = 10000$ , что может оказаться меньше требуемой величины (см. пример выше). Поэтому необходимо обращать особое внимание на качество контакта электрод–кожа. Для получения малых контактных сопротивлений (и их разбросов) применяют специальные электродные пасты.

Одним из наиболее эффективных методов подавления синфазной помехи является применение отрицательной ОС по синфазному сигналу с усилением в цепи ОС – **активная нейтрализация**. Механизм подавления синфазной помехи поясняет рис. 3.5.

Синфазные сигналы  $U_{сф1}$  и  $U_{сф2}$  (вместе с разностным) с объекта поступают через повторители (П) на дифференциальный усилитель (ДУ) и через суммирующие резисторы – на вход нейтрализующего усилителя, который инвертирует фазу. С выхода этого усилителя сигнал подается на объект. При снятии ЭКГ он подключается к правой ноге (электрод  $N$ ), при снятии ЭЭГ – к мочке уха. Входное напряжение нейтрализующего усилителя равно полусумме входных синфазных сигналов (практически  $U_{сф1}$  равно  $U_{сф2}$ ).

Потенциал электрода  $N$ :

$$U_N = -K_N U_{сн},$$

где  $U_{сн}$  – потенциал на выходе повторителей.

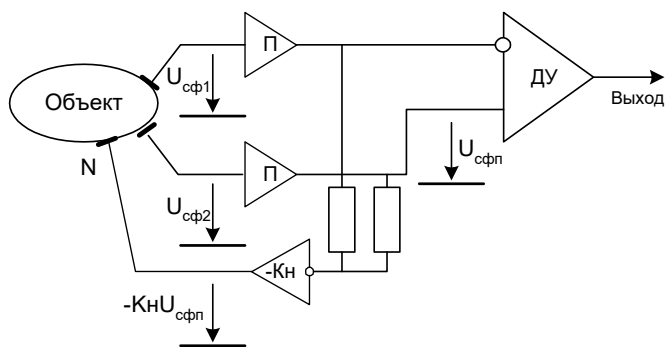


Рис. 3.5. Активное подавление синфазной помехи.

С учетом обратной связи имеем  $U_{cn} = U_{cф} - K_N U_{cn}$ , откуда

$$U_{cn} = \frac{U_{cф}}{1 + K_N}. \quad (3.7)$$

При достаточно большом коэффициенте усиления нейтрализующего усилителя происходит значительное ослабление синфазной помехи на входе дифференциального усилителя. Необходимую величину  $K_N$ , можно определить по величинам требуемой режекции и

$$\text{режекции входной цепи } K_N = \frac{H_{\text{проб}}}{H_{\text{ex}}}.$$

Так, для приведенных выше примеров необходим  $K_N = \frac{100000}{10000}$ ,

равный 10. На практике  $K_N$  выбирают в пределах 20–100.

По своему схемному решению электронные УБП могут быть транзисторными, на интегральных операционных усилителях (ИОУ) и комбинированными. Комбинированные УБП благодаря индивидуальному подбору транзисторов и других элементов могут иметь лучшие параметры, чем УБП на ИОУ.

УБП должен иметь симметричный (дифференциальный) вход, несимметричный выход, обладать большим входным сопротивлением, поэтому, для его выполнения применяют ИОУ с полевыми транзисторами (очень популярен ИОУ типа К544УД1,2) или полевые транзисторы во входном дифференциальном каскаде (ДК) (в комбинированных УБП).

На рис. 3.6 приведена симметричная схема УБП на трех ИОУ, практически не требующая регулировки. Здесь микросхемы DA1 и DA2 образуют входной дифференциальный каскад с большим входным сопротивлением и автоматическим симметрированием за счет общего элемента R2 в цепи обратной связи.

Коэффициент усиления входного ДК определим, условно заземлив второй вход.

Имеем

$$\begin{aligned} U_{\text{вых.д}} &= U_{\text{вых1}} - U_{\text{вых2}}, \\ U_{\text{вых1}} &= U_{\text{ex1}} + R_2 I, \quad U_{\text{ex2}} = -R_2 I, \\ I &= \frac{U_{\text{ex1}}}{R_1}, \end{aligned}$$

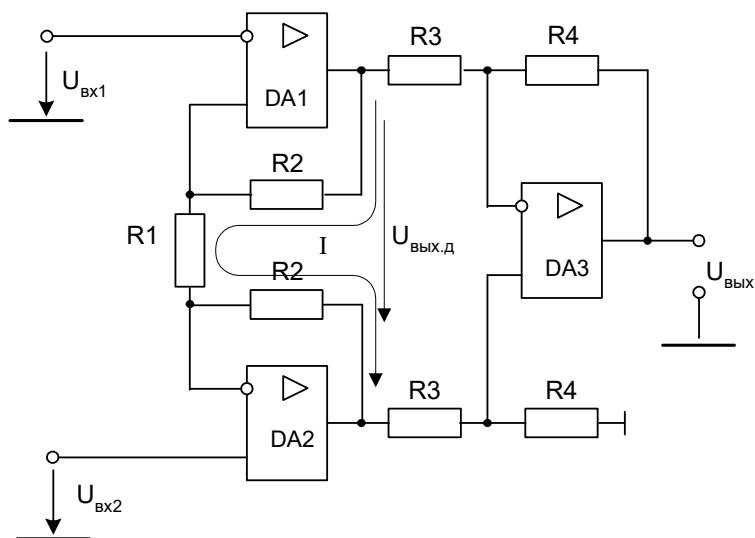


Рис. 3.6. УБП на операционных усилителях.

откуда

$$K_1 = \frac{U_{\text{вых.д}}}{U_{\text{вх1}}} = 1 + \frac{2R_2}{R_1}.$$

Второй каскад УН1 представляет собой дифференциальный усилитель с несимметричным входом и коэффициентом усиления:

$$K_2 = \frac{R_4}{R_3}.$$

В качестве примера комбинированного УБП рассмотрим УБП электрокардиооскопа ЭКСП-02 (рис. 3.7). Входной дифференциальный каскад этого УБП выполнен на согласованной паре полевых транзисторов (из микросборки) и охвачен глубокими отрицательными связями по разностному ( $R_9, R_3$ ) и синфазному ( $R_6, R_{10}, R_7$ ) сигналам.

Коэффициент усиления разностного сигнала  $K = 1 + \frac{R_9}{R_3}$ . Благодаря

источнику стабильного тока на VT2 и ООС по синфазному сигналу УБП имеет очень большой коэффициент относительного ослабления синфазного сигнала. Кроме того, он содержит узел активного подавления синфазных помех на транзисторе VT3 и ИОУ DA2. Синфазный входной сигнал из истоков транзисторов VT1.1, VT1.2, как с повторите-

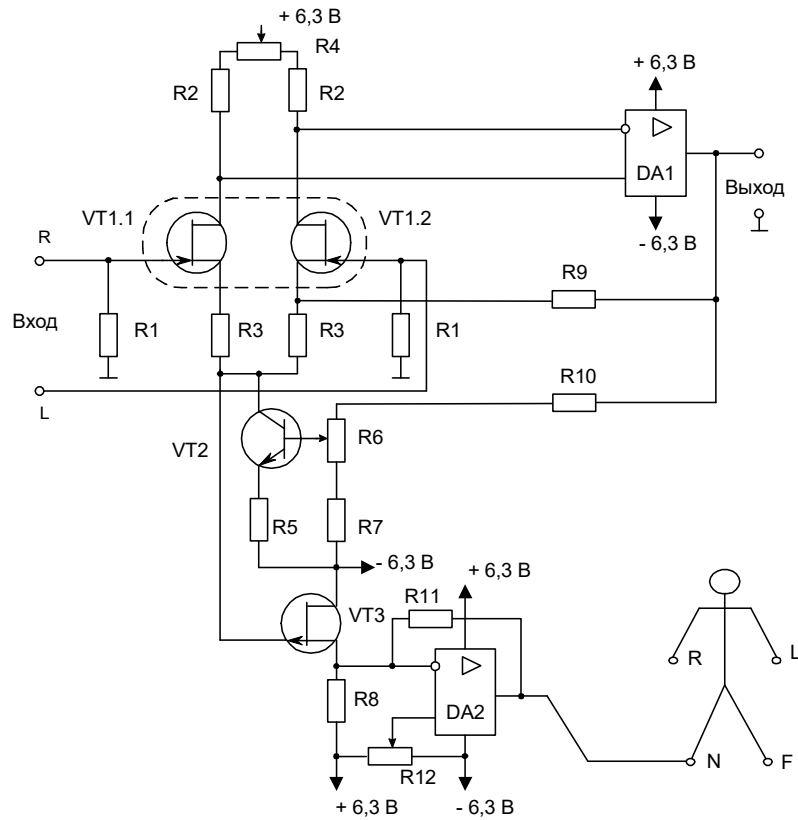


Рис. 3.7. УБП комбинированного типа.

лей, поступает через повторитель VT3 на инвертирующий усилитель DA2 и с него – на правую ногу пациента. Таким образом осуществляется компенсация синфазной помехи.

Коэффициент усиления DA2 определяется как  $K_N = \frac{R_{11}}{R_{вых}}$ . Учти-

тывая, что  $R_{вых3} = \frac{1}{S}$ , где S – крутизна полевого транзистора VT3

имеем  $K_N = SR_{11}$ .

### 3.3 Параметрические УБП

При усилении очень слабых биосигналов, таких как биосигналы головного мозга, большое значение имеют собственные шумы усилителя – они должны быть очень малыми. Такими свойствами обладают параметрические усилители. Практическое отсутствие у них собственных шумов объясняется тем, что они не содержат активных элементов: транзисторов, операционных усилителей.

Рассмотрим принцип действия параметрического усилителя с изменяемой емкостью (рис. 3.8). В колебательном контуре с источником сигнала  $U_c$  емкость под действием специального генератора, называемого **генератором накачки**, совершает скачки с частотой  $f_n = 2f_c$ . Причем, когда сигнал проходит через максимум – емкость скачком уменьшается, а когда проходит через ноль – увеличивается. Ввиду того, что заряд не может измениться мгновенно, энергия конденсатора получает приращение:

$$\Delta E = -q^2 \frac{\Delta C}{2C^2} = -E \frac{\Delta C}{C}$$

При прохождении  $U_c$  через амплитудное значение энергии

$$E_{\max} = \frac{1}{2} U_{mc}^2 C_0.$$

За один период сигнала емкость получит приращение энергии:

$$E_n = 2E_{\max} \frac{\Delta C}{C_0} = U_{mc}^2 \Delta C \quad (3.9)$$

В момент, когда емкость совершает положительный скачок, напряжение сигнала проходит через ноль, и приращение энергии отсутствует. Таким образом, в процессе накачки напряжение на емкости и ток в контуре растут. Средняя мощность потерь в контуре:

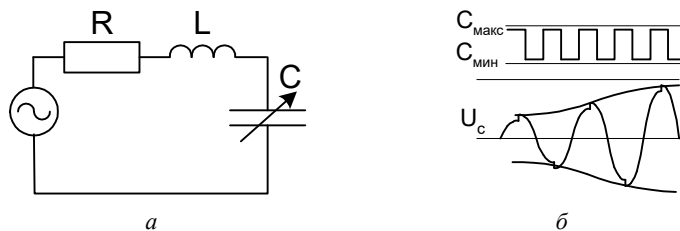


Рис. 3.8

$$P_n = \frac{1}{2} I_m^2 r = \frac{1}{2} U_{mc}^2 \frac{r}{\rho^2} = \frac{1}{2} \frac{U_{mc}^2}{\rho Q},$$

где  $\rho = \sqrt{\frac{L}{C_0}}$ ;  $Q = \frac{\rho}{r}$  – характеристическое сопротивление и добротность контура, соответственно.

Энергия, рассеиваемая в контуре за период колебаний сигнала:

$$E_n = P_n T = \frac{P_n 2\pi}{\omega_c} = \frac{1}{2} \frac{U_{mc}^2}{\rho Q} \frac{2\pi}{\omega_c} = U_{mc}^2 \frac{C_0 \pi}{Q}. \quad (3.10)$$

Формула 3.(10) получена с учетом  $\omega = \omega_0 = \sqrt{\frac{1}{LC_0}}$ .

Если выполняется равенство  $E_n = E_n$ , то происходит компенсация потерь, если же  $E_n < E_n$ , то система становится неустойчивой. Из формул (3.9) и (3.10) вытекает соотношение, определяющее критическое значение емкости:

$$\frac{\Delta C_{кр}}{C_0} = \frac{\pi}{Q}. \quad (3.11)$$

В качестве параметрической емкости применяют **варикапы** – обратно смещенный диод с достаточно большой емкостью  $p$ - $n$  перехода (20-500 пФ). Барьерная емкость обратно смещенного  $p$ - $n$  перехода зависит от приложенного напряжения:

$$C = \frac{K}{\sqrt{\varphi_k + U_{обр}}}, \quad (3.12)$$

где  $\varphi_k$  – контактная разность потенциалов ( $\varphi_k \approx 0,6$  В).

Используют варикапы Д901, Д902 и КВ101– КВ116. Основным требованием, предъявляемым к варикапу, является маленький обратный ток – 1–10 мкА.

Параметрический усилитель с рассмотренным принципом применим для усиления высокочастотных сигналов с частотой в несколько мегагерц и выше. Частоты реальных биосигналов весьма низки. Так, частотный спектр биосигналов мозга ограничен частотой 100 Гц. Для их усиления применяют параметрические УБП, основанные на

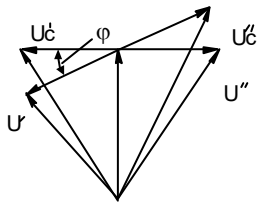
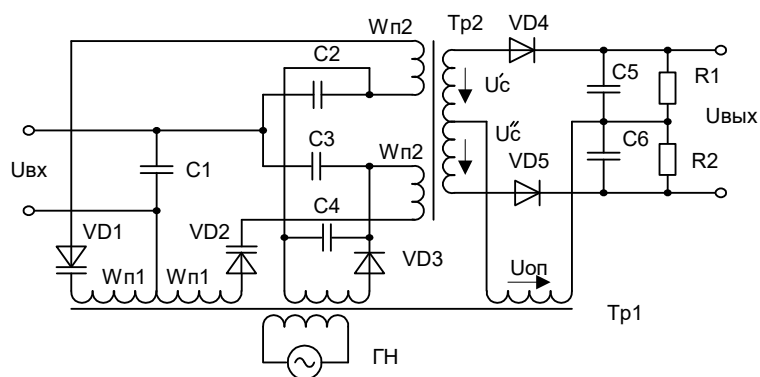


Рис. 3.9. Параметрический УБП

изменении фазы тока в контуре под действием полезного сигнала. На рис. 3.9, а приведена схема низкочастотного параметрического усилителя с фазовой модуляцией и демодуляцией.

Усилитель выполнен по балансной схеме. Напряжение накачки поступает от генератора накачки (ГН) через трансформатор Tr1. Этот же генератор с помощью выпрямителя VD3, C4 создает напряжение смещения для варикапов VD1, VD2. Колебательный контур образован емкостями варикапов и индуктивностями первичных обмоток  $W_{n2}$  трансформатора Tr2. Емкости C1, C2, C3, C4 намного больше емкости варикапов, причем  $C1, C4 \ll C2, C3$ . На диодах VD4, VD5 выполнен фазовый детектор,  $U_{оп}$  – опорное напряжение. Ниже рассматривается упрощенная теория усилителя.

В отсутствие полезного сигнала контур настроен в резонанс с частотой накачки  $f_0 = f_n$ . Найдем коэффициент усиления усилителя:

$$K_u = \frac{U_{вых.м}}{U_{вх.м}}$$

Основные соотношения для фазового детектора можно получить из векторной диаграммы (рис. 3.9, б). В режиме баланса ( $U_{\text{ex}} = 0$ ) сдвиг фаз напряжений  $U_{\text{on}}$  и  $U'_c$ ,  $U''_c$  составляет  $90^\circ$ . Это объясняется тем, что  $U_c$  пропорционально напряжению на обмотках  $W_n$ , которое при резонансе опережает ток в контуре (а значит и  $U_{\text{on}}$ ) на  $90^\circ$ . Напряжения  $U' = U_{\text{on}} + U'_c$  и  $U'' = U_{\text{on}} + U''_c$ , приложенные к амплитудным детекторам VD4, VD5, равны, и поэтому выходной сигнал равен нулю. При поступлении входного сигнала фаза тока в контуре и фаза  $U_c$  начнут меняться, величины  $U'$  и  $U''$  станут неравными друг другу, и на выходе появится низкочастотный сигнал с амплитудой:

$$U_{\text{вых.м}} = |U' - U''| .$$

Из треугольников, образованных векторами  $U_{\text{on}}$ ,  $U'$ ,  $U''$ ,  $U'_c$ ,  $U''_c$ , следует:

$$\begin{aligned} U' &= \sqrt{U_{\text{on}}^2 + U_c^2 - 2U_{\text{on}}U_c \cos(90^\circ - \varphi)} = \\ &= \sqrt{U_{\text{on}}^2 + U_c^2 - 2U_{\text{on}}U_c \sin \varphi} ; \\ U'' &= \sqrt{U_{\text{on}}^2 + U_c^2 + 2U_{\text{on}}U_c \sin \varphi} . \end{aligned} \quad (3.13)$$

Учитывая, что на практике сдвиг фаз ничтожно мал, полагаем  $\sin \varphi = \varphi$ . Ввиду того, что  $2U_{\text{on}}U_c \sin \varphi \ll U_{\text{on}}^2 + U_c^2$ , применим разложение выражения 3.13:

$$\begin{aligned} U' &= \sqrt{U_{\text{on}}^2 + U_c^2} \cdot \sqrt{1 - \frac{2U_{\text{on}}U_c}{U_{\text{on}}^2 + U_c^2}} = \sqrt{U_{\text{on}}^2 + U_c^2} \left( 1 - \frac{U_{\text{on}}U_c}{U_{\text{on}}^2 + U_c^2} \varphi \right) ; \\ U'' &= \sqrt{U_{\text{on}}^2 + U_c^2} \left( 1 + \frac{U_{\text{on}}U_c}{U_{\text{on}}^2 + U_c^2} \varphi \right) ; \\ U_{\text{вых.м}} &= |U'' - U'| = \left| \frac{2U_{\text{on}}U_c}{\sqrt{U_{\text{on}}^2 + U_c^2}} \varphi_{\text{max}} \right| . \end{aligned} \quad (3.14)$$

$$\text{Сдвиг фаз в колебательном контуре: } \operatorname{tg} \varphi = Q \left( \frac{\omega}{\omega_0} - \frac{\omega_0}{\omega} \right) .$$

$$\text{При малом } \varphi: \operatorname{tg} \varphi = \varphi = 2Q \frac{\Delta \omega}{\omega_0} .$$

Максимальное изменение фазы соответствует  $U_{\text{вх.т}}$ :

$$\varphi_{\text{max}} = 2Q \frac{\Delta\omega_{\text{max}}}{\omega_0}. \quad (3.15)$$

Максимальная частота:

$$\omega_{\text{max}} = \frac{1}{\sqrt{L(C_0 - \Delta C_{\text{max}})}} = \frac{\omega_0}{\sqrt{\left(1 - \frac{\Delta C_{\text{max}}}{C_0}\right)}}.$$

или применяя разложение и приближение:  $\omega_{0\text{max}} = \omega_0 \left(1 + \frac{\Delta C_{\text{max}}}{2C_0}\right)$ ,

найдем  $\Delta\omega_{\text{max}} = \omega_{\text{max}} - \omega_0 = \left| \omega_0 \frac{\Delta C_{\text{max}}}{2C_0} \right|$ .

Максимальное приращение емкости варикапа соответствует амплитудному значению входного сигнала  $\Delta C_{\text{max}} = C_0 - C_{\text{min}}$ .

Используя формулу (3.12), найдем:

$$C_{\text{min}} = \frac{K}{\sqrt{\varphi_K + U_{\text{см}} + U_{\text{вх.т}}}} = \frac{C_0}{\sqrt{1 + \frac{U_{\text{вх.т}}}{\varphi_K + U_{\text{см}}}}}.$$

Применяя аппроксимацию с учетом  $U_{\text{вх.т}} \ll \varphi_K + U_{\text{см}}$ , получим:

$$C_{\text{min}} = C_0 \left[ 1 - \frac{U_{\text{вх.т}}}{2(\varphi_K + U_{\text{см}})} \right],$$

отсюда  $\Delta C_{\text{max}} = \frac{U_{\text{вх.т}}}{2(\varphi_K + U_{\text{см}})} C_0$ ,  $\Delta\omega_{\text{max}} = \frac{\omega_0 U_{\text{вх.т}}}{4(\varphi_K + U_{\text{см}})}$ .

Подставляя последнее соотношение в (3.15) и (3.14), найдем:

$$U_{\text{вых.т}} = \frac{U_{\text{он}} U_{\text{с}}}{\sqrt{U_{\text{он}}^2 + U_{\text{с}}^2}} \cdot \frac{QU_{\text{вх.т}}}{\varphi_K + U_{\text{см}}}.$$

Следовательно, коэффициент усиления по напряжению:

$$K_u = \frac{U_{вых.м}}{U_{вх.м}} = \frac{U_{он}U_c}{\sqrt{U_{он}^2 + U_c^2}} \cdot \frac{Q}{\varphi_K + U_{см}}$$

Обычно  $U_{он}$  и  $U_c$  близки по величине. Во многих случаях напряжение смещения отсутствует  $U_{см} = 0$ , тогда:

$$K_u = \frac{Q}{\sqrt{2}} \cdot \frac{U_{он}}{\varphi_K} \quad (3.16)$$

Типичные значения  $Q$  и  $U_{он}$ :  $Q = 50$ ,  $U_{он} = U_c = 1$  В; для кремниевых диодов  $\varphi_K = 0,6$  В. При этом  $K = \frac{50}{\sqrt{2}} \cdot \frac{1}{0,6} = 60$ .

Дальнейшее усиление сигнала осуществляется с помощью УНЧ (УПТ).

В ряде случаев применяют комбинированные электронно-параметрические УБП. Помимо параметрического усилителя они содержат электронный малошумящий усилитель, включаемый между параметрическим звеном и фазовым детектором. При этом сигнал, поступающий на фазовый детектор, изменяется как по фазе, так и по амплитуде, и общее усиление возрастает. Примером такого усилителя может служить УБП, применяемый в электрокардиографе ЭК1Т-03, УБП электроэнцефалографического блока полиграфов П4Ч, П8Ч и ряда других приборов.

## 4 ОБЩИЕ УЗЛЫ ЭЛЕКТРОННО-МЕДИЦИНСКИХ ПРИБОРОВ

Создание современных медицинских приборов и аппаратов основано на хорошо развитой базе приборостроения и электронной техники. При их разработке и проектировании используется такой обширный арсенал средств измерительной и преобразовательной техники, что нет возможности рассмотреть даже его малую часть. Ограничимся лишь некоторыми специальными, в основном аналоговыми узлами, использующимися, главным образом, в диагностической аппаратуре.

### 4.1 Коммутационные элементы

В ряде медицинских приборов (кардиографы, фонокардиографы) необходимо коммутировать большое количество цепей. До недавнего времени для этих целей использовались в основном контактные переключатели (кнопки). В новых приборах они вытесняются бесконтактными переключателями (коммутаторами аналоговых сигналов). Достаточно широко применяются и, видимо, будут применяться в дальнейшем электромагнитные реле и герконы (магнитоуправляемые контакты). Реле достаточно надежны, их контакты могут пропускать значительные токи, они могут быть расположены недалеко от объекта управления.

На рис. 4.1 показано включение реле с помощью транзисторного ключа, который может управляться от микросхемы. В этом случае требуемый ток базы ( $I_{\sigma}$ ) определяется соотношениями:

$$I_{\sigma} = S \frac{I_{вкл}}{B}, \quad I_{\sigma} = \frac{U_{\min}^1 - U_{б.эп}}{R_{\sigma}},$$

где  $S$  – степень насыщения ( $S = 1, 2-2$ );  $B$  – статический коэффициент усиления по току;  $U_{\min}^1$  – минимально допустимое напряжение высокого уровня микросхемы.

Диод, шунтирующий обмотку реле, служит для предотвращения пробоя транзистора при выключении.

Герконы, благодаря своей герметичности (геркон – герметический контакт), могут использоваться в приборах, работающих в условиях повышенной влажности (например, в биолaborаториях). Контакты герконов выполнены из магнитопроводящих материалов и замыкаются либо под действием магнитного поля катушек, одеваемых на герконы (рис. 4.2, а, б), либо постоянного магнита (рис. 4.2, в).

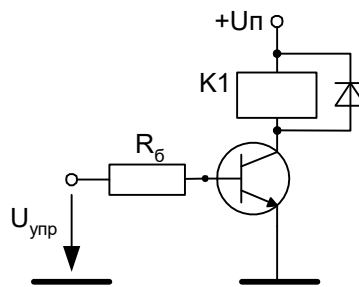


Рис. 4.1

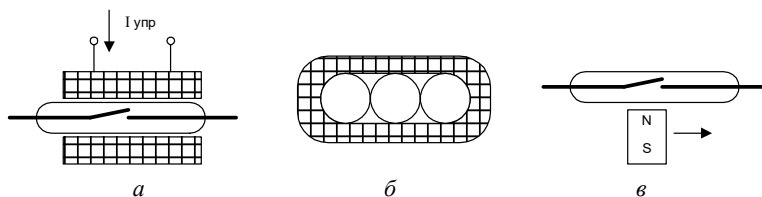


Рис. 4.2. Магнитоуправляемые коммутаторы (герконы)

В последнем случае герконы могут играть роль концевых переключателей или датчиков положения. Постоянный магнит, проходя мимо геркона, вызывает замыкание или размыкание контактов, включенных в цепь управления или сигнализации. В табл. 4.1 приведены параметры некоторых электромагнитных реле, в табл. 4.2 – герконовых.

Таблица 4.1

Тип реле	Ток ср., мА	Ток отп., мА	$U_{\text{раб}}$ , В
РЭС – 9	108 – 7	18 – 1,1	3,5 – 65
РЭС – 15	30 – 8,5	7 – 2	5 – 20
РЭС – 22	36 – 11	8 – 2	8 – 30

Таблица 4.2

Тип реле	Ток ср., мА	Ток отп., мА	Число витков	Сопротивление, Ом
РЭС – 42	5,5 – 14	1,2 – 3	5500 – 12000	810 – 4000
РЭС – 55	1,46	0,18		

Аналоговые коммутаторы (АК) имеют ряд преимуществ по сравнению с контактными: более высокая надежность, отсутствие термо-ЭДС, они могут быть установлены в непосредственной близости от коммутируемых объектов. Все это важно при коммутации слабых сигналов (кардиологических, биоэлектрических сигналов головного мозга). В старых приборах контактные коммутаторы (например, переключатели отведений ЭКГ), расположенные на лицевой панели прибора, сами являлись источником помех, поскольку соединялись достаточно длинными проводниками с объектом управления.

Электронная промышленность выпускает широкий ассортимент АК (К590КН, К176КТ, К561КТ и др.), отличающихся количеством и комбинациями взаимных соединений коммутирующих каналов. Основу АК составляют полевые (МОП) транзисторы. На рис. 4.3 показан фрагмент (канал) АК типа К176КТ1, содержащий два параллельно включенных МОП-транзистора с р- и n-каналом, что обеспечивает симметрию сопротивления для разнополярных сигналов. При наличии на управляющем входе сигнала высокого уровня оба транзистора открыты. Согласование уровней обеспечивается двумя КМОП-инверторами.

АК типа К561КП2 и К590КН6 могут работать как мультиплексоры (с входа на выход) и как демультимплексоры (с выхода на вход). В группе из 8 ключей замыкается только один под управлением специального дешифратора двоичного трехразрядного кода (A0, A1, A2) в позиционный. Такой АК используют, для коммутации большого количества цепей на одну нагрузку (рис. 4.4).

В медицинском приборостроении все шире применяется сенсорное (псевдосенсорное) управление. Сенсорные органы управления (сенсоры) обладают хорошей надежностью, эргономичны, т.е. занимают мало места на передней панели, составляют элемент ди-

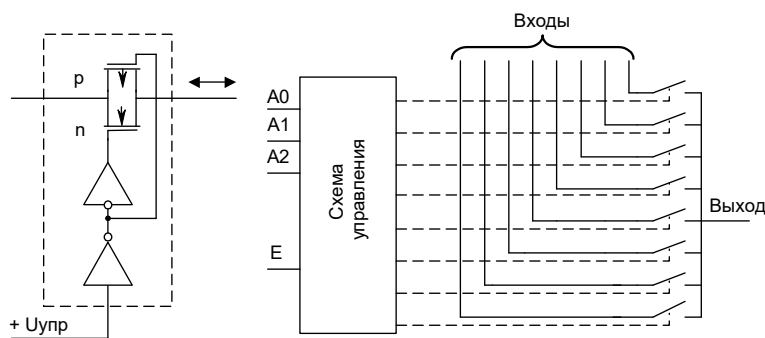


Рис. 4.3

Рис. 4.4

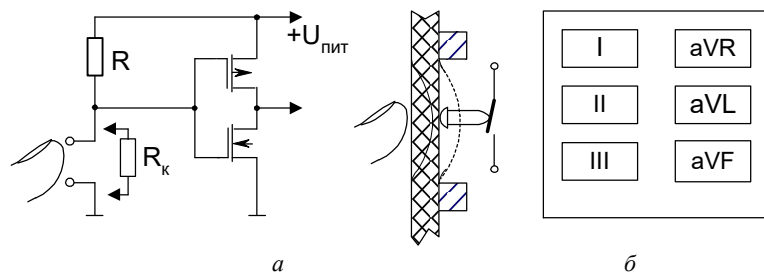


Рис. 4.5

зайна. Применяют сенсоры, замыкаемые пальцем и изменяющие переходное сопротивление. В схеме на рис. 4.5, *а* при замыкании контактов  $S$  пальцем между ними включается сопротивление  $R_K$ , что вызывает переход КМОП-инвертора из нулевого состояния в единичное. Этот перепад воздействует на устройство управления. Недостатками контактных сенсоров являются большой разброс сопротивлений кожи, возможность загрязнения, негигиеничность, неполная электрическая безопасность, а также возможность случайного несанкционированного переключения. Более прогрессивно внедрение псевдосенсоров, спрятанных под пластиковую пленку и управляемых нажатием пальца в месте, где имеется соответствующая надпись, значок (рис. 4.5, *б*). Такие сенсоры надежно защищены, поверхность защитного покрытия легко дезинфицируется.

В большинстве медицинских приборов в определенный момент бывает включенной только одна цепь, а ранее включенная – выключается. Если количество коммутируемых объектов невелико, то их попередное включение можно организовать с помощью взаимосвязанных  $RS$ -триггеров (рис. 4.6). Здесь выбранный посредством сенсора какой-либо  $RS$ -триггер через схемы ИЛИ сбрасывает ранее включенный триггер. При пяти и более объектах управления такой метод становится аппаратно громоздким, и в этом случае лучше применить шифрацию-дешифрацию или сканирование.

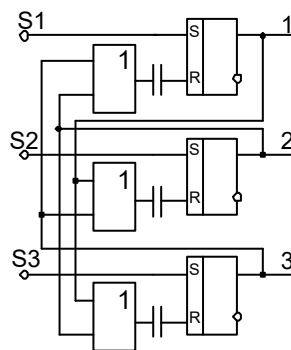


Рис. 4.6

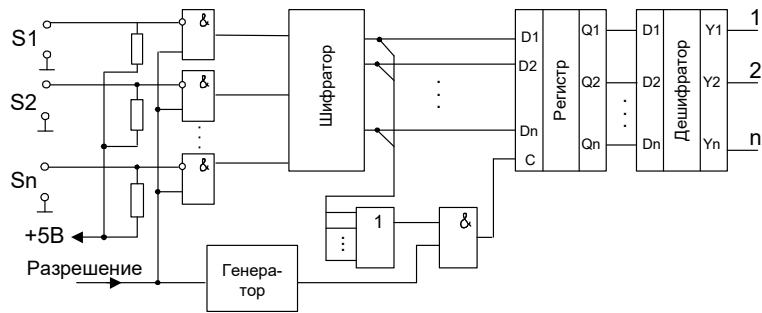


Рис. 4.7

В сенсорном устройстве управления (векторкардиоскоп ВЭКЗЧ-5), показанном на рис. 4.7, сигналы, поступающие от сенсоров, преобразуются шифратором в двоичный код и записываются в регистр на  $D$ -триггерах под управлением генератора импульсов высокой частоты. Причем эти импульсы поступают на вход записи только при наличии сигналов от сенсоров (схема ИЛИ), иначе произойдет стирание информации в регистре. Затем двоичный код из регистра подается на дешифратор, который превращает его снова в позиционный код, управляющий объектом.

Сенсоры могут применяться не только для дискретного переключения, но и для непрерывного управления аналоговыми объектами, например для регулирования усиления, скорости движения и др. На рис. 4.8 показан способ регулирования усиления с помощью сенсоров. В этой схеме используется ЦАП перемножающего типа, который обычно состоит из резистивной матрицы типа  $R - 2R$ , набора ключей и схемы управления.

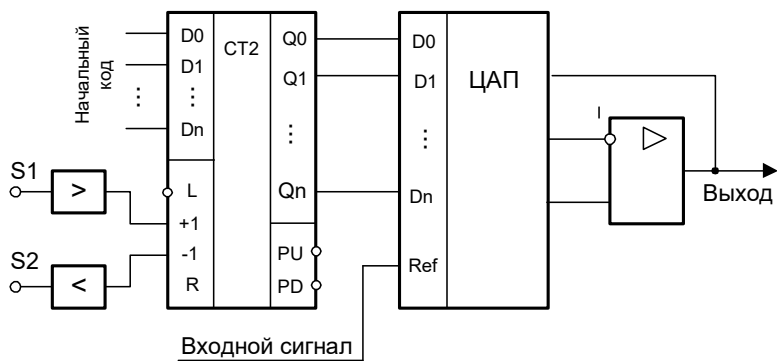


Рис. 4.8. Сенсорно управляемый усилитель

Его выходной сигнал определяется выражением:

$$U_{\text{вых}} = -\frac{R_0 U_{\text{оп}}}{2^n R} \sum_{i=0}^{n-1} Q_i 2^i, \quad (4.1)$$

где  $n$  – разрядность ЦАП,  $Q_i$  – бит (0 или 1 цифрового кода);

$R_0, R$  – параметры резистивной матрицы (обычно  $R_0 = R$ ).

Таким образом, выходной сигнал ЦАП пропорционален произведению кода и опорного напряжения.

Вместо  $U_{\text{оп}}$  на вход Ref микросхемы ЦАП можно подавать сигнал любой полярности, в том числе и переменный. Изменяя цифровой код, регулируют величину выходного напряжения от его максимального значения в сторону уменьшения, т.е. регулятор играет роль аттенюатора. Код поступает от реверсивного счетчика СТ2, на входы сложения и вычитания которого (+1 и 1) подаются тактовые импульсы от сенсоров увеличения ">" и уменьшения "<" усиления.

## 4.2 Пороговые устройства

Пороговые устройства (ПУ) находят самое различное применение в медицинских приборах и аппаратах: амплитудная селекция импульсов (выделение R-зубцов), включение тревожной сигнализации при превышении контролируруемыми параметрами заданной величины, защита от помех и многое другое. ПУ могут строиться на разных принципах и электронных приборах: на стабилитронах, туннельных диодах, триггерах, компараторах.

В схеме рис. 4.9 для получения порогового эффекта используется стабилитрон. Пока входное напряжение не достигнет напряжения пробоя стабилитрона оба транзистора остаются закрытыми, а реле К1 – выключенным. В блоке выделителей R-зубца электрокардиографов и ритмокардиографов иногда используются туннельные диоды. При плавном изменении тока, питающего туннельный диод (рис. 4.10, а), напряжение на нем может скачком изменяться на величину  $U_1$  или  $U_2$  (рис. 4.10, б). Источником тока выступает транзистор усилительного каскада.

Наиболее широко в качестве пороговых устройств приме-

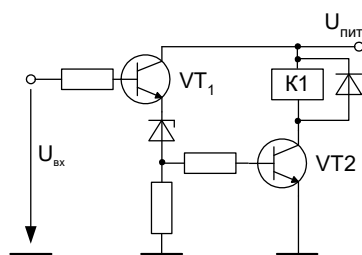


Рис. 4.9

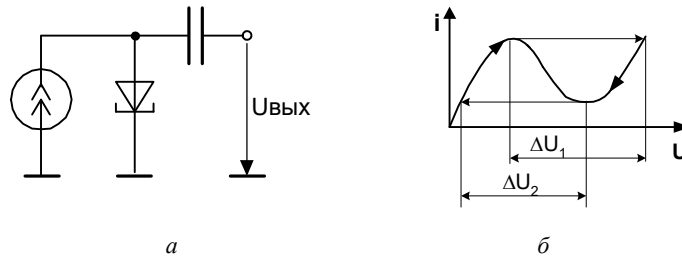


Рис. 4.10

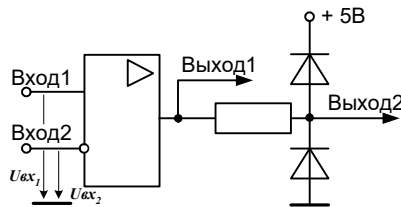


Рис. 4.11

няют компараторы – стандартные (типа СА) или выполненные на основе ИОУ (последние дешевле). В отличие от стандартных, компараторы на ИОУ имеют уровни выходных сигналов, не согласованные с уровнями входных сигналов большинства цифровых интегральных схем. Пример согласования

выходных уровней компаратора на ИОУ с помощью диодного ограничителя приведен на рис.4.11. При равенстве входных сигналов  $U_{вх.1}$  и  $U_{вх.2}$  на выходе ОУ возникает положительный или отрицательный скачок напряжения, близкий по величине к напряжению питания (15 В). Знак выходного сигнала определяется полярностью и направлением изменения входных сигналов. Ограничитель ограничивает выходной сигнал на уровне  $+5,7 - -0,7$  В.

В ряде случаев компаратор сравнивает два сигнала, из которых один – монотонный (обычно стабильный уровень), а другой – колеблющийся вследствие воздействия помех. С целью исключить многократные срабатывания компаратора вблизи точки пересечения уровней в него вводят положительную ОС, создающую гистерезис (рис. 4.12, а). Ширина петли гистерезиса определяется соотношением сопротивления и амплитудой выходного сигнала:

$$U_{гист} = 2 \frac{R_1}{R_2} U_M.$$

На рис. 4.12, б показано, что при зашумленности одного из сигналов ( $U_{вх.1}$ ) срабатывание компаратора происходит в одной точке, тогда как при отсутствии гистерезиса (см. рис.4.11) компаратор срабатывал бы в точках, отмеченных кружочками.

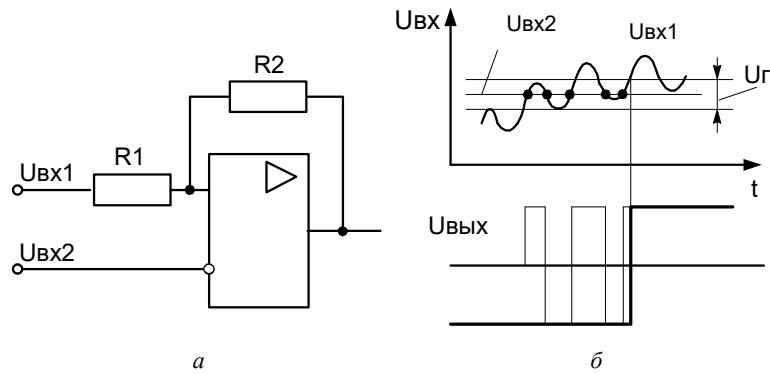


Рис. 4.12. Компаратор с гистерезисом

В некоторых случаях требуется реакция ПУ на сигналы разной полярности, превышающие заданный уровень. Для этого можно было бы использовать два отдельных компаратора. На рис. 4.13, *a* приведена схема двухполярного ПУ с одним компаратором. При воздействии на вход положительного напряжения открыт диод VD1. Компаратор переключается, когда напряжение на потенциометре  $U_{nop}$  станет равным  $U_{ex} - U_{Д1}$ . Когда же на вход воздействует отрицательный сигнал, диод VD2 открыт, и компаратор сработает, после того как потенциал его инвертирующего входа станет равным нулю. Если  $R2=R3$ , это произойдет при  $U_{nop} = U_{ex} - U_{Д2}$ , т.е. практически при том же уровне сигнала. При превышении входным напряжением любой полярности заданного уровня ПУ вырабатывает импульсы положительной полярности.

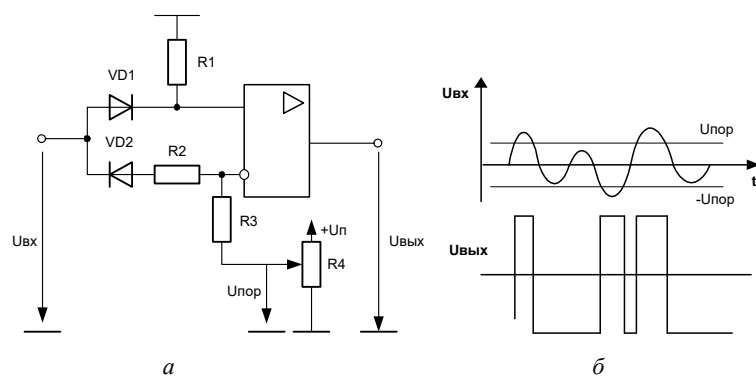


Рис. 4.13. Двухполярный компаратор

### 4.3 Детекторы

Наиболее часто в медицинской аппаратуре применяют амплитудные детекторы. Фазовый детектор ВЧ-колебаний уже был рассмотрен в главе 3. Частотный модулятор и детектор используют главным образом, в биотелеметрии (например, для передачи ЭКС по телефонным каналам) и в записи биосигналов на магнитную пленку (магнитограф). Они будут рассмотрены ниже.

Простейший амплитудный детектор представляет собой однополупериодный выпрямитель. Однако сигналы, получаемые от биообъектов непосредственно или после преобразования, настолько малы, что из-за потерь напряжения на диоде (0,5–0,6 В) они не пройдут на выход амплитудного детектора. Для детектирования сигналов с амплитудой менее 100 мВ применяют активные детекторы (рис. 4.14, а).

Допустим, что ко входу приложено знакопеременное напряжение. Ввиду того, что операционный усилитель инвертирует полярность, при воздействии положительной полуволны диод VD1 открыт, а VD2 закрыт, и с выхода "Выход 1" снимается инвертированная положительная полуволна входного напряжения. В период действия отрицательной полуволны открыт диод VD2, и с выхода "Выход 2" снимается инвертированная отрицательная полуволна входного сигнала (рис. 4.14, б).

Выходные напряжения определяются соотношениями:

$$U_{\text{вых1}} = -\frac{R_2}{R_1} U_{\text{вх+}}, U_{\text{вых2}} = -\frac{R_3}{R_1} U_{\text{вх-}} .$$

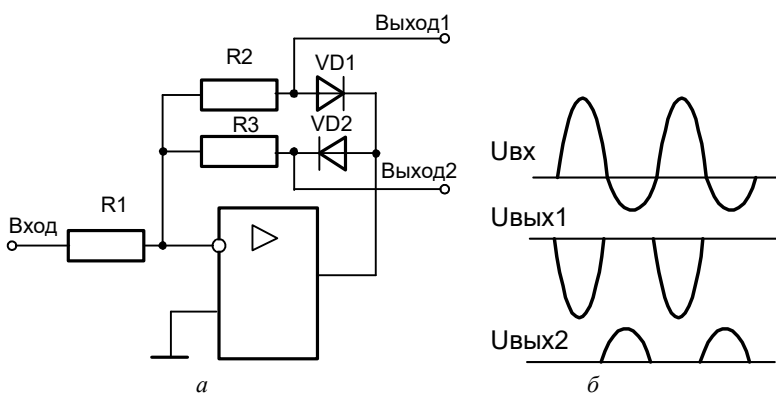


Рис. 4.14. Активный детектор

При условии  $R_1 = R_2 = R_3$  амплитуды импульсов выходного напряжения будут равны соответственно амплитудам отрицательных и положительных полуволн.

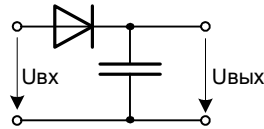


Рис. 4.15

Разновидностью амплитудных детекторов является пиковый детектор, регистрирующий максимальное значение сигнала. Он применяется для фиксации максимальной скорости или ускорения протекания какого-либо процесса (например, скорости выдыхаемого воздуха, скорости протекания реакции и др.). Простейший пиковый детектор показан на рис. 4.15. Здесь при прохождении сигнала через максимум диод запирается, и максимальное значение запоминается конденсатором. Этому пиковому детектору присущи те же недостатки, что и амплитудному. Активный пиковый детектор (рис. 4.16, а) фиксирует максимумы очень слабых сигналов (единицы милливольт). Это свойство достигнуто применением двух ОУ, один из которых служит повторителем (DA2), и введением стопроцентной отрицательной ОС. Благодаря этому в линейном режиме на стадии роста входного напряжения его величина повторяется на конденсаторе и на выходе схемы. Когда входное напряжение переваливает через максимум, потенциал инвертирующего входа DA1, в силу инерции конденсатора, оказывается больше потенциала неинвертирующего входа, и DA1 срабатывает как компаратор: на его выходе напряжение скачком становится отрицательным, диоды VD2 и VD3 закрываются, диод VD1 открывается и ограничивает выходное напряжение DA1. Конденсатор разряжают электронным ключом или механическим контактом.

По характеру работы к пиковым детекторам близки так называемые устройства (или схемы) выборки-хранения (УВХ). Они пред-

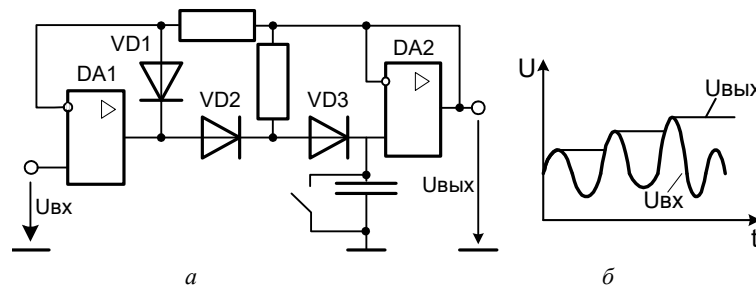


Рис. 4.16 Активный пиковый детектор.

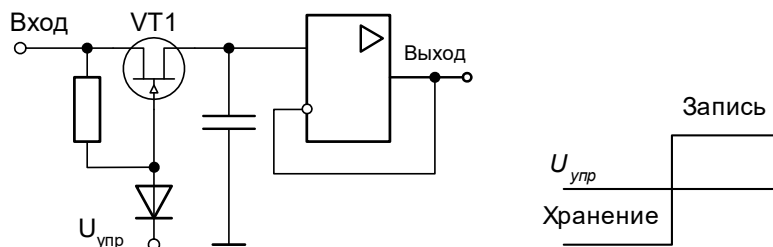


Рис. 4.17

ставляют собой аналоговые запоминающие устройства на основе конденсатора и могут хранить информацию в течение нескольких минут и даже часов. Обычно их используют в тех случаях, если аналоговая информация поступает от одного преобразователя, но зафиксировать ее нужно в различные моменты времени (например, систолическое и диастолическое давление) либо от разных объектов через коммутатор и общий усилитель. УВХ используют также при аналого-цифровом преобразовании сигналов для кратковременного запоминания уровня сигнала (отсчета) на время его АЦ-преобразования.

Существует несколько вариантов таких устройств. Наиболее простой из них приведен на рис. 4.17. Напряжение выходного сигнала через ключ VT1, отпираемый управляющим сигналом положительной полярности (сигнал записи), поступает на запоминающий конденсатор и далее – на выход согласующего повторителя. При смене полярности сигнала записи на отрицательную транзистор VT1 запирается, и напряжение сигнала запоминается на конденсаторе. Некоторая неточность схемы обусловлена потерями напряжения на ключе VT1.

Очень высокой точностью обладает схема выборки-хранения, показанная на рис. 4.18. По своей структуре она похожа на схему пикового детектора (рис. 4.16). Выходное напряжение практически копирует входное, начиная с нескольких милливольт. Диоды VD1 и VD2 играют роль ограничителей при переходе схемы в режим хранения.

Некоторым недостатком данной схемы УВХ (рис. 4.18) является наличие синфазной помехи на входе повторителя DA2, что ухудшает точность в области малых входных напряжений. Этот недостаток отсутствует в УВХ, выполненном по схеме рис. 4.19. Здесь выходной каскад представляет собой инвертирующий интегратор, поэтому потенциал его инвертирующего входа равен нулю (отсутствие синфазной помехи). Оба каскада охвачены стопроцентной отрицательной обратной связью, что обеспечивает равенство входного и выходного на-

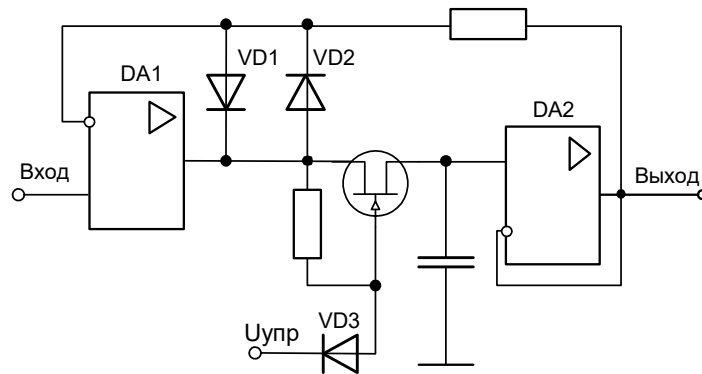


Рис. 4.18. УВХ с обратной связью

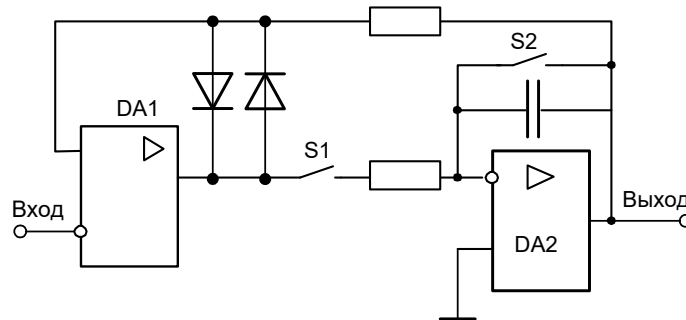


Рис. 4.19. УВХ интегрирующего типа

пряжений. При запоминании входного сигнала ключ S1 замкнут, а S2 – разомкнут. В режиме хранения оба ключа разомкнуты. На конденсаторе некоторое время (зависит от входного тока ОУ) сохраняются заряд и напряжение, равное выходному. Перед записью сигнала ключ S2 кратковременно замыкается, и конденсатор разряжается (сброс интегратора). Управление таким УВХ более сложно, чем предыдущего.

Большой популярностью у разработчиков ЭМА пользуются синхронные детекторы (СД). В отличие от обычных амплитудных детекторов (например, диодных) в СД ключевой элемент синхронно управляется генератором несущих колебаний. Синхронное детектирование характеризуется высокой помехоустойчивостью и не требует каких-либо дополнительных частотоселективных устройств (резонансных усилителей), стабильность которых, как правило, невысока. Принцип синхронного детектирования поясняет рис. 4.20, а.

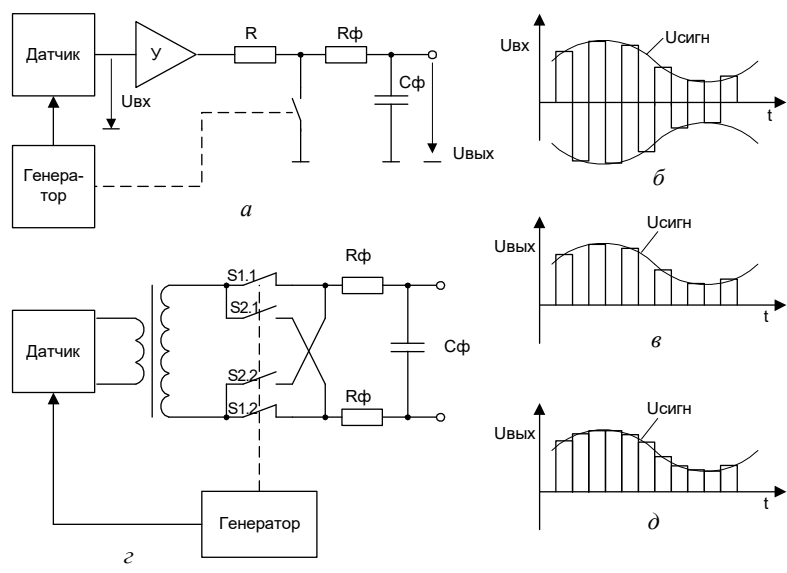


Рис. 4.20. Синхронные детекторы

Генератор (как правило, прямоугольных колебаний) воздействует на датчик или преобразователь и одновременно управляет электронным ключом (СД). Сигнал с датчика, модулированный по амплитуде физиологическим параметром (рис. 4.20, б), поступает на усилитель и далее – на СД, который "срезает" положительную или отрицательную полуволну (рис. 4.20, в). Затем напряжение фильтруется сглаживающим фильтром, который может быть, в частности, активным.

По своему принципу работы СД похож на усилитель типа МДМ (модулятор–демодулятор) для усиления слабых сигналов постоянного тока. Однако, отличие состоит в том, что в СД происходит модуляция несущего колебания физиологическим параметром, а в МДМ прерывание непрерывного сигнала – под действием специального генератора, т.е. превращение его в сигнал переменного тока, модулированного по амплитуде.

Еще одной особенностью синхронного детектирования в медицинских приборах является близкое (на одной плате) взаимное расположение СД и генератора несущих колебаний, что практически исключает нежелательные фазовые сдвиги, которые имеют место при синхронном детектировании в радиотехнике.

Используя аналоговые коммутаторы, можно построить двухтактные (кольцевые) СД (рис. 4.20, з). Здесь генератор несущих колебаний управляет в противофазе двумя парами ключей, которые поочередно замыкаются и размыкаются. На рисунке показаны замкнутыми ключи S1.1 и S1.2. В следующем полупериоде будут замкнуты ключи S2.1 и S2.2. Однако, ввиду их перекрестного включения, полярность выходного сигнала останется неизменной. В результате выпрямляются (детектируются) обе полуволны (рис. 4.20, д), форма огибающей будет более качественной, чем в одноканальном СД.

## 5 ПРИБОРЫ ДЛЯ КАРДИОЛОГИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ

Эта важная область медицинского приборостроения является наиболее развитой. Существует очень много разновидностей приборов для самых разных кардиологических исследований. Здесь ограничимся рассмотрением традиционных электрокардиографов, электро- и векторэлектрокардиоскопов и фонокардиографов, а также некоторых особенностей электроэнцефалографов, поскольку они также связаны с усилением, обработкой и регистрацией биопотенциалов.

### 5.1 Электрокардиографы и электрокардиоскопы

Электрокардиографы и электрокардиоскопы являются одними из самых распространенных приборов в лечебных учреждениях. Электрокардиографы (ЭКГ) служат для записи электрокардиосигналов на какой-либо носитель (обычно бумагу), а электрокардиоскопы (ЭКС) – для их визуального наблюдения. Как правило, в ЭКГ предусматривается выход для подключения осциллоскопа, а в ЭКС – для подключения регистратора (самописца). Даже относительно простые портативные ЭКГ являются сложными приборами, насыщенными электроникой и электромеханическими узлами.

Для правильного проектирования приборов для кардиологических исследований необходимо знать основные параметры кардиосигнала и способы его съема с человека. Кардиосигнал, снимаемый с поверхности тела, является результатом электрических процессов, сопровождающих деятельность сердца. Для всестороннего изучения кардиосигнала его снимают в нескольких отведениях: стандартных – I, II, III (по Эйнтховену) (рис. 5.1, *а*), усиленных – aVR, aVL, aVF (по Гольбергеру) (рис. 5.1, *б*), грудных – V1...V6 (по Вильсону) (рис. 5.1, *в*).

На этих рисунках показана правильная полярность подключения измерительного прибора (вольтметра). Под измерительным прибором может подразумеваться и дифференциальный усилитель

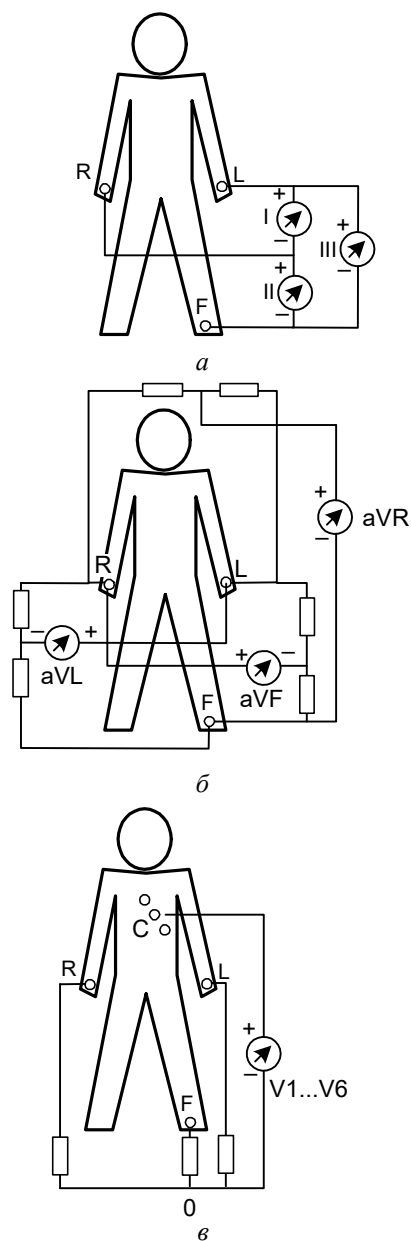


Рис. 5.1. Электрокардиографические отведения

биопотенциалов. Тогда положительному зажиму соответствует его неинвертирующий вход. Полярности сигналов в стандартных отведениях говорят о том, что результирующий вектор электрической активности сердца направлен от правого плеча к левой ноге. Именно поэтому в методике Вильсона на грудной клетке располагают шесть электродов в этом направлении. Часто для упрощения используют один грудной электрод с присоской. Кроме рассмотренных отведений, применяют отведения по Небу и некоторые другие. Типичная форма кардиосигнала, снимаемого со II отведения, показана на рис. 5.2. Среднестатистическая амплитуда R-зубца имеет около 1 мВ.

Функциональные возможности ЭКГ определяются их назначением. Относительно простые ЭКГ применяют для предварительного обследования пациентов в поликлинике или на дому. Они рассчитаны на небольшое число отведений (3-6). К таким ЭКГ можно отнести уже упоминавшийся прибор ЭК1К-03

Рис. 5.2



Рис. 5.3 Портативный кардиограф ЭК1К-03 (РЭМА, Львов)

(рис.5.3) и ЭКГ типа ЭК1К "Малыш". Это одноканальные переносные приборы, питаемые как от сети, так и от автономного источника (аккумуляторов). Коммутация отведений в них производится с помощью кнопочных или галетных переключателей. Схема УБП кардиографа "Малыш" более проста, чем у ЭК1К-03. Она

представляет собой дифференциальный усилитель с полевыми транзисторами на входе. Узел активного подавления синфазной помехи (супрессор) отсутствует.

ЭКС обычно проще ЭКГ и применяются в мониторинговых комплексах для наблюдения за состоянием больного во время операций, в реанимационных отделениях, палатах реабилитации и т.д. Они рассчитаны на небольшое число отведений (3-6). Устройством отображения в них служит электронно-лучевая трубка. Для управления ею требуются менее сложные средства, чем для управления регистратором.

Большой сложностью отличаются ЭКГ, предназначенные для углубленных исследований с целью поставить диагноз. Они рассчитаны на большое число отведений (12 и более), что позволяет реализовать практически все известные методики. Коммутация отведений в них осуществляется аналоговыми коммутаторами, а сами отведения формируются с помощью специальной матрицы резисторов. Такие ЭКГ могут иметь встроенную микропроцессорную систему, которая управляет последовательностью включения отведений, организует АЦ- и ЦА-преобразования кардиосигнала, запись в ОЗУ, вывод на графопостроитель и ряд других операций.

Структурная схема ЭКГ среднего класса приведена на рис. 5.4. Он рассчитан на стандартные отведения I, II, III по Эйнтховену, aVR, aVL, aVF по Гольдбергеру (усиленные) и униполярные грудные по Вильсону. Входные сигналы со всех электродов одновременно поступают на блок входных каскадов, который согласует цепь пациента с формирователем отведений и осуществляет активную нейтрализацию синфазной помехи. С блока формирования отведений сигнал поступает на дифференциальный усилитель и затем на блок гальванической развязки, который служит для гальванического отделения цепи пациента от остальной части схемы и, тем самым, повышает электробезопасность пациента.

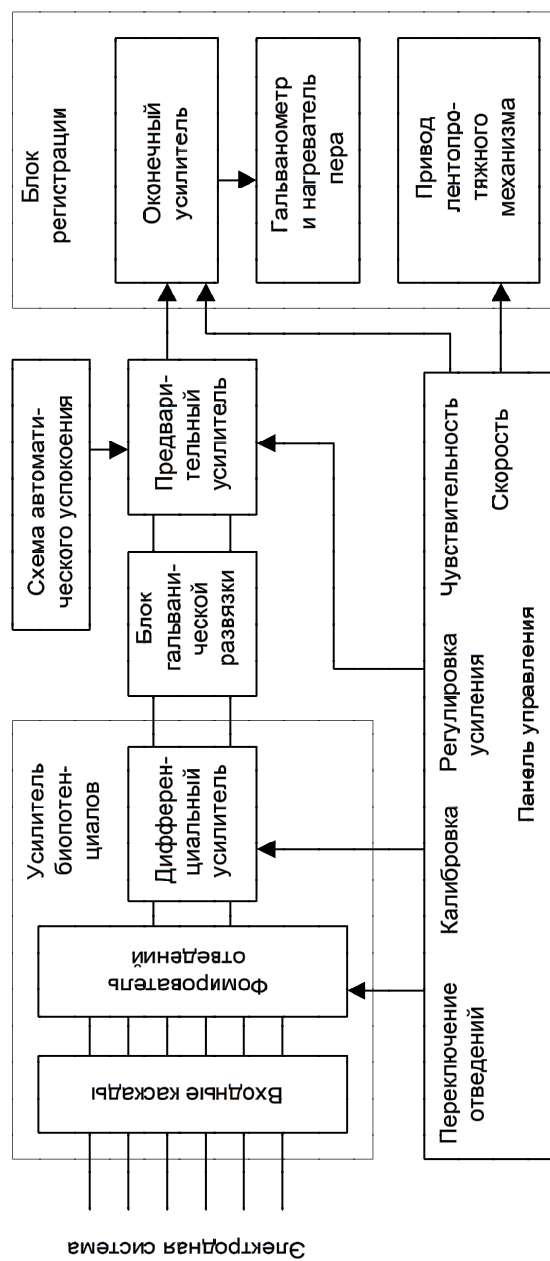


Рис. 5.4. Структурная схема электрокардиографа

Предварительный усилитель обеспечивает основное усиление по напряжению и служит для раскачки оконечного усилителя, к которому подключается гальванометр самописца блока регистрации (или электронно-лучевая трубка в электрокардиооскопе; при этом дополнительно требуется генератор развертки). Схема автоматического успокоения служит для автоматического возвращения пера или луча на нулевой уровень при выходе сигнала за установленные пределы. В структурной схеме предполагается, что запись ЭКГ производится на теплочувствительную бумагу с помощью термопера – это один из самых распространенных способов записи. На панели управления расположены органы управления режимами работы электрокардиографа в виде ручек, кнопок, тумблеров и сенсоров. Чувствительность электрокардиографа выражается в мм/мВ и обычно устанавливается равной 10 мм/мВ, но может иметь и три установки: 5, 10 и 20 мм/мВ. Скорость протяжки диаграммной ленты (или развертки луча осциллоскопа), как правило, имеет два значения: 25 и 50 мм/с.

### 5.1.1 Входные блоки электрокардиографов

Входной блок ЭКГ среднего класса показан на рис. 5.5. Сигнал, представляющий собой смесь полезного сигнала и синфазной помехи, поступает на неинвертирующие усилители DA1–DA4, входы которых защищены от перенапряжений двусторонними диодными ограничителями VD3–VD4. Пороги ограничения задаются смещением на диодах VD1, VD2. Перенапряжения могут быть вызваны сильными сетевыми наводками и артефактами. Во время операций или в палатах реабилитации, в критических случаях может быть применен дефибриллятор без отключения ЭКГ. При этом на электродах могут возникать импульсы высокого напряжения (тысячи вольт). Значение сопротивления резисторов R2 выбирают таким, чтобы ток диодов не превышал допустимого уровня. Большинство импульсных диодов выдерживают ток 100 мА в течение 10 мс. Импульс дефибриллятора достигает 7000 В, а его длительность – 5–6 мс, поэтому сопротивление резисторов R2 должно составлять 70–100 кОм.

Для подавления синфазных помех применяют выравнивание синфазных потенциалов и активную нейтрализацию. Резисторы R5 включают не на общую точку схемы, а к выходу повторителя П1. Поэтому потенциал левых зажимов резисторов R5 близок к потенциалу наводки  $U_{сф}$  на правой руке (предполагается, что потенциал наводки на теле пациента одинаков во всех точках). Активное подавление синфазной помехи осуществляется с помощью инвертирующе-

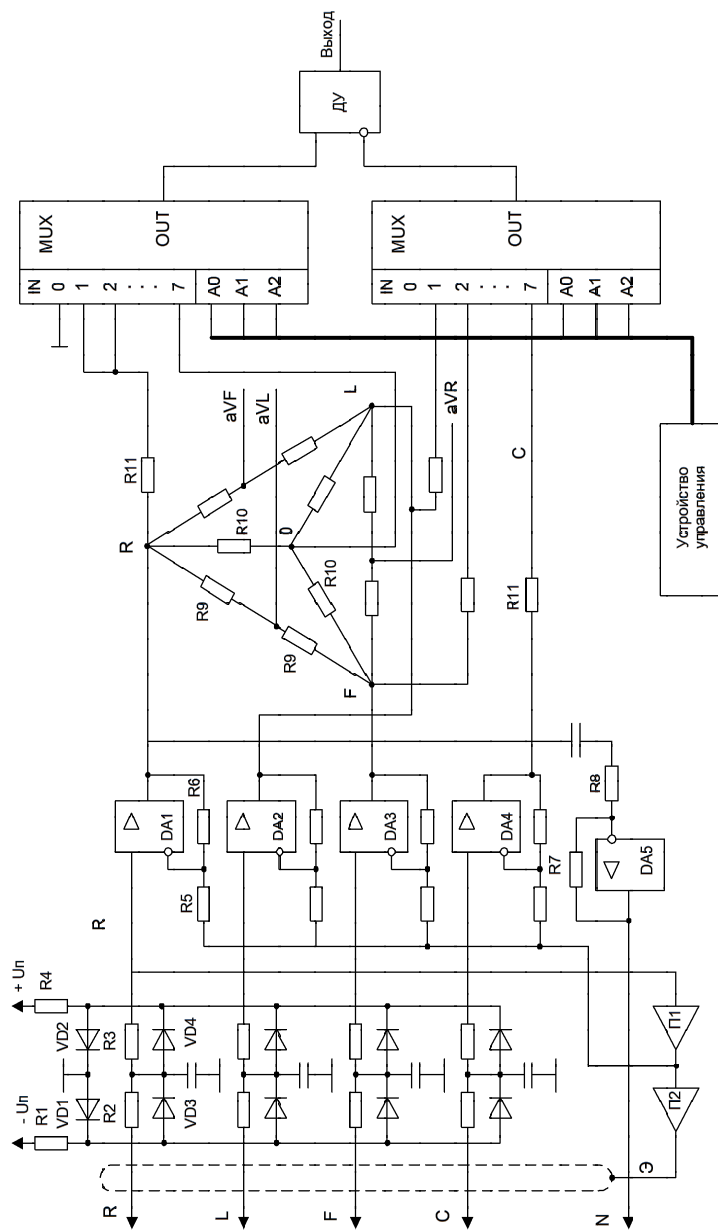


Рис. 5.5. Входной блок электрокардиографа

го усилителя DA5 (супрессора), сигнал с которого подается на правую ногу пациента (электрод N). Таким образом, замыкается петля отрицательной обратной связи по синфазному сигналу, благодаря чему синфазный сигнал на выходах усилителей DA1–DA4 уменьшается в  $1+K_N$  раз. Соединительные проводники помещаются в металлический экран (оплетку), который может быть подключен к общей точке входного блока (надо иметь в виду, что она не соединена ни с корпусом аппарата, ни с общей точкой остальной части схемы). Однако, более прогрессивным решением является подключение экрана к выходу повторителя П2, на вход которого подается потенциал с электрода R. Тем самым выравниваются (относительно земли) потенциалы экрана и проводников, и уменьшаются взаимные наводки. Комплекс рассмотренных мер (амплитудное ограничение, выравнивание синфазных потенциалов, экранирование с уравниванием потенциалов проводников и экрана, активное подавление синфазного сигнала) позволяет получить сигнал хорошего качества без применения помехоподавляющих фильтров.

С целью выяснить условия прохождения полезного (разностного) сигнала и помехи (синфазного) рассмотрим пару усилителей в расчетной схеме рис. 5.6.

Применив принцип наложения к смеси полезного сигнала и синфазной помехи, найдем выходные потенциалы усилителей:

$$U_{\text{вых}_2} = \left(1 + \frac{R_6}{R_5}\right) \left(U_{\text{сф}} - \frac{U_p}{2}\right) - \frac{R_6}{R_5} \left(U_{\text{сф}} + \frac{U_p}{2}\right) = U_{\text{сф}} - \frac{U_p}{2} - U_p \left(\frac{R_6}{R_5}\right),$$

$$U_{\text{вых}_1} = \left(1 + \frac{R_6}{R_5}\right) \left(U_{\text{сф}} + \frac{U_p}{2}\right) - \frac{R_6}{R_5} \left(U_{\text{сф}} + \frac{U_p}{2}\right) = U_{\text{сф}} + \frac{U_p}{2}.$$

Разностный выходной сигнал:

$$U_{\text{вых}_p} = U_{\text{вых}_1} - U_{\text{вых}_2} = U_p \left(1 + \frac{R_6}{R_5}\right). \quad (5.1)$$

Таким образом, благодаря выравниванию синфазных потенциалов входные каскады усиливают полезный сигнал в  $1 + \frac{R_6}{R_5}$  раз, не изменяя величины синфазного сигнала, т. е. улучшая отношение сигнал–помеха.

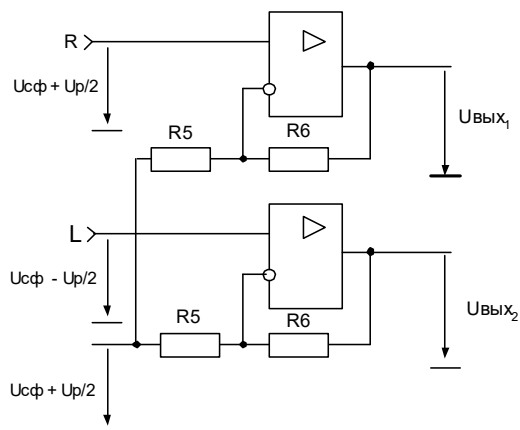


Рис. 5.6. Расчетная схема для определения усиления разностного и синфазного сигналов

Формирование отведений осуществляется с помощью коммутации выводов от специальной матрицы резисторов, включенных звездой и треугольником (рис. 5.5). Общая точка звезды представляет собой искусственную нейтральную точку для разностного сигнала. Сопротивления треугольника и звезды выбраны так, чтобы обеспечить одинаковую величину выходных сопротивлений относительно "земли" для любых точек матрицы, не соединенных с выходами ОУ. Для этого сопротивление луча звезды берут в 1,5 раза больше половины сопротивления стороны треугольника:  $R_{10} = 1,5 \cdot R_9$ . При этом выходные сопротивления относительно "земли" оказываются равными  $R_9$ . С целью создать равные условия для всех отведений к вершинам матрицы и к выходу усилителя грудного отведения DA4 подключают резисторы  $R_{11} = R_9$ . При этом все выходные сопротивления становятся одинаковыми и равными  $2R_9$ . Такая симметрия необходима для хорошего подавления синфазной помехи и одинакового усиления во всех отведениях.

Для получения сигнала в нужном отведении с помощью коммутаторов к дифференциальному усилителю ДУ подключают пару точек матрицы резисторов в соответствии с правилами включения измерительных приборов, указанных на рис. 5.1 (например, отведение I – точки R, L; отведение aVF – точки F, R; отведение V – точки 0, C). Здесь показан один грудной электрод C (их может быть шесть). В данном примере коммутация отведений осуществляется двумя аналоговыми мультиплексорами, которые могут обеспечить съем

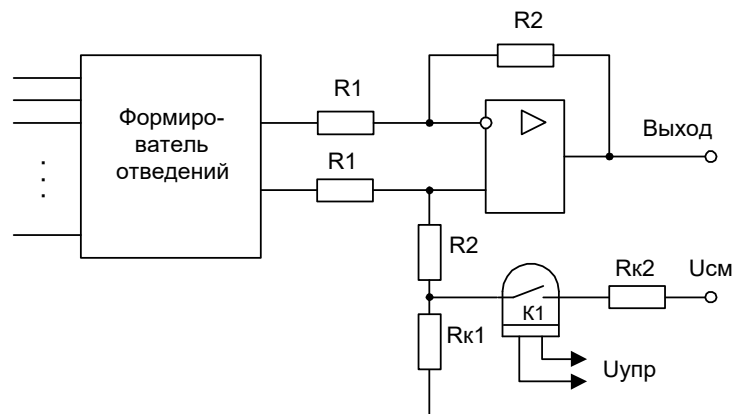


Рис. 5.7. Цепь калибровки ЭКГ

кардиосигналов в 7 отведениях: стандартных, усиленных и грудных (с использованием электрода–присоски). Первая позиция коммутаторов служит для калибровки элетрокардиографа. При этом входы дифференциального усилителя обнуляются.

Калибровка ЭКГ (ЭКС) обычно осуществляется во входном каскаде. Ее назначение – получить отклонение пера регистратора или луча осциллоскопа, соответствующее величине входного сигнала в 1 мВ. Причем сами калибровочные импульсы могут иметь другую величину. На рис. 5.7 приведен пример ручной калибровки ЭКГ. Напряжение смещения через контакт герконового реле поступает на неинвертирующий вход дифференциального усилителя.

Его коэффициент усиления для кардиосигнала равен  $K_d = \frac{R_2}{R_1}$ .

Величина  $R_{к1} \ll R_{к2}$ , поэтому калибровочное напряжение, выделяющееся на резисторе  $R_{к1}$ , равно примерно  $U_{см} \frac{R_{к1}}{R_{к2}}$ . Этот импульс напряжения усиливается усилителем без инверсии с коэффициентом

передачи  $K_k = \frac{R_1}{R_1 + R_2} \left( 1 + \frac{R_2}{R_1} \right)$ , т. е. без усиления, поэтому величина

ны  $R_{к1}, R_{к2}, U_{см}$  надо выбирать так, чтобы при воздействии калибровочного импульса на выходе ДУ формировался импульс такой же ве-

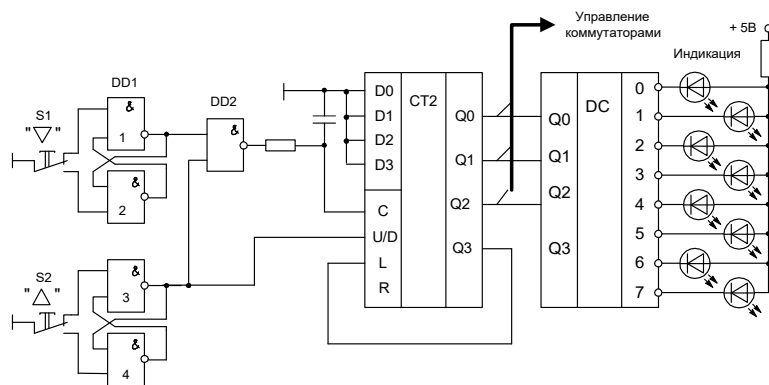


Рис. 5.8. Сенсорное управление коммутатором отведений

личины, как и при действии входного сигнала амплитудой 1 мВ. Так, если  $K_{д} = 20$ , то калибровочный сигнал должен быть равен 20 мВ.

В современных ЭКГ большинство органов управления являются сенсорными или псевдосенсорными. В качестве примера будет интересно рассмотреть сенсорное управление коммутацией отведений. Один из вариантов этого узла приведен на рис. 5.8.

Здесь используется реверсивный счетчик импульсов. Импульсы счета поступают от сенсорных формирователей на RS-триггерах и микрокнопках S1 и S2. При нажатии кнопки S1 счетчик считает в прямом направлении, а при нажатии S2 – в обратном. Интегрирующая RC-цепочка на входе C микросхемы CT2 служит для обеспечения требуемой временной последовательности перепадов на входе C и на входе переключения направления счета U/D: вначале должен установиться нужный уровень на входе U/D, а затем – на входе C. Трехразрядный код с трех младших разрядов поступает на входы управления коммутаторов–мультиплексоров и одновременно на входы дешифратора, к выходам которого подключены светодиодные индикаторы. Данная схема рассчитана на коммутацию 8 позиций, из которых 7 – отведения и одна позиция – режим калибровки (обнуление УБП). Двухкнопочное управление выбрано из соображения удобства: нужное отведение устанавливается быстрее. Если в процессе выбора позиции появится единица в старшем разряде (число 8), в счетчик автоматически загружаются нули по входам параллельного ввода данных, т. е. счетчик обнуляется.

### 5.1.2 Блоки гальванической развязки и последующего усиления кардиосигнала

Ряд фирм выпускают ЭКГ и ЭКС с блоком гальванической развязки (БГР), который обеспечивает электробезопасность пациента. В старых ЭКГ такого блока не было; и хотя они были достаточно надежны, все же за десятки лет эксплуатации было отмечено несколько случаев поражения током. Применение БГР их практически полностью исключает. При гальванической развязке электрокардиосигнал передается из УБП в аппаратную часть через трансформатор либо оптоэлектронным способом. Энергия для питания блока УБП обычно передается трансформаторным способом, но не от сетевого трансформатора (при этом электробезопасность не улучшается), а от специального высокочастотного преобразователя, который питается от общего блока питания. Сущность действия БГР трансформаторного типа поясняет рис. 5.9, а. Преобразователь напряжения (ПН), питаемый от общего блока питания, преобразует постоянное напряжение в переменное прямоугольное высокой частоты. Это напряжение трансформатором Т1 передается в маломощный источник питания входного блока, вырабатывающий все необходимые номиналы напря-

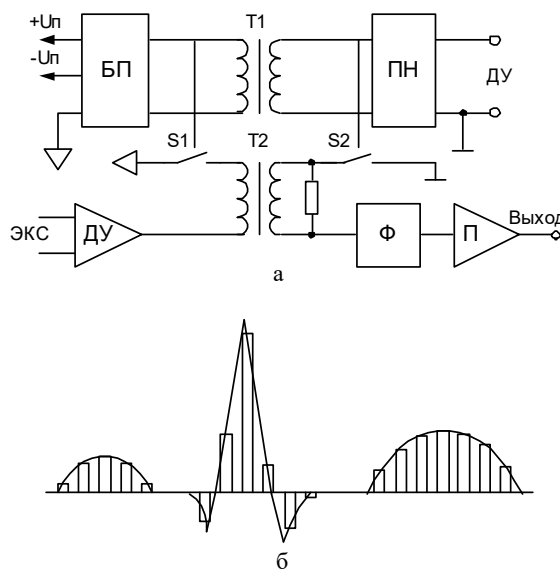


Рис. 5.9. Трансформаторная гальваническая развязка

жения. Тот же преобразователь управляет коммутацией ключей S1 и S2, которые синхронно замыкают и размыкают обмотки трансформатора T2 на "землю". Собственно, общие точки ("земли") входного блока и остальной части схемы теперь разные, что отмечается символами " $\nabla$ " – для входного блока и " $\perp$ " – для остальной части схемы. Причем последняя может быть соединена с корпусом аппарата.

В интервалы времени, когда ключи замкнуты, от дифференциального усилителя во вторичную цепь передаются импульсы, модулированные по амплитуде (рис. 5.9, б). Фильтр (Ф) сглаживает пульсации и восстанавливает форму исходного сигнала. Повторитель (П) служит для согласования. В качестве ключей обычно используют полевые (МДП) транзисторы. Как видим, по своему принципу действия БГР подобен синхронному детектору.

Важнейшими условиями при проектировании БГР являются:

- электрическая прочность,
- передача сигналов без искажений,
- малые габариты.

Рассмотрим вначале два последних. Они выполняются выбором частоты преобразователя. Для передачи сигналов без искажений, согласно теореме Котельникова, частота преобразования должна в два раза превышать максимальную частоту спектра сигнала (для кардиосигнала – около 500 Гц). Однако для получения малых габаритов БГР ее выбирают намного большей 40–50 кГц. При этом получают малое число витков и малые габариты сердечника трансформатора. Первое условие выполняется применением прочной изоляции. Первичную и вторичную обмотки нельзя наматывать одну поверх другой. Их можно разместить на противоположных половинах кольца, разделив изолирующей перегородкой. Однако такое расположение обмоток приводит к большому рассеянию магнитного потока и не гарантирует полной безопасности. Более надежна конструкция БГР, содержащая два трансформатора (рис. 5.10), выполненных на ферритовых кольцах  $I$  с одинаковым числом витков  $W_1 = W_2$  и помещенных в металлический экран 2, со-

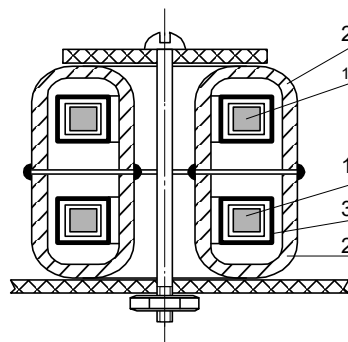


Рис. 5.10

- 1 – ферритовые кольца;
- 2 – металлический экран;
- 3 – диэлектрический экран.

стоящий из двух половин. Эти половины спаивают по периметру изнутри и снаружи. Таким образом, получается герметичный экран, защищающий от внешних наводок и являющийся витком, который охватывает оба сердечника. Оба трансформатора помещают в экраны из электрически прочного диэлектрика, выдерживающего напряжение не менее 4000 В.

Напряжение сигнала вначале понижается в  $W1$  раз, а затем во столько же раз повышается, т.е. результирующий коэффициент трансформации равен 1. Число витков трансформатора  $T2$  выбирается так, чтобы передача импульсов происходила с малым спадом вершины. При этом относительный спад вершины определяется приближенным соотношением:

$$\frac{\Delta U}{U_m} = \frac{T}{2\tau}, \quad (5.2)$$

где  $\tau = \frac{L}{r_k}$  – постоянная времени первичной цепи;  $r_k$  – сопротивление ключа;  $T$  – период импульсов;  $\Delta U$  – спад вершины импульса;  $U_m$  – амплитуда.

Так, при  $\frac{\Delta U}{U_m} = 0,1$ ;  $f = 50$  кГц ( $T = 20$  мкс) и  $r_k = 200$  Ом, получим из формулы (5.2)  $L = 10$  мГн.

По известной индуктивности, при выбранном типе сердечника рассчитывается число витков.

В некоторых случаях применяют оптоэлектронное гальваническое разделение цепей аналоговых сигналов. Пример такой развязки приведен на рис. 5.11. Здесь используются два оптрона HL1 и HL2. Первый служит для создания отрицательной обратной связи, а второй – для передачи сигнала в аппаратную часть. Этот способ развязки дешевле предыдущего, однако он вносит нелинейные искажения (для их уменьшения и используют отрицательную ОС) и дрейф. Для обеспечения нормальной работы светодиодов вместе с полезным сигналом на вход надо подавать смещение, которое затем приходится компенсировать. К тому же у оптронов довольно низкое напряжение пробоя – около 800 В, поэтому более распространены трансформаторные БГР. Их продолжают совершенствовать. Например, есть разработки, в которых для передачи импульсов энергии питания УБП и кардиосигнала используется один трансформатор. Они передаются на разных стадиях импульса – прямом и обратном ходе.

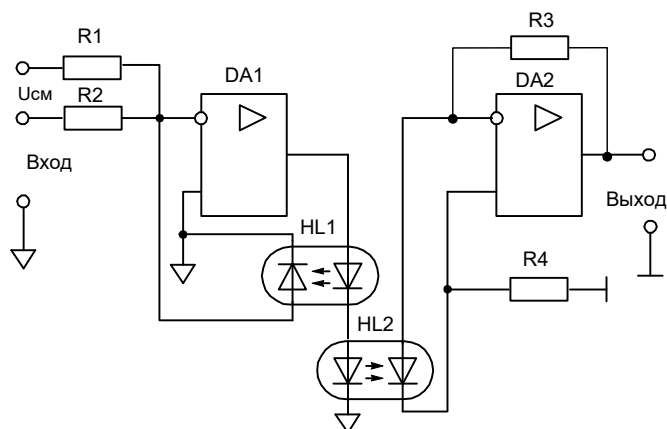


Рис. 5.11. Оптоэлектронная развязка

Следует отметить, что требование гальванической развязки усложняет калибровку и управление коммутацией отведений. Если проблема гальванически развязанной калибровки может быть решена с помощью герконового (или другого) реле (рис. 5.7), то с коммутацией дело обстоит сложнее. Для этого приходится использовать оптроны (их недостатки указаны) или трансформаторную развязку. Все это ведет к удорожанию аппарата. По этой причине ЭКГ без гальванической развязки все же выпускаются, а электробезопасность пациента обеспечивается специально выполненным сетевым трансформатором.

Предварительный усилитель обычно выполняется из двух каскадов на операционных усилителях или на специализированных усилительных микросхемах с общим коэффициентом усиления 50–100. В нем, как правило, осуществляется регулировка усиления и, в ряде случаев, смещение пера (луча). Регулировку усиления производят на стадии калибровки. При калибровке вручную, периодически нажимая кнопку "1 мВ" и регулируя усиление, добиваются отклонения луча или пера на требуемое число миллиметров при заданной чувствительности. Выходное напряжение составляет 2–3 В. В состав предварительного усилителя входит и схема автоматического успокоения (САУ), пример которой приведен на рис. 5.12, где в качестве порогового элемента использован двухполярный компаратор (см. гл. 4).

При превышении входным сигналом любой полярности заданного уровня компаратор переключается и запирает диод VD1. Полевой транзистор отпирается и замыкает на "землю" разделительный

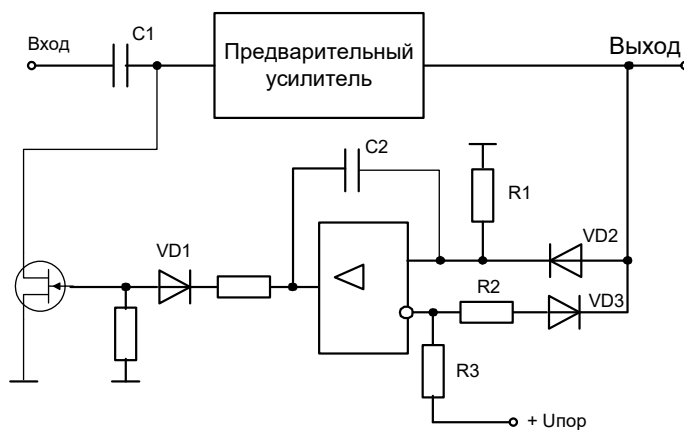


Рис. 5.12

конденсатор  $C_1$ . В результате напряжение на выходе ПУ становится равным нулю. С целью удержать это состояние в течение некоторого времени (2–3 с), вводят емкостную положительную ОС ( $C_2$  – времязадающий конденсатор). Состояние схемы после скачка не изменится до тех пор, пока вследствие зарядки конденсатора  $C_2$  потенциал неинвертирующего входа не снизится до величины:

$$\frac{U_{пор} - U_D}{2},$$

где  $U_D$  – прямое напряжение на диоде.

### 5.1.3 Оконечные каскады и блоки отображения информации ЭКГ

Тип окончного каскада зависит от того, какое устройство используют для наблюдения и регистрации кардиосигналов. В ЭКС – это электронно-лучевые трубки (ЭЛТ). Если используют ЭЛТ с электростатическим отклонением луча, то окончный каскад представляет собой усилитель напряжения, так как отклоняющие пластины почти не потребляют тока. Его выходная мощность ничтожно мала, однако амплитуда выходного сигнала достигает 100 и более вольт. Такие каскады питаются высоким напряжением (150–300 В). Если же применяют ЭЛТ с магнитной отклоняющей системой, то окончный каскад должен отдавать значительный ток (до 1 А) при относительно

низком выходном напряжении (10–20 В) и представляет собой усилитель мощности. Применение тех или иных ЭЛТ определяется конструктивными решениями: трубки с магнитным отклонением (типа ЛМ) при одинаковых размерах экрана имеют меньшую длину, чем трубки с электростатическим отклонением (типа ЛО). В медицинских приборах чаще используют трубки с магнитным отклонением. Все чаще встречаются устройства отображения на ЖК-экранах.

Оконечные каскады, предназначенные для управления ЭЛТ с магнитным отклонением, выполняются по двухтактным схемам. Форма тока в отклоняющих катушках должна повторять форму входного сигнала, поэтому усилитель охватывается глубокой отрицательной ОС по току. Одна из его возможных схем приведена на рис. 5.13, где в качестве усилителя напряжения используют операционный усилитель, а в качестве усилителя тока – двухтактный транзисторный каскад. Отрицательная ОС по току ( $R1, R2, R3$ ) обеспечивает пропорциональность между током катушек и входным сигналом. Действительно, с

учетом того, что  $I_{ex} = \frac{U_{ex}}{R_1}$ , а с другой стороны –  $I_2 \approx I_{ex} = \frac{R_3 I_{OK}}{R_2}$ ,

имеем:

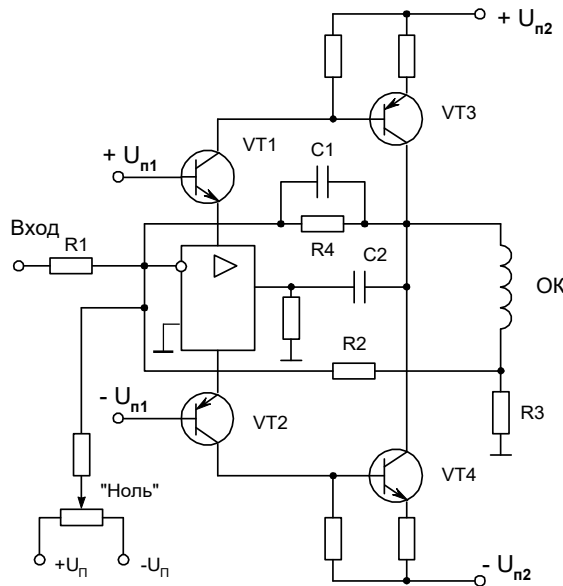


Рис. 5.13

$$I_{OK} = \frac{R_2 U_{ex}}{R_4 R_3}. \quad (5.3)$$

Пусть в отклоняющей катушке требуется получить ток амплитудой 1 А,  $U_{ex.M} = 1$  В и  $R_3 = 3$  Ом ( $R_3 \ll R_{OK}$ ). Из формулы (5.3)

получаем:  $\frac{R_2}{R_1} = 3$ ;  $R_2 = 3R_1$ .

При больших токах отклоняющей катушки и больших напряжениях питания (20–30 В) на выходных транзисторах может выделяться значительная мощность. Оценим ее величину для усилителя горизонтального отклонения. При этом ток ОК имеет пилообразную форму и на интервале открытого состояния транзистора изменяется по закону:

$$i = t \left( \frac{2I_M}{T} \right), \quad (5.4)$$

а напряжение  $U_{KЭ}$  спадает:

$$U_{KЭ} = E_n \left( 1 - \frac{2t}{T} \right), \quad (5.5)$$

Мощность потерь одного транзистора:  $P_{K1} = \frac{1}{T} \int_0^{\frac{T}{2}} U_{KЭ} i_K dt$ .

После интегрирования с учетом формул (5.4 и 5.5) получим:

$$P_{K1} = E_n \frac{I_{KM}}{12}. \quad (5.6)$$

Например, при  $E_n = 20$  В и  $I_{KM} = 1$  А имеем  $P_{K1} = 1,7$  Вт.

В схеме рис. 5.12 оригинально решено согласование операционного усилителя с усилителем тока. Управляющими токами для него являются токи выводов питания ОУ, которые изменяются в соответствии с изменением входного сигнала. Для исключения больших выбросов напряжения на выходе усилителя при большой скорости изменения тока (например, на интервале QRS-комплекса) введена также отрицательная ОС по напряжению. Эта же схема может использоваться для управления гальванометром пера регистратора. Гальванометр пера имеет массивный якорь, находящийся между полюсами сильного постоянного магнита, и обладает значительной механической инерцией. Рамка гальванометра имеет значительную индук-

тивность, поэтому в усилитель вводят глубокую отрицательную ОС по току, которая обеспечивает пропорциональность вращающего момента напряжения входного сигнала. Отрицательная ОС по напряжению также служит для устранения выбросов напряжения. В последних моделях электрокардиографов применяют еще более сложные усилители гальванометров, которые представляют собой, по сути, целые системы автоматического регулирования с множеством корректирующих звеньев.

Для получения изображения кардиосигналов на экране ЭЛТ осциллоскопа необходим генератор развертки луча, вырабатывающий пилообразное напряжение с длительностью прямого хода в несколько секунд и длительностью обратного – в несколько миллисекунд. Длительность прямого хода определяется скоростью развертки и размерами экрана. Обычно используются фиксированные скорости, 12,5 и 25 мм/с, и регулируемые в диапазоне 10–100 мм/с.

Наиболее распространенным способом регистрации кардиосигналов является их запись на бумагу. Существует два основных способа записи – чернильный (жидкой краской или фломастером) и тепловой (запись на термобумагу). Запись чернилами становится уже анахронизмом: капилляры, подводящие чернила, часто забиваются, а аппаратура пачкается. Тем не менее ее еще применяют, и самописцы с чернильной записью выпускаются.

Более прогрессивным является способ записи на бумажном носителе, покрытом термочувствительным слоем. При движении по бумаге термопера – металлической пластинки, нагреваемой до температуры 200–300°, на ней остается след синего или черного цвета. Нагревателем служит высокоомный проводник, проложенный внутри пера и питаемый от маломощного преобразователя напряжения. Существенный недостаток термозаписи – очень короткий срок хранения документов, так как термочувствительный слой бумаги обладает свойством регенерации даже при комнатной температуре, и уже через год в архиве можно обнаружить только чистые листы бумаги.

На рис. 5.14 показана кинематическая схема блока регистратора с тепловой записью. На оси гальванометра 1 закреплено перо 2, под которым размещен нагревательный элемент 3. Обычно он представляет собой провод из нихрома в теплостойкой изоляции, по которому протекает ток до 10 А. Однако напряжение на нем невелико – десятые доли вольта. Бумажная лента сматывается с рулона 4, скользит по прямому стержню (бару) 5 и протягивается ведущим 6 и прижимным 7 роликами. Ведущий ролик приводится в движение

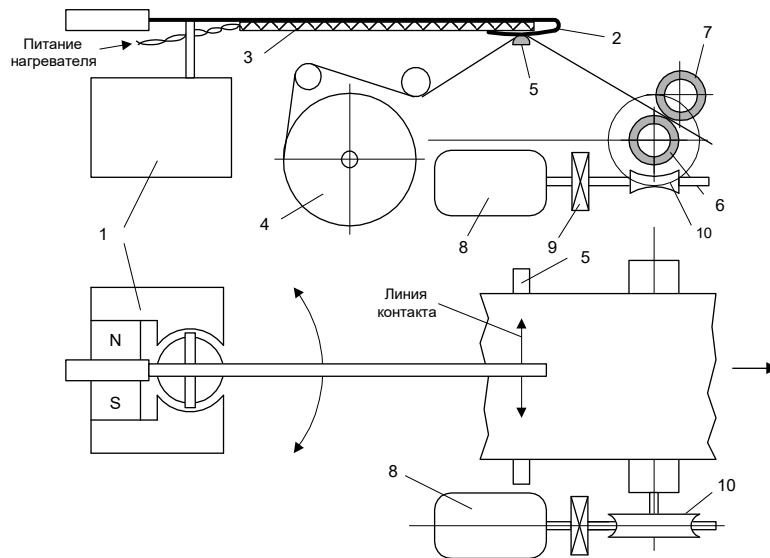


Рис. 5.14. Кинематическая схема регистратора

электродвигателем 8 через муфту 9 и червячный редуктор 10. Благодаря тому, что тепловое перо движется вдоль линии контакта бумаги с баром, не возникают дугообразные искажения, характерные для чернильной записи.

Скорость протяжки бумаги обычно составляет 25–50 мм/с. Пуск записи производят нажатием кнопки скорости. При этом вначале включается электропривод, а затем – преобразователь, питающий нагревательный элемент пера. Выключение происходит в обратной последовательности. Тепловая инерционность пера мала – оно нагревается через 1-2 с после пуска двигателя. Частота вращения малогабаритных электродвигателей обычно составляет около 3000 об/мин. Скорость бумаги связана с параметрами ведущего вала соотношением

$$v = \frac{\pi D_B n_B}{60}.$$

Если принять диаметр тянущего вала равным 10 мм, то

при  $v = 50$  мм/с получим  $n_B = 100$  об/мин, т.е. передаточное число

$$\text{редуктора } \frac{n_{ДВ}}{n_B} \text{ составит примерно } \frac{3000}{100} = 30.$$

При одной ступени редуктора такое большое передаточное число может обеспечить только червячная пара.

Для повышения надежности работы регистратора (предотвращения поломки пера, установки места для записи на ленте) их снабжают датчиками контроля положения пера (емкостные или другого типа). При уходе пера в одно из крайних положений (в регистраторах с тепловой записью перо закрыто) загорается сигнальный светодиод левого или правого крайнего положения, а при расположении пера в средней зоне ленты – светодиод среднего положения.

Кроме рассмотренных способов регистрации разрабатывается запись ультрафиолетовым светом на бумагу с фоточувствительным слоем и мгновенным проявлением. Такой способ позволяет записывать высокочастотные сигналы. Рассмотренные в этом разделе устройства для наблюдения и регистрации кардиосигналов применяют не только в ЭКГ и ЭКС – они встречаются и в других медицинских приборах. Например, регистраторы выпускаются и как самостоятельные приборы – одноканальные и многоканальные (быстродействующий самописец НЗ38, двухкоординатный НЗ07/1 и др.). Как самостоятельные приборы для одновременного наблюдения нескольких физиологических параметров используют и многоканальные осциллографы. Аналогичное замечание относится и к другим узлам ЭКГ и ЭКС. Принятая последовательность изложения дает представление об этих приборах как о законченных аппаратах и возможность проводить аналогии при изучении других разделов.

По записанной ЭКГ можно определить амплитуды зубцов Р, Q, R, S, Т (при установленной чувствительности) и ЧСС. Последняя определяется по формуле:

$$\text{ЧСС} = \frac{60v}{RR}, \quad (5.7)$$

где  $v$  – скорость протяжки;  $RR$  – расстояние между R-зубцами ( $RR$ -интервал).

Отсюда следует, что скорость протяжки, т.е. частота вращения электродвигателя, должна быть хорошо стабилизирована. Для этого применяют различные системы автоматического регулирования (САР) электропривода. Одна из простых САР показана на рис. 5.15.

Электродвигатель постоянного тока питается от усилителя на транзисторах, который управляется операционным усилителем. Система охвачена отрицательной ОС по скорости вращения посредством тахогенератора. Он представляет собой миниатюрный генератор постоянного тока, сидящий на одном валу с якорем электродвигателя. Его напряжение пропорционально частоте вращения двигателя. Ус-

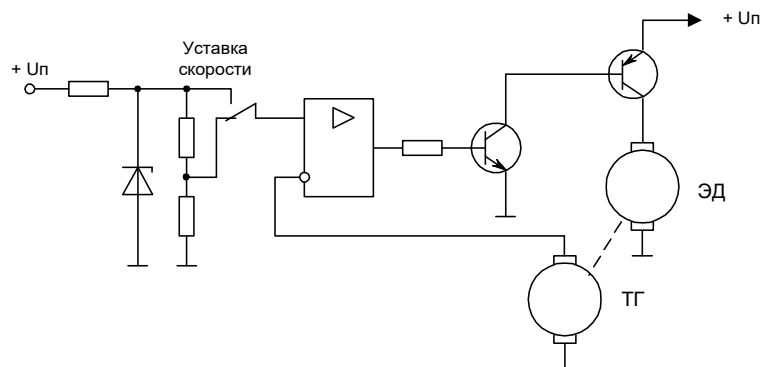


Рис. 5.15. Регулятор скорости электропривода

ставка скорости задается положением переключателя (например, верхнее положение соответствует скорости 50, а нижнее – 25 мм/с). Если скорость отклоняется от уставки, то изменяется напряжение тахогенератора, и между входами ОУ появляется приращение напряжения, которое приводит к изменению тока якоря таким образом, чтобы восстановить прежнюю скорость. Недостатками данной схемы являются значительная мощность потерь на регулирующем транзисторе (так как он работает в непрерывном режиме) и инерционность системы регулирования, обусловленная, главным образом, инерционностью тахогенератора.

В последних моделях ЭКГ применяют более сложные импульсные САР привода протяжки. Датчиками скорости в них обычно служат оптоэлектронные импульсные датчики частоты вращения (рис. 5.16).

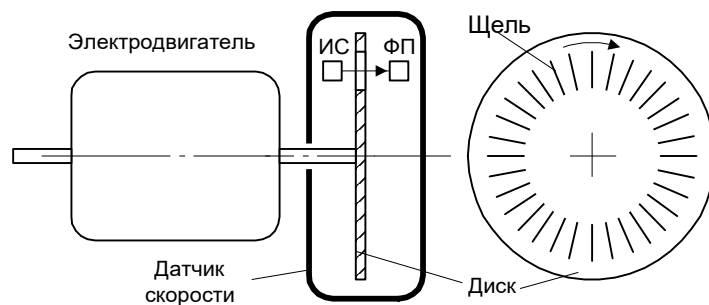


Рис. 5.16

Здесь источником и приемником излучения являются ИК-светодиоды и фотодиоды. Между ними расположен диск со щелями, сидящий на валу электродвигателя. ИК-луч светодиода, проходя через щель и попадая на фотодиод, вызывает электрический импульс, который поступает в схему управления. Частота этих импульсов достаточно высокая. Так, если число щелей на диске равно 200, то при скорости двигателя 3000 об/мин частота импульсов будет равна 10 кГц.

Структурная схема САР импульсного типа с оптоэлектронным датчиком скорости приведена на рис. 5.17, а. Частота импульсов, поступающих от датчика, сравнивается с эталонной частотой. Предположим, что она меньше (рис. 5.17, б), тогда логическое устройство схемы сравнения вырабатывает импульс длительностью  $t_3$  (время запаздывания). Этот импульс передается на транзисторный ключ и отпирает его. Через двигатель протекает импульс тока  $I_{дв}$ . Чем больше отставание, тем длиннее импульс тока и средний вращающий момент. Скорость вращения увеличивается и двигатель "догоняет" источник эталонной частоты. Вследствие того, что транзистор работает в ключевом режиме, потери мощности в нем незначительны. Быстродействие этой системы выше, чем предыдущей, однако она намного сложнее и менее надежна.

Кроме традиционных портативных электрокардиографов промышленность выпускает другие разновидности кардиографов: микропроцессорные, портативные с памятью и др. Из микропроцессорных ЭКГ следует отметить аппараты ЦН 3050, ЦН 3051 и ЦН 3052 (МАК-12). Последний является микропроцессорным кардиоанализатором (о его устройстве подробнее будет рассказано далее). Первые два прибора – ЦН 3050 и ЦН 3051 – уже сняты с производства, а ЦН 3052 –

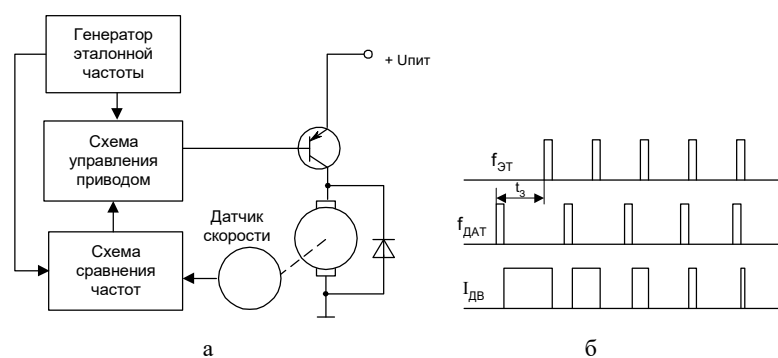


Рис. 5.17. Импульсная САР скорости

выпускается, но уже под маркой МАК-12. Разработан и следующий в этой серии прибор ЦН 3053, позволяющий наряду с ЭКГ снимать и обрабатывать ВКГ (векторную кардиограмму).

Микропроцессорные ЭКГ достаточно сложны, имеют высокую стоимость и низкую надежность. Низкая интегрированность узлов таких приборов приводит к неоправданной сложности как их сборки и наладки, так и обслуживания. По цене они сравнимы с современными компьютерами среднего класса. Их недостатком является также применение энергозависимой памяти и вытекающая отсюда опасность потери информации. В связи с этим в последних моделях приборов предусматривается стыковка их с ЭВМ, что в свою очередь приводит к дублированию многих функций приборов, а именно: в таком комплексе довольно сложные и дорогие приборы используются как средства съема, а функции обработки, вывода на печать и ведение архива берет на себя компьютер.

Выпускаются также миниатюрные электрокардиографы с памятью. Впрочем, их точнее было бы назвать электрокардиоскопами, так как записи на бумагу в них нет. Реализации кардиосигнала длительностью в несколько секунд записываются в энергетически независимую память с электрическим стиранием. Примером такого устройства может служить ЭКГ типа Mobicard, который имеет жидкокристаллический экран и 5 грудных электродов, расположенных на задней стенке (рис. 5.18). Для записи кардиосигнала эти электроды прижимают к поверхности груди. Этот прибор может быть подключен к компьютеру для вывода информации и распечатки на принтере. Определенные неудобства представляет способ снятия кардиограммы и многоступенчатость в документировании информации. Такие приборы в основном используют при экспресс-диагностике и в полевых условиях.

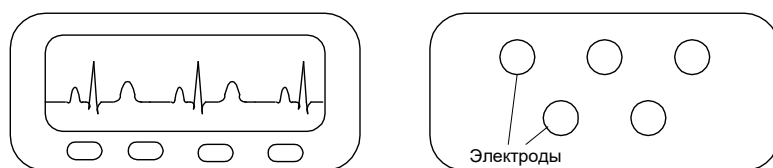


Рис. 5.18. Портативный ЭКГ с памятью

#### 5.1.4 Микропроцессорный кардиоанализатор МАК-12 (ЦН 3052)

Микропроцессорный кардиоанализатор (далее анализатор) предназначен для съема и анализа кардосигналов, наводимых на поверхности тела человека, формирования синдромальных заключений и записи их на диаграммной бумаге (рис. 5.19). Прибор используют в кабинетах функциональной диагностики лечебных, оздоровительных, санаторно-курортных и научно-исследовательских учреждениях.

Анализатор выполняет одновременный съем электрокардиосигналов в двенадцати стандартных отведениях, производит контурный анализ и ритмовый анализ по II отведению при частоте сердечных сокращений от 40 до 150 ударов в минуту, формирование синдромальных заключений и регистрирует на листе диаграммной бумаги формата А4 последовательно двенадцать стандартных отведений с их обозначениями (I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6), чувствительность, скорость регистрации, частотный диапазон. При нормальной кардиограмме анализатор выводит скрининг-заключение о нормальной ЭКГ, а при патологической – перечень синдромальных заключений или требование о дополнительном врачебном анализе.

При анализе снятых кардосигналов прибор определяет следующие врачебные признаки (параметры кардосигнала): амплитуды и длительности зубцов P, Q, R, S, амплитуду зубца T, длительность комплекса QRS, длительности интервалов PQ, QT и RR, время внутреннего отклонения IV, смещение сегмента ST и углы электрической оси



Рис. 5.19. Кардиоанализатор МАК-12 (НПО “Коммунар”, Харьков)

AQRS, AT, AQRST и, по запросу оператора, регистрирует их на отдельном листе бумаги в виде таблиц.

Анализатор обеспечивает одновременный съем кардиосигнала в любой комбинации от одного до двенадцати стандартных отведений и последовательную их регистрацию, при этом возможна регистрация ритмовой строки любого отведения.

В данной модели прибора предусмотрен ввод с цифро-буквенной клавиатуры информации о пациенте (Ф.И.О. или цифровой индекс пациента, возраст, рост, масса, кровяное давление, пол и сведения о приеме лекарств).

Анализатор обеспечивает воспроизведение любого количества копий, если нужная кардиограмма не была «стерта» последующей записью и анализатор не выключался из сети питания.

Амплитудно-частотная характеристика анализатора имеет переключаемые нижние граничные частоты 0,05; 0,5 Гц и верхние – 40; 100 Гц. Входной импеданс анализатора – не менее 50 МОм.

Прибор защищен от воздействия импульса дефибрилляции между любыми отводящими электродами кабеля отведений. Ток в цепи пациента, протекающий через любой электрод анализатора, исключая нейтральный, не превышает 0,1 мкА.

Анализатор может использоваться в составе диагностических кардиокомплексов на базе ЭВМ. Связь с ЭВМ осуществляется через интерфейс с потенциальным выходом, сопрягаемый с интерфейсом RS 232.

В приборе предусмотрен режим автотестирования работоспособности основных блоков, а наличие встроенного источника кардиосигнала обеспечивает самоконтроль обработки и регистрации снимаемых сигналов, контроль исправности кабеля отведений.

Принцип действия анализатора основан на усилении снятых с тела пациента электрических сигналов, преобразовании их в цифровой код, «запоминании» полученных цифровых кодов и преобразовании их в графическую зависимость от времени, регистрируемую на диаграммной бумаге фломастером.

Структурная схема анализатора представлена на рис. 5.20. Потенциалы, снимаемые с тела пациента, предварительно усиливаются в блоке отведений (БО) и из них формируются сигналы отведений, которые поступают в электрокардиоусилитель (ЭКУ), где они усиливаются, фильтруются и преобразуются в последовательный цифровой код. Цифровые коды всех отведений поочередно передаются через устройство гальванической развязки в процессорный блок (БПР). Приня-

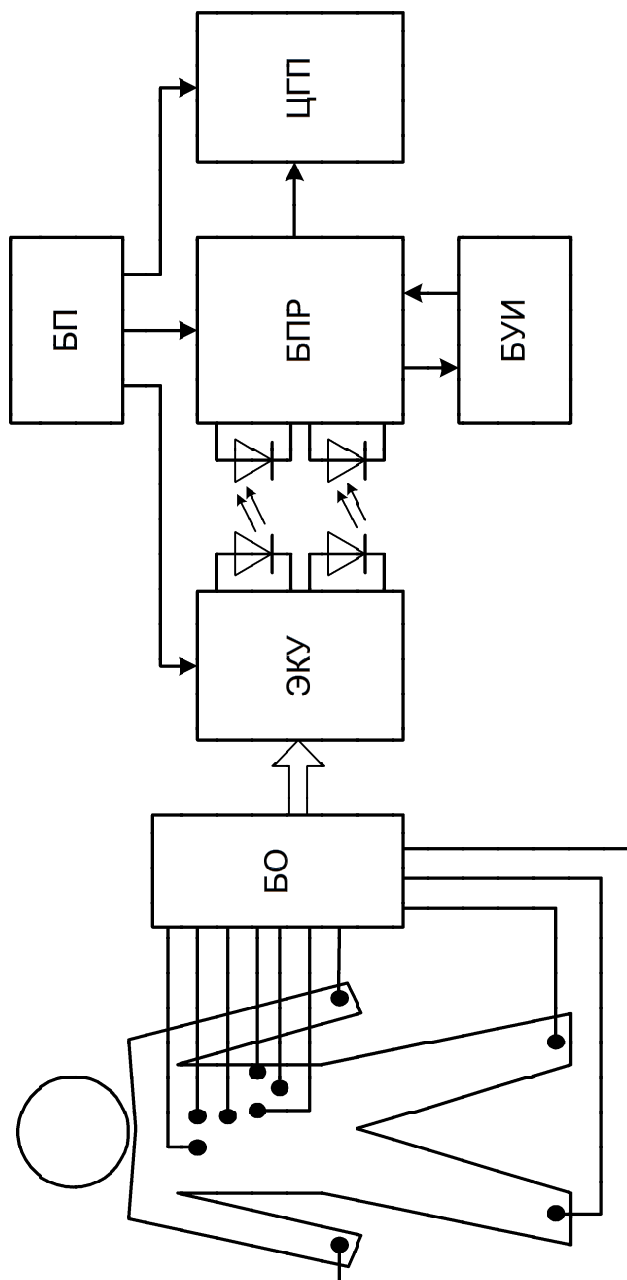


Рис. 5.20 Структурная схема кардиоанализатора МАК-12.

тые БПР последовательные цифровые коды преобразуются в параллельные цифровые коды и пересылаются микропроцессором БПР в оперативное запоминающее устройство БПР (ОЗУБПР). Цифровые коды сигналов отведений, хранящиеся в ОЗУБПР, анализируются микропроцессором под управлением программы, хранящейся в постоянном запоминающем устройстве БПР (ПЗУБПР), для определения врачебных признаков кардиосигналов (амплитуд, длительностей зубцов и сегментов) и формирования синдромальных заключений. Через канал последовательной передачи цифровые данные сигналов отведений передаются в блок цифрового графопостроителя (ЦГП), где они посредством цифровых следящих систем преобразуются в линейные перемещения фломастера по координате Y и бумаги по координате X, в результате чего производится запись ЭКГ.

Блок управления и индикации (БУИ) задает режимы работы блоков ЭКУ, БПР и ЦГП, которые он выбирает в зависимости от состояния кнопок на панели управления и индицирует вводимую оператором информацию или указания оператору.

Блок питания (БП) обеспечивает все блоки необходимыми напряжениями питания.

Функциональные блоки анализатора, указанные на рис. 5.20, конструктивно выполнены отдельными сборочными единицами.

**Блок отведений (БО)** служит для подсоединения электродов на теле пациента к анализатору, предварительного усиления снимаемых кардиосигналов, подавления синфазных сигналов на входах усилителей ЭКС и формирования сигналов отведений.

Структурная схема БО приведена на рис. 5.21. Сигналы от электродов через цепи защиты усилителей от импульсов дефибрилляции поступают на неинвертирующие входы усилителей. Сигнал от электрода R дополнительно поступает на вход повторителя напряжения, к выходу которого подсоединены экраны входных цепей усилителей и инвертирующий усилитель подавления синфазных сигналов. Усиленный и проинвертированный сигнал электрода R через цепь защиты от импульса дефибрилляции поступает на электрод N и на тело пациента, в результате чего образуется замкнутая петля отрицательной обратной связи, которая подавляет синфазный сигнал на теле пациента.

Сигналы с входных усилителей поступают на резистивные цепи формирования отведений. Сформированные сигналы отведений дополнительно усиливаются и через многожильный кабель поступают на вход блока ЭКУ.

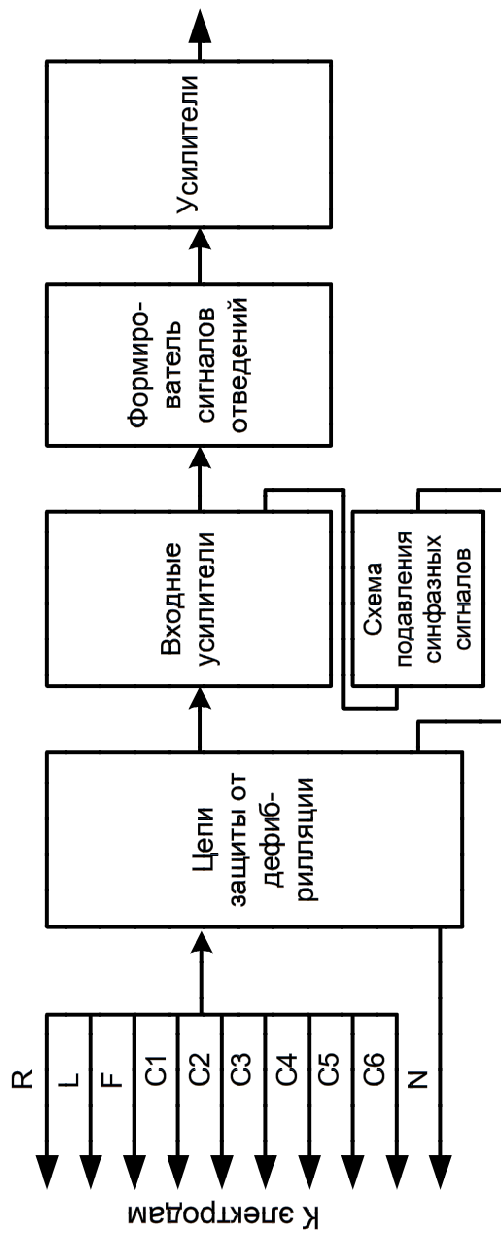


Рис. 5.21 Блок отведений

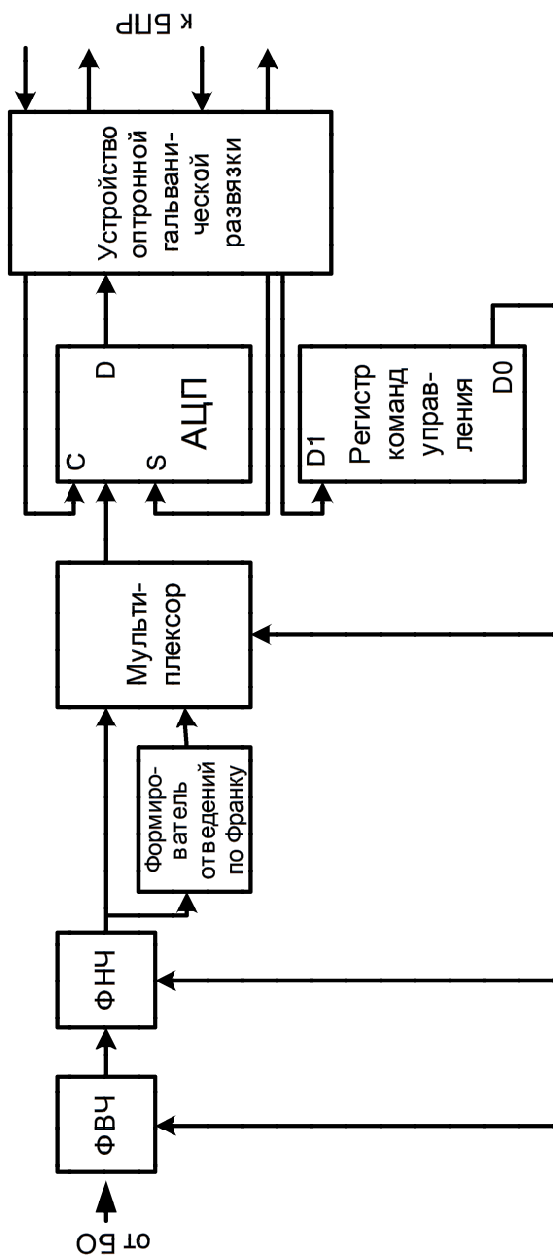


Рис. 5.22 Блок-электрокардиоусилителей и фильтрации сигналов

Входные усилители выполнены в виде гибридных микросхем, что позволило вынести их из прибора в БО и приблизить к электродам для увеличения подавления синфазных сигналов.

**Блок электрокардиоусилителей (ЭКУ)** обеспечивает усиление кардиосигнала, формирование амплитудно-частотной характеристики, формирование сигналов отведений по Франку, преобразование сигналов отведений в последовательный цифровой код и передачу его через гальваническую развязку в БПР.

Структурная схема блока ЭКУ приведена на рис. 5.22. Сигналы отведений от БО поступают параллельно на 8 переключаемых фильтров верхних частот и через согласующие повторители напряжения – на фильтры нижних частот. Фильтры верхних и нижних частот формируют низкочастотные и высокочастотные области амплитудно-частотных характеристик каналов кардиосигнала. Фильтры верхних частот позволяют устанавливать нижние граничные частоты амплитудно-частотных характеристик 0,05 и 0,5 Гц, а фильтры нижних частот позволяют устанавливать верхние граничные частоты амплитудно-частотных характеристик 100 и 200 Гц.

После фильтров нижних частот сигналы стандартных отведений поступают параллельно на мультиплексор и на формирователь отведений по Франку. Сформированные сигналы отведений по Франку тоже поступают на мультиплексор. Таким образом, сигнал любого стандартного отведения или отведения по Франку может быть подключен на вход аналого-цифрового преобразователя (АЦП). При преобразовании сигналов стандартных отведений на вход АЦП последовательно поступает 8 сигналов: “I”, “II”, “V1” – “V6”. На каждый сигнал отводится 125 мкс для преобразования его в последовательный цифровой код. Таким образом, для любого канала обеспечивается 1000 преобразований в секунду. Результаты преобразований в виде последовательных цифровых кодов через оптронную гальваническую развязку передаются в БПР. Недостающие сигналы отведений III, aVR, aVL и aVF вычисляются в БПР по цифровым кодам сигналов отведений I и II.

Для обеспечения работы блока ЭКУ через каналы оптронной развязки из БПР поступают сигналы тактовой последовательности, синхронизации и команды управления. Тактовая последовательность поступает на АЦП и управляет его работой. Сигнал синхронизации производит запуск АЦП, а команды управления в виде последовательного кода записываются в регистр управления, который переключает сигналы отведений на входе АЦП (управляет работой мультиплексо-ра) и частоты фильтров верхних и нижних частот.

**Процессорный блок (БПР)** является наиболее мощным вычислительным устройством в приборе, так как на его долю выпадает выполнение большого количества операций по обработке массивов данных, полученных при преобразовании потенциалов, снятых с тела пациента, в цифровой код, вычислению врачебных признаков и формированию синдромальных заключений. Кроме выполнения этих основных функций, БПР обеспечивает прием из блока ЭКУ результатов преобразований, формирование тактовой частоты, синхроимпульсов и команд управления для блока ЭКУ, формирование аналоговых сигналов для просмотра их электронно-лучевым осциллографом или регистрации быстродействующим регистратором, формирование сигналов, имитирующих ЭКС, для контроля анализатора, передачу в ЦГП данных для регистрации и связь с внешней ЭВМ по последовательному радиальному интерфейсу.

Структурная схема БПР приведена на рис. 5.23. Последовательные цифровые коды с блока ЭКУ поступают на регистр приема-передачи данных, в котором они преобразуются в параллельный код. Этот код в момент окончания передачи фиксируется в буферном регистре, откуда он считывается микропроцессором и записывается в ОЗУ БПР. Для передачи команд управления в блок ЭКУ микропроцессор через шину данных записывает их в регистр приема-передачи данных, и затем под действием тактовой частоты эти команды выводятся в канал оптронной развязки из старшего разряда регистра. Схема формирования тактовых сигналов и сигналов синхронизации собрана на специально запрограммированной микросхеме К573РФ23 (или К573РТ23), управляемой от делителя частоты, выходные сигналы которой обеспечивают необходимую последовательность работы блока ЭКУ и регистра приема-передачи данных. Для исключения паразитных перепадов выходных сигналов во время переключения микросхемы К573РФ23 они дополнительно стробируются регистром.

Цифровые данные сигналов отведений, записанные в ОЗУ БПР, после вычисления недостающих отведений пересылаются через контроллер связи в блок ЦГП по мере его готовности. При необходимости получения синдромальных заключений микропроцессор под действием программы, хранящейся в ПЗУ БПР, производит анализ цифровых данных сигналов отведений с целью выявить зубцы и комплексы ЭКС, вычисляет амплитуды и длительности зубцов, комплексов, интервалов и сегментов, и после логического их анализа формирует синдромальные заключения, которые также передаются в блок ЦГП для регистрации. При работе в составе диагностического

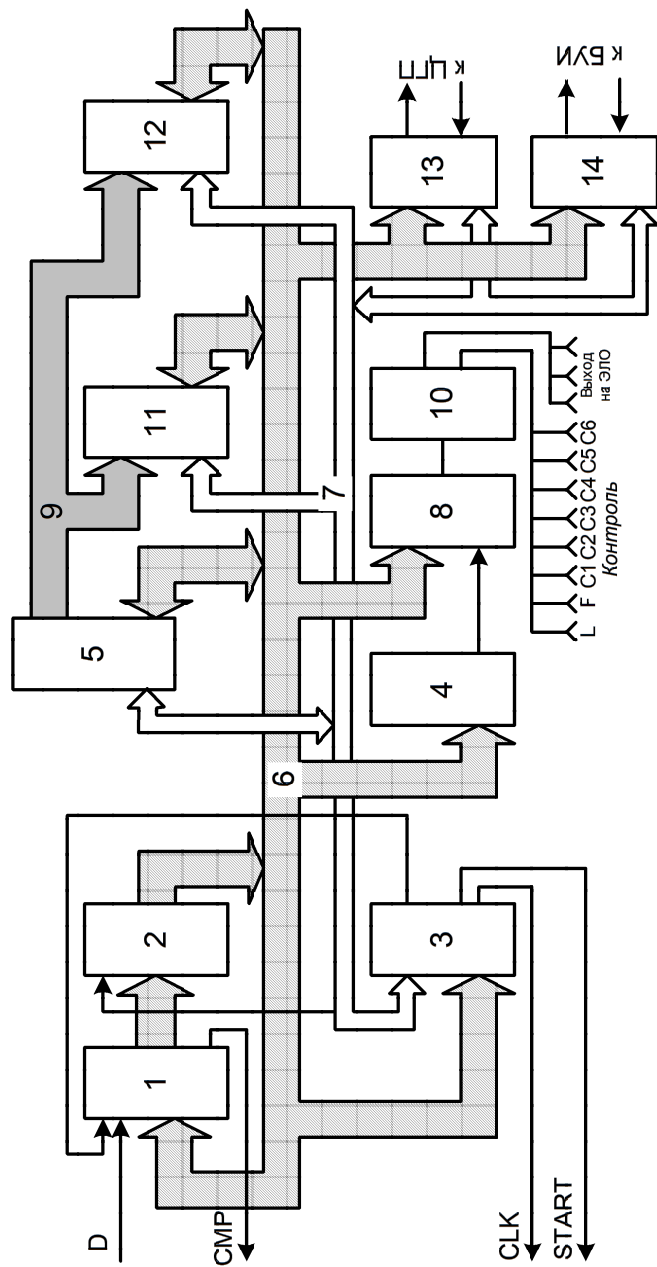


Рис. 5.23 Процессорный блок (БПР)

1 – регистр приема передачи данных; 2 – шинный формирователь; 3 – формирователь тактовых сигналов и сигналов синхронизации; 4 – ЦАП; 5 – микропроцессор; 6 – шина данных; 7 – шина управления; 8 – демодулятор; 9 – шина адреса; 10 – схема выборки и хранения; 11 – ОЗУ; 12 – ПЗУ; 13, 14 – контроллеры связи

кардиокомплекса на базе ЭВМ цифровые данные сигналов отведений, результаты определения амплитуд и длительностей зубцов, комплексов, интервалов, сегментов и синдромальные заключения могут быть переданы в ЭВМ диагностического кардиокомплекса через второй контроллер связи.

В БПР использован микропроцессор 5 типа КР1810ВМ86, имеющий шестнадцатиразрядную шину данных и тактовую частоту 5 МГц. Ввиду большого объема программ и обрабатываемых данных основная часть ОЗУ БПР и ПЗУ БПР вынесены на отдельную плату. Оба контроллера связи выполнены на основе последовательного программируемого интерфейса.

При формировании аналоговых сигналов для контроля микропроцессор считывает из ПЗУ БПР цифровые данные сигналов, имитирующих ЭКС, и записывает их в приемный регистр цифро-аналогового преобразователя (ЦАП), на выходе которого формируется мгновенное значение аналогового сигнала определенного канала, затем микропроцессор включает требуемый канал демультиплексора, и запоминая емкость этого канала через ключи демультиплексора заряжается до величины мгновенного значения сигнала. Через повторитель напряжения и делитель этот сигнал поступает на соответствующий контрольный выход. Аналогично получают сигналы остальных контрольных выходов.

Формирование сигналов отведений для наблюдения их на экране осциллографа производится таким же образом, как и сигналов контрольных выходов, только цифровые данные этих сигналов считываются не из ПЗУ БПР, а из соответствующих областей ОЗУ БПР, и на выходы эти сигналы поступают с повторителей напряжения через токоограничительные резисторы.

**Цифровой графопостроитель (ЦГП).** Основной задачей блока ЦГП является запись ЭКГ, синдромальных заключений и прочей информации.

Структурная схема блока ЦГП представлена на рис. 5.24. Функционально блок ЦГП связан с БПР через канал последовательной передачи данных. Цифровые данные сигналов отведений или коды буквенно-цифровой информации из БПР поступают на контроллер связи, где они преобразуются из последовательного в параллельный код и через шину данных передаются в микропроцессор, который записывает их для временного хранения в ОЗУ. Под действием программы, хранящейся в ПЗУ, микропроцессор определяет координаты для перемещения пишущего узла и оптимальные скорости перемещения бу-

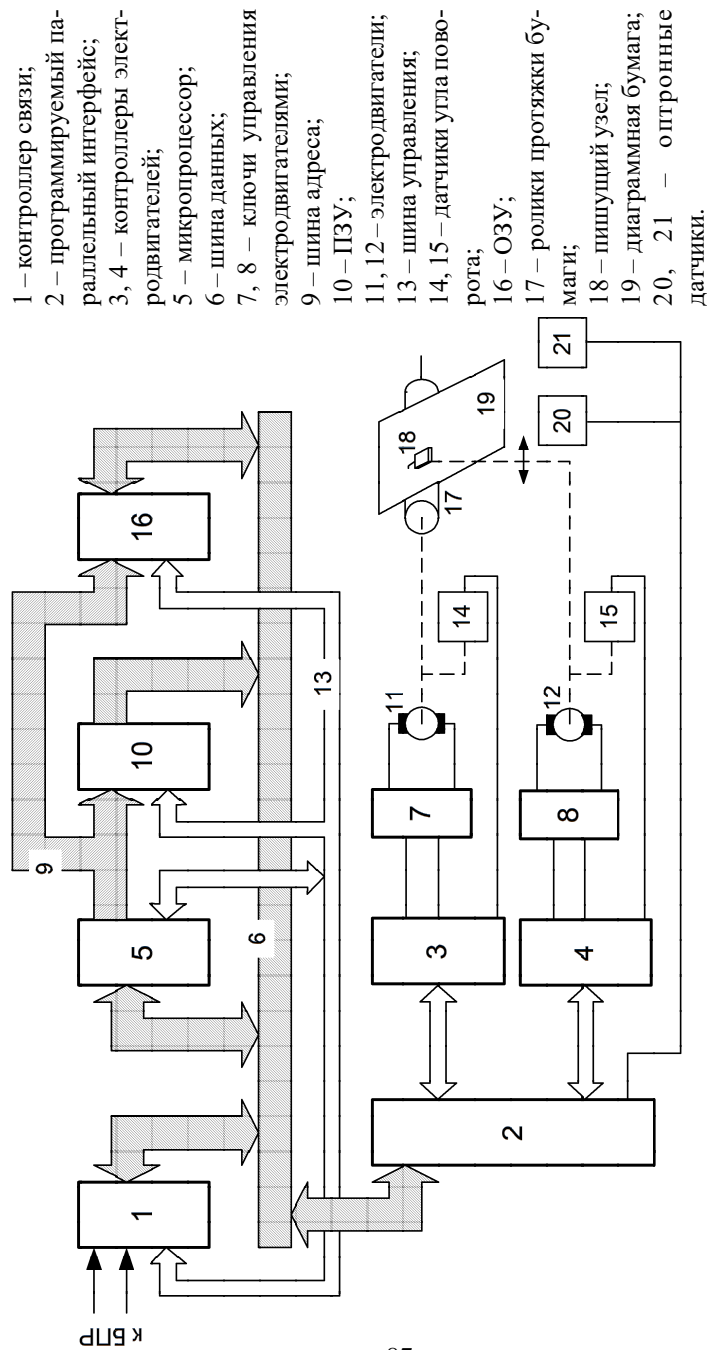


Рис. 5.24 Блок цифрового графопостроителя

маги и пишущего узла по координатам  $X$  и  $Y$ . В соответствии с полученными скоростями перемещения бумаги и пишущего узла микропроцессор посылает через программируемый параллельный интерфейс на контроллеры электродвигателей импульсы с учетом направления перемещения бумаги и пишущего узла с частотой, пропорциональной скорости перемещения. Под действием принятого импульса контроллер электродвигателя вырабатывает широтно-модулированный (ШИМ) сигнал, который управляет ключами, подающими напряжение на исполнительные электродвигатели. Электродвигатели перемещают ролики протяжки бумаги по координате  $X$  и каретку пишущего узла по координате  $Y$ . При этом происходит перемещение кодовых колес датчиков угла поворота, закрепленных непосредственно на валах электродвигателей. С датчиков угла поворота на контроллеры электродвигателей поступают сигналы направления вращения электродвигателей и импульсы, количество которых пропорционально углу поворота. Контроллеры электродвигателей вычитают импульсы датчиков угла поворота из импульсов, полученных от микропроцессора, с учетом знака и устанавливают величины ШИМ сигналов пропорционально полученным разностям. Таким образом, как и в аналоговой следящей системе положение равновесия электродвигателей устанавливается в заданной микропроцессором координате. Так, от точки к точке блок ЦГП записывает ЭКГ и буквенно-цифровую информацию. В случае перегрузки электродвигателей и насыщения ШИМ сигналов контроллеры электродвигателей посылают соответствующие сигналы для приостановки движения.

Блок ЦГП снабжен оптронными датчиками наличия диаграммной бумаги, при срабатывании которых под действием программы происходит затягивание и выравнивание диаграммной бумаги.

**Блок управления индикации (БУИ)** обеспечивает взаимодействие оператора с прибором или прибора с внешней ЭВМ. При работе оператора с прибором БУИ производит контроль нажатия кнопок на кнопочной панели, индицирует состояние функциональных кнопок и отображает на матричном индикаторе информацию для оператора.

Структурная схема БУИ приведена на рис. 5.25. Кнопки кнопочной панели условно размещены в узлах строк и столбцов. Микропроцессор с определенной частотой последовательно подает напряжение на каждую из строк и последовательно считывает сигналы со столбцов. Если в этой строке нажата кнопка, то микропроцессор по ее положению считывает из ПЗУ, где записана программа работы блока, информацию о том, какой режим работы задать каждому блоку. Сфор-

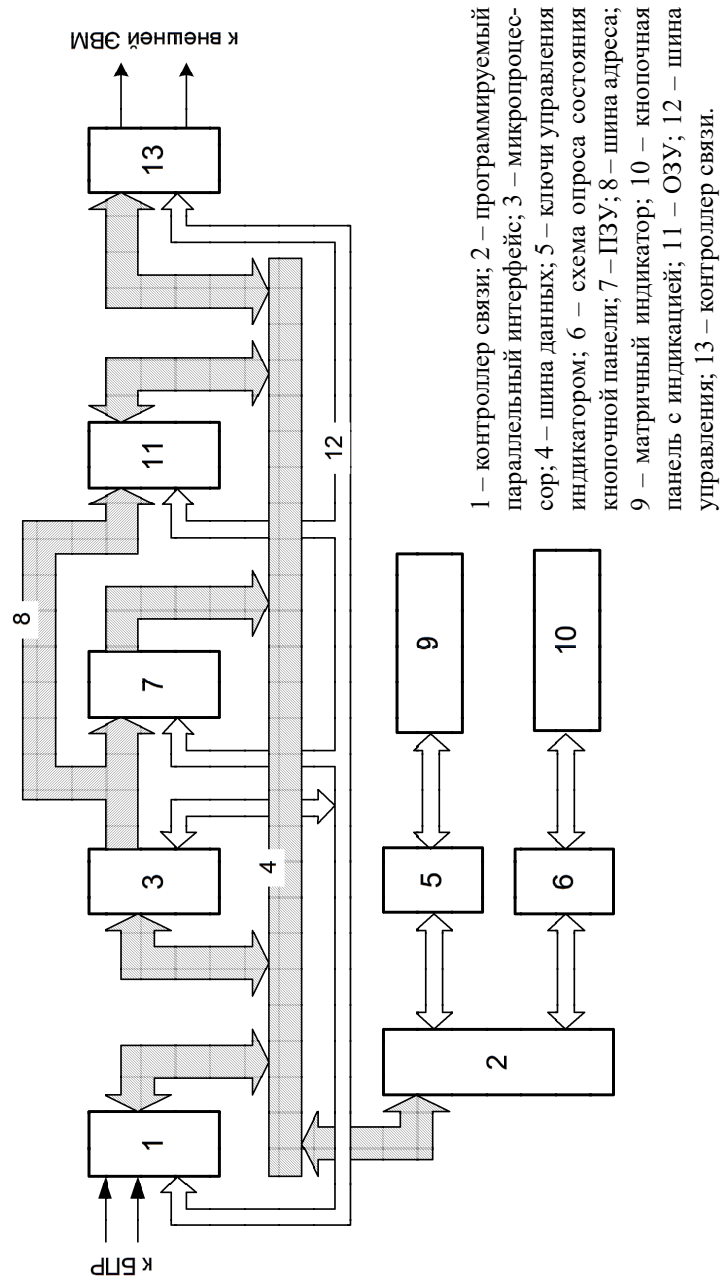


Рис. 5.25 Блок управления индикацией

мированные команды управления пересылаются микропроцессором через контроллер связи в БПР. Если команда предназначена для блока ЦГП, то БПР через свой контроллер связи с ЦГП передает ее в ЦГП.

Связь микропроцессора с кнопочной панелью и матричным индикатором осуществляется через программируемый параллельный интерфейс, схему управления кнопками для кнопочной панели и ключи управления матричным индикатором. После окончания сканирования кнопок микропроцессор устанавливает на портах ввода-вывода программируемого параллельного интерфейса сигналы, обеспечивающие свечение индикаторов функциональных кнопок.

Для вывода информации для оператора микропроцессор через программируемый параллельный интерфейс и ключи управления индикатором производит сканирование строк и столбцов матричного индикатора, заставляя светиться отдельные его элементы, из которых формируется буквенно-цифровая информация.

Во время работы прибора в составе диагностического кардиокомплекса БУИ через контроллер связи с БПР принимает кодированные данные, записывает их в свое ОЗУ и затем передает их через контроллер связи с внешней ЭВМ в ЭВМ диагностического кардиокомплекса для создания архива.

**Блок питания (БП)** для сокращения габаритных размеров и массы прибора выполнен с бестрансформаторным входом и однотактным трансформаторным конвертором, работающим на частоте около 30 кГц. Одновременно с импульсным преобразованием производится и стабилизация выходных напряжений. Выходы блока питания имеют защиту от перегрузки и короткого замыкания.

Для обеспечения гальванической развязки блока ЭКУ от остальных блоков прибора питание блока ЭКУ производится через дополнительный высокочастотный трансформатор, имеющий усиленную изоляцию.

## **5.2 Векторэлектрокардиоскопы и электроэнцефалографы**

Векторкардиография (в дальнейшем по контексту ВКГ – векторкардиография или векторкардиограмма) является методом пространственного исследования электрического поля сердца и позволяет оценить реакцию всей структуры миокарда в состоянии возбуждения и восстановления. Преимущества ВКГ заключаются в возможности более раннего распознавания функциональной патологии миокарда: инфаркт миокарда, осложненный блокадой ножек пучка Гиса,

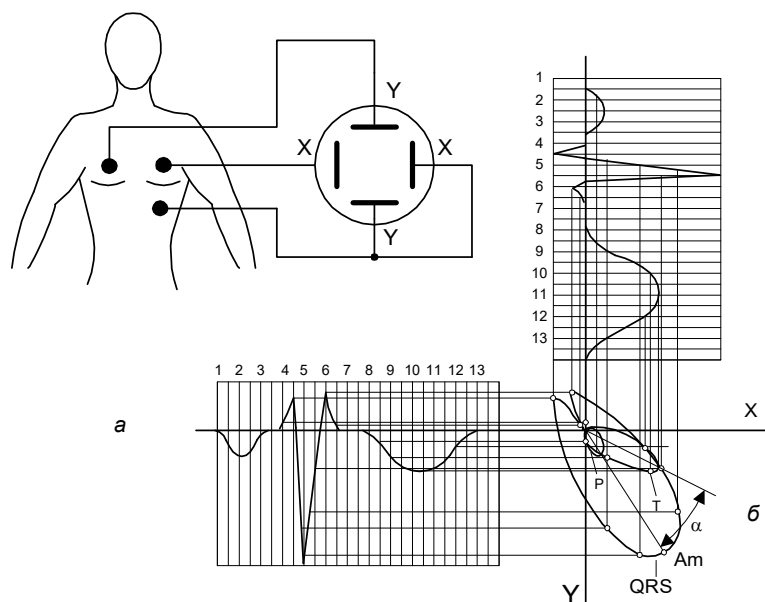


Рис. 5.26. Построение векторкардиограммы

гипертрофия миокарда желудочков, особенно левого и т.д. ВКГ получают с помощью осциллоскопа путем подачи на его отклоняющие системы кардиосигналов каких-либо двух отведений. В результате электронный луч описывает на экране некоторую замкнутую траекторию (подобные фигурам Лиссажу). На рис. 5.26 показано построение ВКГ по кардиосигналам, полученным из двух отведений. Петли получают-ся тем шире, чем больше сдвиг фаз. Типичная ВКГ состоит из трех петель: самая большая соответствует QRS-комплексу, меньшая – Т-зубцу и самая маленькая – Р-зубцу. Наибольший вектор  $A_m$  петли может рассматриваться как проекция электрической оси сердца, соответствующая выбранному отведению. Всего таких проекций может быть три: фронтальная (F), горизонтальная (H) и сагиттальная (S). Эти проекции получают по различным методикам, из которых наиболее распространены методики Акулиничева, Франка и Макфи. Форма и направление движения луча петли QRS, а также взаимное расположение петель Т и QRS являются важными диагностическими признаками.

Очевидно, что ВКГ может быть получена графическим путем из двух электрокардиограмм, записанных одновременно, что и делали до изобретения векторэлектрокардиоскопа (ВЭКС). Первые



Рис. 5.27. Вектор-электрокардиограф ВЭК-3Ч-03 (РЭМА, Львов)

специалистов по векторкардиографии. В 80-х годах прошлого века львовский завод электронно-медицинского оборудования РЭМА выпустил ВЭКС типа ВЭК-3Ч-03 с запоминанием, цифровой управляющей и вычислительной системой (рис. 5.27). Он позволяет наблюдать электрокардиосигналы, получаемые одновременно от трех отведений и формировать на экране осциллографа ВКГ в трех проекциях по методам Акулиничева, Макфи и Франка. Результаты исследований регистрировались с помощью двухкоординатного графопостроителя Н307/1.

В начале 90-х годов был разработан микропроцессорный кардиограф с функцией построения векторкардиограмм – ЦН 3053. Этот прибор стал продолжением серии микропроцессорных кардиоанализаторов, т.е. приборов, которые осуществляют не только съем и вывод на печать кардиосигнала, но и его анализ и выдачу синдромальных заключений. Однако сложность изготовления и сопровождения микропроцессорной техники на отечественной элементной базе не позволила сделать данную серию приборов достаточно надежной и доступной.

В настоящее время он не выпускается, а векторкардиограммы обычно получают вместе с обычными электрокардиограммами в компьютерных кардиологических комплексах.

отечественные ВЭКС типа ВЭКС-1 и ВЭКС-2 были ламповыми. Они позволяли осуществлять визуальное наблюдение и фотографирование ВКГ с экрана осциллоскопа. Большой вклад в развитие метода ВКГ внес советский врач и изобретатель И.Т.Акулиничев. Под его руководством и при его участии в 60-х годах был разработан весьма совершенный для того времени трехмерный ВЭКС (ВЭКС-3), который с помощью коммутатора позволял наблюдать на экране одновременно три кардиосигнала и путем единственной регулировки переходить от одной проекции ВКГ к другой.

Развитие метода сдерживали трудности документирования (фотографирование) и нехватка спе-

В заключение кратко рассмотрим устройство электроэнцефалографов. По своей структуре и характеру работы они очень близки к электрокардиографам. Отличие состоит в том, что электрические сигналы головного мозга намного слабее (в десятки и сотни раз) сигналов сердца, поэтому для их усиления применяют параметрические УБП, подобные рассмотренному в гл. 3 (см. рис. 3.9, а). Характерной особенностью электроэнцефалографов является большое число отведений (до тридцати). Обычно они коммутируются с помощью контактных переключателей. Как правило, электроэнцефалографы – многоканальные приборы, имеющие блочную конструкцию (ЭЭГП4-02 и др.). Каждый канал содержит съемные блоки УБП, предварительного усилителя, регистратора. Во избежание взаимных наводок блоки УБП тщательно экранируются. Имеется общий блок калибровки.

### 5.3 Фонокардиографы

Фонокардиография (далее по контексту ФКГ – фонокардиография или фонокардиограмма) представляет собой метод графической регистрации звуков, возникающих при работе сердца. Метод ФКГ позволяет выявить механические дефекты (пороки) сердца, при которых кардиограмма может оказаться практически нормальной.

Звуки, сопровождающие работу сердца, делятся на тоны и шумы. Нормальная ФКГ содержит два тона: первый и второй (рис. 5.28). Первый тон образуется в начале систолы при закрытии митрального и трехстворчатого клапанов и открытии клапанов аорты и легочной артерии. Второй тон возникает в начале диастолы, главным образом, в результате закрытия клапанов аорты и легочной артерии.

Основная звуковая энергия (95 %) содержится в сердечных тонах, частота которых не превышает 150 Гц. Однако полезную информацию несут шумы, частота спектра которых лежит в пределах 140–1000 Гц. Шумы возникают при различных патологиях (пороках) сердца и делятся на систолические и диастолические (рис. 5.29). Существует специальный атлас ФКГ, позволяющий ускорить постановку диагноза. ФКГ снимают совместно с ЭКГ, что необходимо для четкого определения систолического и диастолического интервалов.

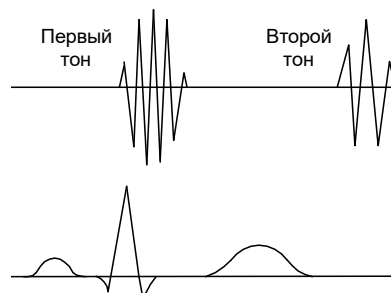


Рис. 5.28. Тоны сердца

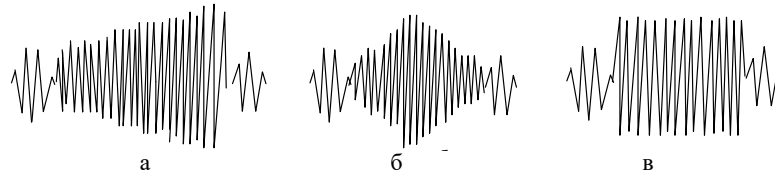


Рис. 5.29. Шумы сердца

- а - значительная недостаточность митрального клапана;  
 б - стеноз легочной артерии;  
 в - дефект межжелудочковой перегородки.*

Для регистрации звуков сердца применяют фонокардиографы (самостоятельные приборы) и ФКГ-приставки (в полиграфах). Основу фонокардиографов составляют микрофон, микрофонный усилитель и система фильтров Маннхеймера или Мааса-Вебера (возможно, их сочетание). Структурная схема фонокардиографа приведена на рис. 5.30 (фонокардиограф ФКГ-01).

Звуковые сигналы через микрофон (М) поступают на микрофонный усилитель (МУ) и затем параллельно на блок полосовых фильтров (система Маннхеймера) и блок фильтров верхних частот (система Мааса-Вебера). Блок программ (группа контактных переключателей) подключает один из фильтров и блок ЭКГ (каждый раз). Может быть использована дополнительная усилительная приставка (УП). Фонокардиограф имеет выходы на осциллоскоп и регистратор. В комплект входят генератор калибровочных сигналов ГКС и телефон (Т).

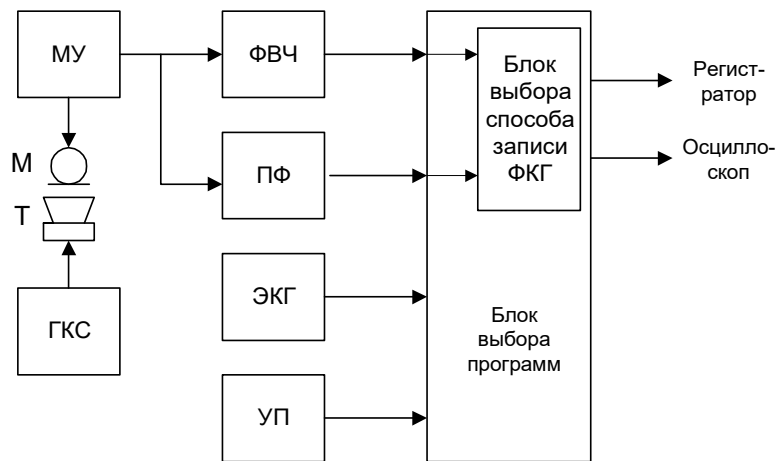


Рис. 5.30. Структурная схема фонокардиографа

### 5.3.1 Микрофоны и микрофонные усилители

Звуковые сигналы, сопутствующие работе сердца, очень слабы, поэтому для их приема и преобразования нужны очень чувствительные микрофоны. Они бывают пьезоэлектрические, электродинамические, конденсаторные (электретные) и тензорезистивные. Пьезоэлектрические микрофоны весьма чувствительны к артефактам. Электродинамические микрофоны имеют недостаточно высокую чувствительность и существенную неравномерность АЧХ: увеличение выходного сигнала с ростом частоты. Наибольшей чувствительностью обладают электретные и тензорезистивные микрофоны.

Устройство и принцип работы электретного микрофона поясняет рис. 5.31. Мембрана (например, ацетатная пленка), на которую со стороны падения звуковых волн нанесена металлизация, находится в натянутом состоянии и прижимается крышкой к основанию; при этом между металлическим слоем пленки и поверхностью основания возникает емкость:

$$C_0 = \frac{S \varepsilon_a}{x}, \quad (5.8)$$

где  $S$  – рабочая площадь;  $x$  – толщина плёнки.

К металлизированной поверхности пленки подводится напряжение постоянного тока. При воздействии звукового давления на пленку она колеблется; при этом меняется емкость. В цепи возникает ток:

$$i = \frac{d(CU_c)}{dt} = C_0 \frac{dU_c}{dt} + U_n \frac{dC}{dt}. \quad (5.9)$$

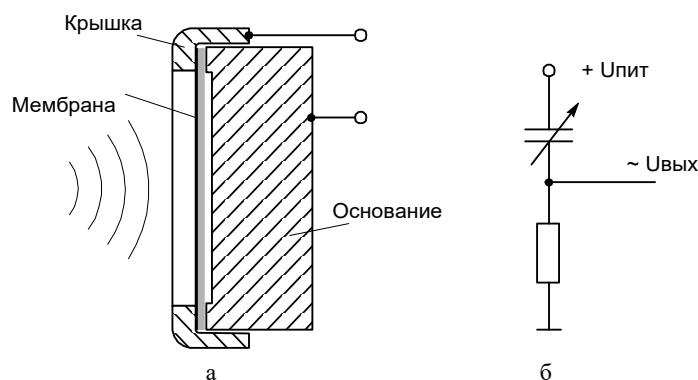


Рис. 5.31.

Учитывая, что  $\frac{dC}{dt} = \frac{dC}{dx} \cdot \frac{dx}{dt}$ , а из формулы (5.8)  $\frac{dC}{dx} = -\frac{C_0}{x}$ , равенство (5.9) приведем к виду:

$$i = \frac{C_0 dU_c}{dt} - \frac{C_0 U_n}{x} \cdot \frac{dx}{dt}. \quad (5.10)$$

Для переменных составляющих справедливо соотношение:

$$U_c + R_n i = 0,$$

откуда 
$$i = -\frac{U_c}{R_n}, \quad U_n = -U_c.$$

С учетом этого, выражение (5.10) запишем как

$$-\frac{U_c}{R_n} = C_0 \frac{dU_c}{dt} - \frac{C_0 U_n}{x} \cdot \frac{dx}{dt} \quad \text{или} \quad U_c + \tau \frac{dU_c}{dt} = \frac{\tau U_n}{x} \cdot \frac{dx}{dt}, \quad (5.11)$$

где  $\tau = R_n C_0$  – постоянная времени цепи микрофона.

Допустим, что звуковое давление, воздействующее на микрофон, изменяется по гармоническому закону. Тогда  $x = x_0 + x_m \sin \omega t$ . На практике амплитуда колебаний пленки очень мала, поэтому  $x_m \ll x_0$  и  $x \approx x_0$ , и уравнение (5.11) примет вид:

$$\tau \frac{dU_c}{dt} + U_c = \omega \tau U_n \frac{x_m}{x_0} \cos \omega t \quad \text{или} \quad \tau \frac{dU_c}{dt} + U_c = U_m \cos \omega t, \quad (5.12)$$

где 
$$U_m = \omega \tau U_n \frac{x_m}{x_0}.$$

Для практики представляет интерес только частное решение уравнения (5.12) – установившееся значение переменной составляющей:

$$U_c = \frac{U_m}{1 + (\omega \tau)^2} \cos \omega t + \frac{\omega \tau U_m}{1 + (\omega \tau)^2} \sin \omega t.$$

Амплитуда этого напряжения

$$U_{Cm} = U_{Hm} = U_n \frac{x_m}{x_0} \frac{\omega \tau}{\sqrt{1 + (\omega \tau)^2}}. \quad (5.13)$$

Как видно из формулы 5.13, с ростом частоты звукового сигнала выходное напряжение микрофона стремится к постоянной вели-

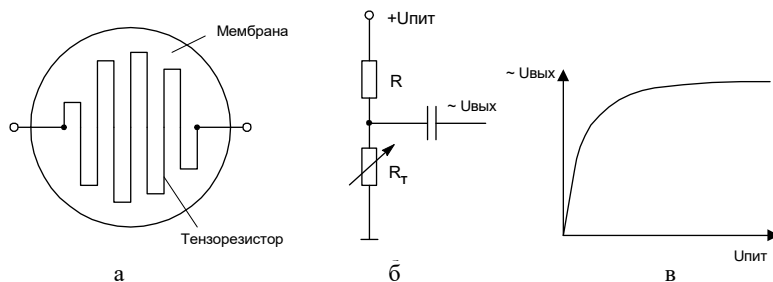


Рис. 5.32. Тензорезисторный микрофон

чине  $U_{Hm} = U_n \cdot \frac{x_m}{x_0}$ . На нижних частотах наблюдается спад АЧХ. Для

уровня 3 дБ  $F_{zp} = \frac{1}{2\pi\tau}$ . При емкости микрофона около 1000 пФ и

сопротивлении нагрузки  $R_n = 1$  МОм,  $F_{zp} = 160$  Гц. Некоторым недостатком конденсаторного микрофона является большое напряжение питания 50–100 В.

Высокой чувствительностью и хорошей равномерностью АЧХ обладают тензорезисторный микрофон (рис. 5.32). Чувствительным элементом в нем является полупроводниковый тензорезистор, который наклеивается на тонкую мембрану из полимера (рис. 5.32, а). Преобразовательная цепь представляет собой делитель из тензорезистора и обычного резистора, к которому подводится напряжение питания (рис. 5.32, б). Переменная составляющая снимается через разделительный конденсатор. Примерный вид зависимости переменного выходного напряжения от напряжения питания показан на рис. 5.32, в. При некотором напряжении питания рост выходного сигнала практически прекращается, что объясняется нелинейностью полупроводникового тензорезистора. В фонокардиографии широко применяют микрофон МФ-1, чувствительность которого достигает 11 мВ/Па. Это – один из самых чувствительных микрофонов.

В табл. 5.1 приведена зависимость чувствительности микрофона МФ-1 от напряжения питания, снятая при частоте звукового сигнала

Таблица 5.1

U <sub>n</sub> , В	1	1,5	2	2,5	5	10	15
S/S <sub>0</sub>	0,6	0,82	0,91	1	1	1	1

\* S<sub>0</sub> = 11 мВ/Па

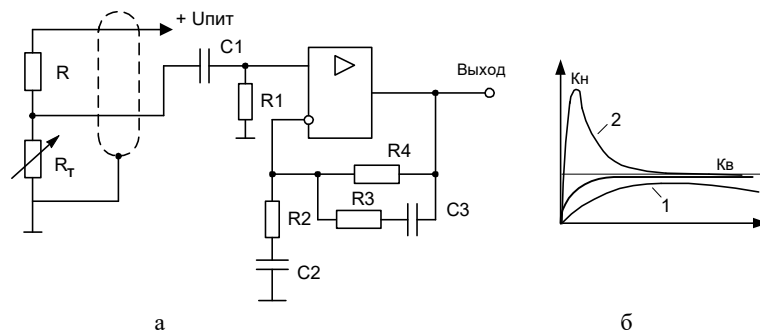


Рис. 5.33. Микрофонный усилитель

300 Гц. При напряжении питания 2,5 В чувствительность микрофона почти достигает номинального значения. На практике напряжение питания берут равным 5–10 В.

Для сравнения приведем чувствительность некоторых электродинамических микрофонов:

МД-66                     $S = 2$  мВ/Па;  
 МД-74                     $S = 1,2$  мВ/Па.

Микрофонный усилитель обычно выполняют на микросхемах, в частности на ИОУ. У большинства микрофонов верхняя частота не менее 10000 Гц, а нижняя – 50–100 Гц, поэтому на нижних частотах желательна коррекция АЧХ микрофона. На рис. 5.33 приведена схема микрофонного усилителя с коррекцией АЧХ микрофона на нижних частотах. Между микрофоном и усилителем включен разделительный конденсатор C1.

На нижних частотах, где емкость C3 ( $C3 \ll C2$ ) практически не шунтирует резистор R4, коэффициент усиления максимален:

$$K_n = 1 + \frac{R_4}{R_2}. \text{ На высоких частотах коэффициент усиления уменьшается:}$$

$$K_v = 1 + \frac{R_4 // R_3}{R_2}. \text{ На рис. 5.33, б показаны частотные характеристики}$$

микрофона (1), усилителя с коррекцией (2) и результирующая характеристика системы микрофон–усилитель (3). Видно, что благодаря коррекции, АЧХ системы расширилась в область низких частот. Коэффициент усиления микрофонного усилителя обычно составляет 30–100. Последующее усиление осуществляется в фильтрах.

### 5.3.2 Фильтры. Способы записи ФКГ

В различных типах фонокардиографов используют разные системы фильтров. Например, в приборе ФКГ-01 есть две системы: Мааса-Вебера и Маннхеймера.

Система Мааса-Вебера представляет собой совокупность ФВЧ, которым присвоены обозначения Т (tief – в переводе с немецкого – глубокий, низкий), с частотой среза 35 Гц; М1 (mittel – средний) – 70 Гц; М2 – 140 Гц; Н1 (hoch – высокий) – 250 Гц; Н2 – 400 Гц. Имеется также широкополосный канал А (аускультативный) с центральной частотой 140 Гц.

Система Маннхеймера состоит из полосовых фильтров:

- 1 – 12,5 Гц;
- 2 – 25 Гц;
- 3 – 50 Гц;
- 4 – 100 Гц;
- 5 – 200 Гц;
- 6 – 400 Гц.

На каждую указанную частоту предусмотрен отдельный неперестраиваемый фильтр. В результате общее количество фильтров оказывается очень большим, а управление ими – затрудненным. В целом, прибор ФКГ-01 крайне громоздок и неудобен в обращении, так как имеет слишком много органов управления. По этой причине разработчики пошли по пути сокращения числа фильтров и упрощения конструкции. Так, вместо двух систем фильтров применяют одну – укороченную Мааса-Вебера с частотами среза 140, 180, 220 и 450 Гц. Фонокардиограф содержит только фильтры и микрофонный усилитель, а кардиосигнал поступает от отдельного электрокардиографа или ЭКГ-блока, как в полиграфах. Фильтры выполняются в виде активных RC-фильтров на ИОУ или транзисторах и имеют порядок от 3 до 6. Как правило, их собирают из двух каскадов первого и второго порядка.

В заключение остановимся на способах записи ФКГ. Существует два способа записи – двухполярный и однополярный, или запись огибающей. Для врачей-кардиологов более привычным и наглядным является двухполярный способ. Однако на частотах свыше 100 Гц электромеханические регистраторы, в силу инерционности, искажают исходный сигнал или вообще не работают. Именно поэтому высокочастотные звуки сердца записывают с помощью преобразования ФКГ в псевдо-ФКГ. Сущность такого преобразования заключается в том, что сначала выделяется огибающая сигнала, а затем она заполняется колебаниями специального генератора относительно низкой

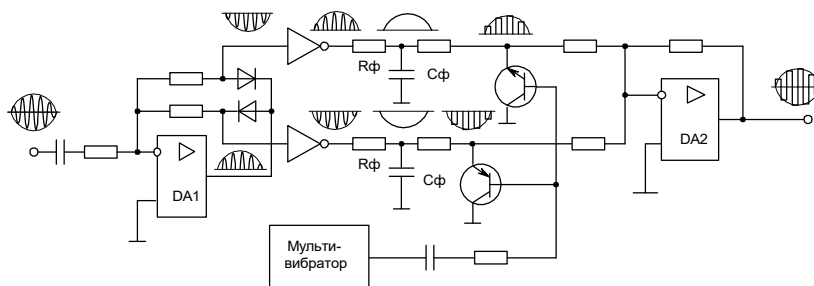


Рис. 5.34. Устройство формирования псевдо-ЭКГ

частоты (ниже предельной частоты регистратора). При этом ЭКГ имеет "естественную" двухполярную форму. Пример преобразователя ЭКГ в псевдо-ЭКГ приведен на рис. 5.34.

Исходный сигнал с фильтра поступает на высокочувствительный выпрямитель (DA1). С целью восстановить соответствие его выходные однополярные импульсы инвертируются инверторами. Затем фильтры  $R_{\phi}$ ,  $C_{\phi}$  формируют из них огибающую. Далее напряжение огибающей прерывается транзисторными ключами, управляемыми мультивибратором МВ с частотой, меньшей предельной частоты регистратора. Сумматор DA2 объединяет эти импульсы, и на выходе получается сигнал прямоугольной формы, промодулированный по амплитуде огибающей исходного сигнала – псевдо-ЭКГ. При наличии быстродействующего регистратора с фотозаписью возможна прямая запись ЭКГ на всех частотах.

Специализированный фонокардиограф (например, ЭКГ-01) является сложным и дорогостоящим прибором, поэтому для него справедливы замечания, сделанные ранее по поводу микропроцессорного ЭКГ и векторкардиоскопа ВЭК-ЗЧ-05. Выпускать его невыгодно. ЭКГ исследования стараются включать в общий компьютеризированный кардиокомплекс.

## **6 ПРИБОРЫ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ГЕМОДИНАМИКИ**

Показатели работы сердечно-сосудистой системы очень важны для оценки общего состояния организма и отдельных его участков. К ним, прежде всего, относятся АД и частота пульса или сердечных сокращений (ЧСС), ударный объем сердца; скорость распространения пульсовой волны, характеризующая эластичность сосудов; скорость кровотока, позволяющая судить об образовании тромбов. Из перечисленных параметров наиболее распространенными в практике и наиболее легко поддающимися измерению являются АД и ЧСС. Для измерения АД применяют специальные приборы, а ЧСС измеряют как специальными приборами, так и с помощью других приборов, выполняющих иные основные функции. Последние три параметра, а также ряд других параметров гемодинамики измеряют с помощью реографов.

### **6.1 Измерение давления крови**

Величина давления крови является весьма изменчивым параметром и в различных сосудах изменяется в широких пределах. Так, в артериях она составляет 120/80 мм рт. ст., в аорте – 130/75, в левом желудочке – 130/5, в правом – 25/0. Давление в венах падает до 5 мм рт.ст., а в полой вене составляет всего 2 мм и может быть даже отрицательным. Следовательно методы измерения давления крови в различных сосудах разные. Давление в артериях измеряется прямым (инвазивным) и косвенным методами, а давление в венах – только прямым.

Для измерения прямым методом используют катетер (иглу), соединенный с камерой, в которой давление крови передается на мембрану и затем – на преобразователь давления в напряжение. Прибор для измерения давления прямым способом называют обычно электроманометром. Одним из таких приборов является электроманометр ИКД-ЕД с емкостным датчиком, измеряющим АД в диапазоне 30–300 мм рт.ст. Для измерения внутривенного давления применяют электроманометр ПВ-01. Прямые методы применяют только в

условиях клиники, а в амбулаторных условиях и для массового обследования населения используют косвенные методы. В дальнейшем речь будет идти только о приборах для измерения АД косвенным методом.

Из косвенных методов измерения АД наиболее распространенным является метод Рива-Рочи–Короткова. Он основан на исследованиях врачей Рива-Рочи (80-е гг. XIX в.) и Н.С.Короткова (1905). Рива-Рочи обнаружил появление пульсации брахиальной артерии, пережатой манжетой, при ее декомпрессии, и их увеличение непосредственно перед исчезновением. Прощупывание этих пульсаций (пальпация) позволяло судить о максимальном (систолическом) и минимальном (диастолическом) АД, поэтому метод Рива-Рочи называется также пальпаторным.

В 1905 г. Н.С.Коротков обнаружил путем аускультации с помощью стетоскопа звуки (тоны Короткова) в области брахиальной артерии, пережатой посредством манжеты, при ее декомпрессии (рис. 6.1, а).

Манжету 1 надевают на предплечье и накачивают воздухом обычно ручным компрессором 2 ("грушей"). Давление при этом контролируют по манометру 3. Под манжетой, в области брахиальной артерии, располагают стетоскоп 4, затем открывают клапан и сравнительно медленно стравливают воздух из манжеты. Тоны Короткова появляются при давлении в манжете в интервале между систолическим (СД) и диастолическим (ДД) давлением крови. Происхождение пульсаций Рива-Рочи и тонов Короткова объясняют тем, что в пределах между СД и ДД кровь проходит через пережатый участок артерии толчками. При этом возникают турбулентные завихрения, образующие звук (рис. 6.1, б). Считают, что звуки возникают и в результате схлопывания стенок артерии. На рис. 6.2

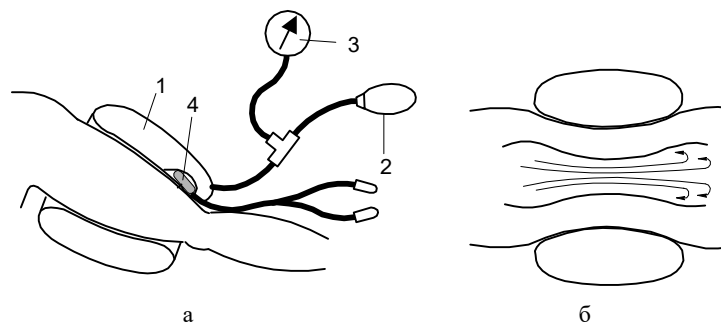


Рис. 6.1. Измерение АД методом Короткова

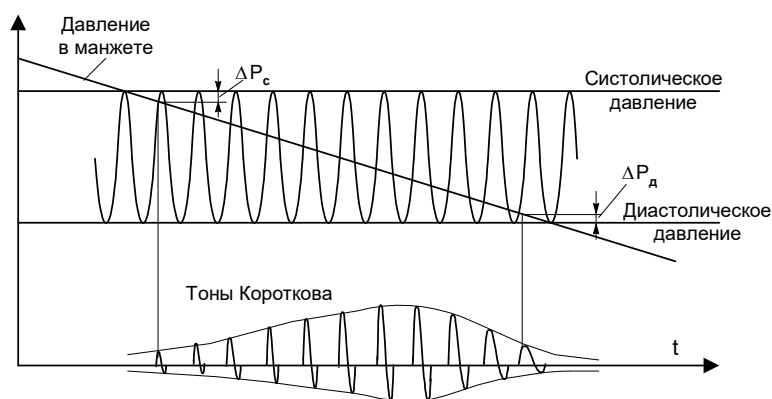


Рис. 6.2. Колебания АД и тоны Короткова

показано изменение давления в манжете, пульсации АД и тоны Короткова. Как видно, их амплитуда достигает максимума ближе к диастолическому давлению.

Методы Короткова и Рива-Рочи позволяют одинаково точно определять СД, а ДД более точно определяется методом Короткова, благодаря чему он и получил всеобщее признание. Кроме того, в методе пальпации большую роль играют субъективные факторы. В дальнейшем, с внедрением в практику измерения АД электронных приборов и соответствующих датчиков, различие между этими методами сгладилось. Как увидим далее, применяемые в измерителях АД датчики тонов Короткова реагируют и на звук, и на пульсации. Для краткости этот метод измерения АД будем называть методом Короткова.

### 6.1.1 Датчики давления и датчики тонов Короткова

Датчики давления должны обладать достаточной чувствительностью и линейностью в широком диапазоне изменения давления (0–300 мм рт.ст.). Наиболее часто применяют тензорезистивные датчики. Они состоят из диффузионных резисторов, выполненных на кремниевой подложке (мембране), и нередко монтируются в корпусе микросхемы, которая впаивается в монтажную плату (рис. 6.3). Корпус 1 имеет патрубок, через который подается давление манжеты. Под воздействием давления мембрана 2 прогибается и расположенный на ней тензорезистор 3 растягивается или сжимается. Мембрана закреплена уплотнителями 4.

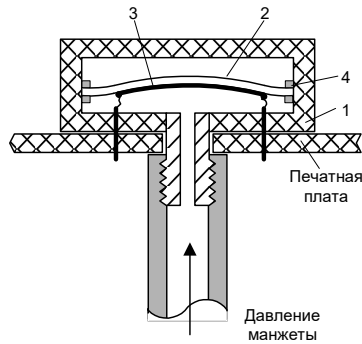


Рис. 6.3

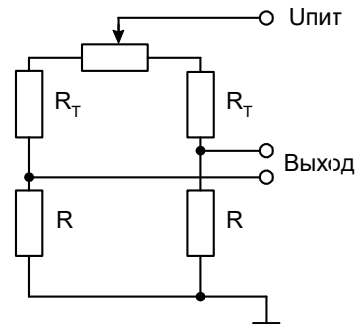


Рис. 6.4

Тензорезисторные датчики давления могут быть мостовыми, полумостовыми и небалансными. На рис. 6.4 показана схема полумостового датчика ПДП-400П, работающего в диапазоне 66–500 гПа. Тензорезисторы  $R$  располагаются на разных сторонах мембраны, поэтому при ее деформации их сопротивления получают разные приращения. При этом выходное напряжение моста:

$$U_{\text{вых}} = \frac{R \cdot (R_T + \Delta R) - R \cdot (R_T - \Delta R)}{(R + R_T + \Delta R) \cdot (R + R_T - \Delta R)} \cdot U_{\text{пит}}$$

или, после преобразований,

$$U_{\text{вых}} \cong \frac{2R\Delta R}{(R + R_T)^2} U_{\text{пит}}$$

Максимум этой величины будет при  $R = R_T$

$$U_{\text{вых}} = \frac{\Delta R}{2R} U_{\text{пит}} \quad (6.1)$$

Если применяется небалансный датчик, то на его выходе будет присутствовать напряжение и в состоянии покоя ( $P_M = 0$ ). Оно должно быть скомпенсировано напряжением источника смещения. На рис. 6.5 показана схема блока измерения давления аппарата для комплексной диагностики КТД-8 фирмы “Медикор” (Венгрия). Здесь тензорезистор датчика вместе с обычным резистором образуют делитель. При отсутствии давления в манжете выходное напряжение  $U_a$  датчика равно:

$$U_{a0} = \frac{R_{T0} U_{II}}{(R_T + R)},$$

где  $U_{II}$  – напряжение покая;  $R_T$  – сопротивление тензорезистора;  
 $R_{T0}$  – сопротивление тензорезистора при  $P = 0$ .

Оно компенсируется напряжением смещения противоположного знака, поступающего с потенциометра.

Приращение выходного напряжения:

$$\Delta U_a = U_a - U_{a0} = \frac{\Delta R \cdot R}{R_{D0}^2 \left( 1 + \frac{\Delta R}{R_{D0}} \right)} U_{II}, \quad (6.2)$$

где  $R_{D0} = R_{T0} + R$  – сопротивление делителя.

Из формулы (6.2) следует, что небалансный преобразователь является нелинейным. Для уменьшения нелинейности нужно увеличивать сопротивления делителя (в основном за счет  $R$ ). Однако при этом будет уменьшаться и сигнал.

Один из способов контроля давления в манжете при накачивании воздуха с помощью компараторов DA2 – DA5 и светодиодов показан на схеме рис. 6.5.

Наилучшей линейностью в широком диапазоне изменения давления обладают манометры, поэтому предпринимаются попытки использовать их в качестве датчиков в электронных измерителях АД. Такой датчик применен в приборе для автоматического измерения АД, сведения о котором опубликованы в журнале “Клиническая хирургия” (1980, №2). Сущность его заключается в том, что стрелка

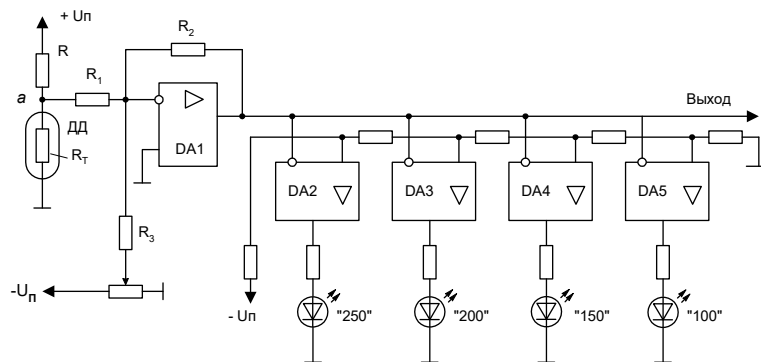


Рис. 6.5. Преобразователь давление-напряжение с небалансным датчиком

Таблица 6.1

Двоичный код и код Грея

Десятичный	Двоичный	Код Грея	Десятичный	Двоичный	Код Грея
0	0000	0000	8	1000	1100
1	0001	0001	9	1001	1101
2	0010	0011	10	1010	1111
3	0011	0010	11	1011	1110
4	0100	0110	12	1100	1010
5	0101	0111	13	1101	1011
6	0110	0101	14	1110	1001
7	0111	0100	15	1111	1000

манометра заменена легким диском с отверстиями. При нагнетании воздуха в манжету диск поворачивается, свет от источника света попадает на фотоприемник и реверсивный счетчик подсчитывает формируемые при этом импульсы. Перед началом декомпрессии счетчик переводится в режим вычитания и число, записанное в счетчике и равное давлению в манжете, в ходе декомпрессии убывает. Недостатком датчика являются большие размеры диска. Кроме того, импульсный способ преобразования информации подвержен действию помех.

Другим вариантом датчика манометрического типа может быть преобразователь с кодирующим диском Грея. Преобразователи угла поворота в код Грея могут широко использоваться в медицинских приборах, поэтому остановимся на них подробнее.

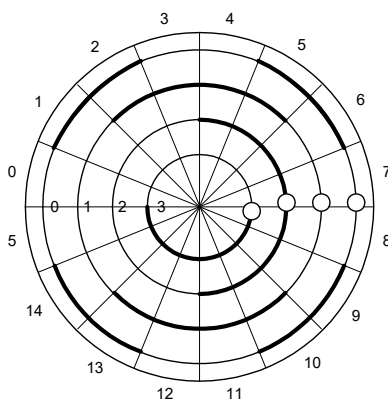


Рис. 6.6

Код Грея, или циклический, получают из двоичного кода числа путем сдвига его вправо и сложения с исходным без переноса. В табл. 6.1 приведены двоичный код и код Грея чисел от 0 до 15.

Четырехразрядный диск Грея показан на рис. 6.6. Разряды кодируются с помощью щелей, контактных дорожек или отражающих покрытий. Достоинство диска Грея состоит в том, что в отличие от диска с двоичным кодом он не дает сбоев при неточной установке оптронных пар или контактных щеток. Напри-

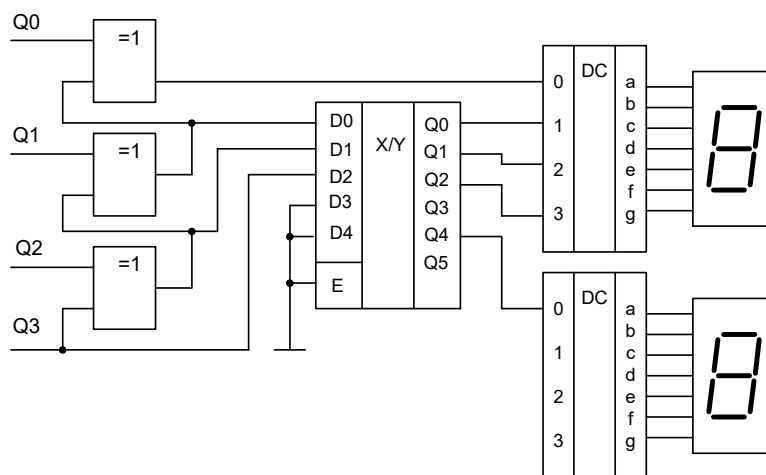


Рис. 6.7. Преобразователь кода Грея в двоично-десятичный

мер, диск с двоичным кодом при переходе от 0111 (7) к 1000 (15) может дать числа от 0000 до 1111. Код Грея, однако, не является взвешенным и не пригоден для управления десятичными индикаторами. Этот код неудобно вводить в ЭВМ, так как его все равно пришлось бы переводить в двоичный. По этой причине его обычно преобразуют аппаратно в двоичный, а затем, при необходимости местной индикации – в двоично-десятичный. Схема, выполняющая такие преобразования, приведена на рис. 6.7. Преобразователь четырехразрядного кода Грея в двоичный построен на схемах "исключающее ИЛИ", а преобразователь двоичного в двоично-десятичный – на микросхеме 155ПР7.

Если давление изменяется в пределах 0–250 мм рт. ст., то для его измерения требуется 8-разрядный диск Грея. При длине щели младшего разряда в 1 мм и такой же длине пробела (всего младший разряд содержит 128 щелей и 128 пробелов) диаметр диска будет около 80 мм. Вместо одного диска можно применить два: один с младшими разрядами, второй – со старшими. При этом размеры диска уменьшаются вдвое, в два раза будет меньше и источников света (рис. 6.8). Рассмотренные измерители АД с датчиками манометрического типа не требуют применения аналоговых усилителей и АЦП, они не имеют дрейфа. Кроме того, преобразователь с диском Грея не боится импульсных помех.

Высокочувствительный датчик давления с линейной характеристикой применяется в измерителе АД типа ППВ-01. Он разработан совместно ВНИИМТ и МИФИ и состоит из двух генераторов на кварцевых пьезопреобразователях (рис. 6.9). Давление манжеты передается на них так, что усилие на одном из них увеличивается, а на другом уменьшается. В результате частоты генераторов изменяются в противоположном направлении, затем они

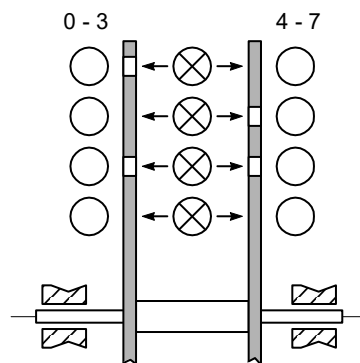


Рис. 6.8

смешиваются смесителем, на выходе которого выделяется составляющая с разностной частотой  $F = f_1 - f_2 = 2\Delta f$ , пропорциональной давлению. После ФНЧ этот сигнал поступает на частотомер. Чувствительность этого датчика составляет 15 Гц/мм рт.ст., диапазон измерения АД 30–300, погрешность  $-5...+5$  мм рт. ст.

Следует отметить, что метрология и стандартизация датчиков и преобразователей медицинских приборов, в частности измерителей давления крови, отстает от их развития, чем и объясняется такое их многообразие. Практически в каждом типе измерителя АД используется свой датчик давления. Предлагался даже датчик на туннельном диоде, у которого под действием давления изменялась форма ВАХ. В этом отношении датчики тонов Короткова (ДТК) более унифицированы: почти во всех приборах для измерения АД используются ДТК с пьезопреобразователями. ДТК монтируется в пластмассовом

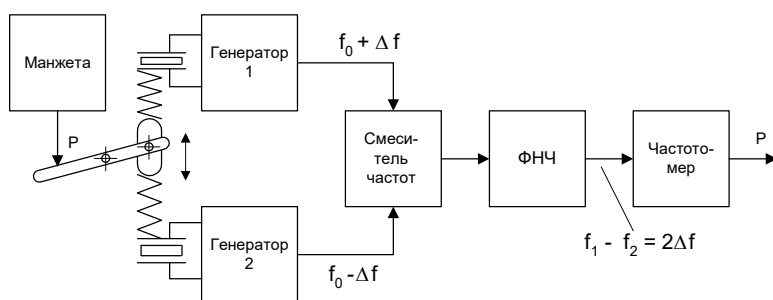


Рис. 6.9. Датчик давления ИАД типа ППВ-01

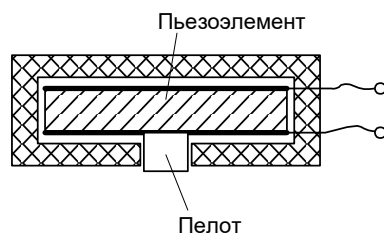


Рис. 6.10

корпусе (рис. 6.10). Колебания на пьезопреобразователь из титанат-цирконат-свинца передаются через пелот, который при подаче воздуха в манжету плотно прилегает к руке. Таким образом, пьезопреобразователь воспринимает, по сути, не тоны Короткова, а пульсации поверхности руки над артерией. Сигналы, получае-

мые от ДТК, очень слабые, поэтому в них нередко встраивают предусилитель на биполярном или полевом транзисторе для уменьшения помех (датчик ДТК-1М).

Основными требованиями, предъявляемыми к ДТК, являются надежность обнаружения тонов Короткова и помехоустойчивость. Вследствие разного расположения артерии предплечья у разных людей при наложении манжеты можно "не угадать" нужное место установки ДТК, в результате чего тоны Короткова будут ослабленными и измерение не состоится. По этой причине некоторые разработчики предлагают ДТК с распределенными по площади пьезоэлементами, импульсы от которых суммируются с помощью сумматора. Такой датчик предложен в а.с. № 1217338 за 1986 год.

Помехи в канале ДТК возникают от воздействия внешних шумов, от произвольного движения руки пациента и деформаций манжеты. Их отфильтровывают либо с помощью дифференциального ДТК (а.с. № 1482656 за 1989 г.), либо путем обработки сигналов ДТК. Например, фирма "Нихон Кохдэн" (Япония) выпустила ИАД с анализатором частотного спектра тонов Короткова. Более простой метод помехоустойчивого выделения тонов Короткова использован в приборе ППВ-01 с датчиком ДТК-1М. Он основан на том, что по мере понижения давления в манжете крутизна фронта тонов Короткова уменьшается, а по достижении давлением в манжете уровня ДД у них пропадает отрицательный выброс, хотя сами тоны продолжают поступать еще некоторое время после того, как давление в манжете станет меньше диастолического. Это обстоятельство используется для повышения надежности выделения тонов Короткова.

На рис. 6.11 приведена структурная схема узла обнаружения тонов Короткова прибора ППВ-01. Сигналы от датчика ДТК-1М поступают на усилитель У и амплитудный селектор АС, с усилителя – на фильтр верхних частот и формирователь Ф. Сформированные импульсы двух кана-

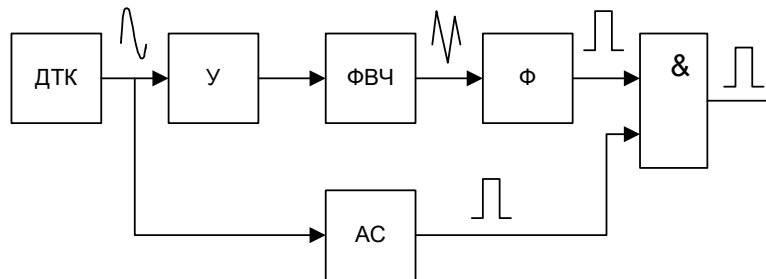


Рис. 6.11. Селектор тонов Короткова

лов объединяются схемой И. ФВЧ реагирует на крутизну фронта тонов Короткова: по мере приближения давления к уровню ДД амплитуда его выходного сигнала уменьшается. Чтобы на выходе схемы И появился импульс, сигнал, поступающий от ДТК, должен иметь достаточную амплитуду и крутизну фронта. Помехи обычно имеют характер артефактов и, следовательно, малую крутизну.

При полуавтоматическом измерении АД нагнетание воздуха в манжету (компрессия) производят вручную, с помощью "груши" или поршневого компрессора, а его стравливание (декомпрессия) – автоматически с постоянной скоростью через клапан. Процесс измерения начинается с подачи команды "Измерение" (например, от кнопки). Результаты измерения – систолическое и диастолическое давление – должны быть занесены в цифровые или аналоговые запоминающие устройства и затем выведены на цифровые индикаторы или стрелочный прибор. Может использоваться и один индикатор, на который поочередно выводятся значения СД и ДД. Кроме того, при нагнетании воздуха желательно контролировать давление в манжете. Одна из возможных структурных схем полуавтоматического ИАД приведена на рис. 6.12.

Воздух ручным компрессором ("грушей") нагнетается в манжету М. Давление манжеты передается на преобразователь давления в напряжение, усиленный сигнал поступает на АЦП. С него цифровой код параллельно подается на регистры СД и ДД. Вспомогательный генератор импульсов управляет записью давления в манжете в регистр ДД. Его величина выводится на индикатор ДД. Таким образом, контролируется давление в манжете при нагнетании воздуха. Величина давления в манжете устанавливается оператором ориентировочно (обычно 150–160 мм рт.ст.).

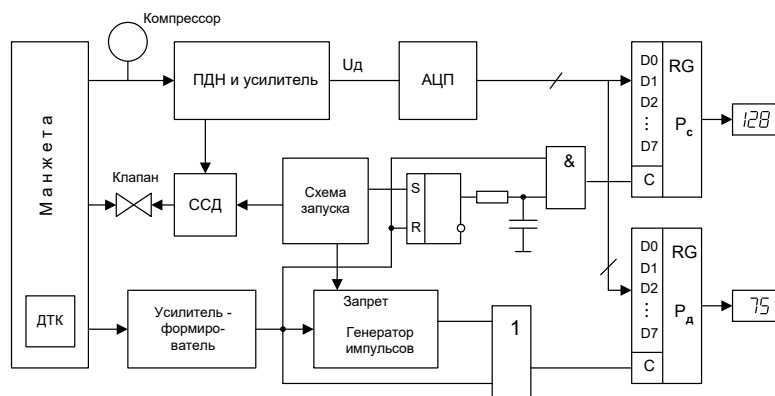


Рис. 6.12. Структурная схема полуавтоматического ИАД

Процесс измерения начинается с момента нажатия кнопки "Измерение". При этом в схеме пуска вырабатываются сигналы: включающий стабилизатор скорости декомпрессии (ССД), запрещающий работу генератора, устанавливающий RS-триггер в "1". При появлении первого же тона Короткова RS-триггер сбрасывается, но в регистр СД успевает записаться величина давления, соответствующая СД. В дальнейшем стробирующие импульсы на регистр СД не поступают, а на вход записи регистра ДД продолжают поступать через схему "ИЛИ". При этом содержимое регистра ДД каждый раз обновляется и величина, записанная с приходом последнего тона Короткова, будет представлять собой ДД. Если в качестве преобразователя давления применяется манометр с кодирующим диском, то усилитель и АЦП отсутствуют, а информация на регистры поступает со счетчика или преобразователя кода.

При декомпрессии давление в манжете должно убывать по линейному закону. Скорость ее выбирают, исходя из допустимой погрешности определения СД и ДД. Поскольку СД фиксируется по первому тону Короткова, то максимальная ошибка в его определении будет в том случае, если этот тон регистрируется через интервал времени, равный  $T_c$ , с момента пересечения давлением в манжете уровня СД (рис. 6.2). При этом

$$\Delta P_c = v_d \cdot T_c,$$

где  $v_d = \frac{dP_M}{dt}$  – скорость декомпрессии.

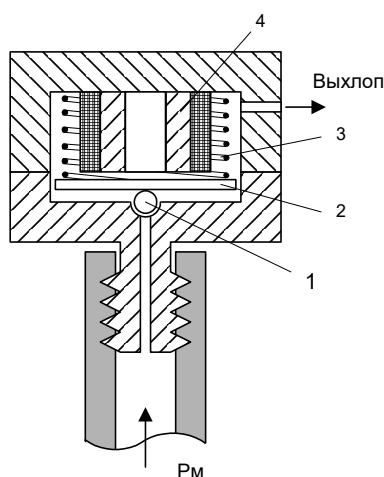


Рис. 6.13

Принимая  $\Delta P_C = 5$  мм и  $T_C = 0,9$  с, находим  $v_D = 5-6$  мм рт. ст./с. Аналогично, только в большую сторону, изменяется погрешность при определении ДД.

Задавшись диапазоном давлений  $P_C = 250$  мм рт.ст., и  $P_D = 50$  мм рт.ст., находим время измерения

$$t_{изм} = \frac{P_C - P_D}{v_D} = 40 \text{ с.}$$

Добавив сюда начальный участок ( $P_M > P_C$ ) и конечный участок, предшествующий полной декомпрессии ( $P_M < P_D$ ), получим полное время декомпрессии около 1 мин. У большинства людей да-

вление крови близко к нормальному, и это время оказывается слишком большим, поэтому в ряде приборов предусматривается регулировка скорости декомпрессии.

Контроль и регулирование скорости декомпрессии осуществляют с помощью стравливающего клапана и датчика скорости. Один из вариантов клапана представлен на рис. 6.13. Он смонтирован в небольшом металлическом корпусе. Металлический шарик 1 диаметром 2–3 мм закрывает отверстие, через которое подводится воздух манжеты. Шарик прижимается пластиной 2 и пружиной 3. Жесткость пружины должна быть рассчитана на максимальное давление и определяется из соотношения

$$SP_{\max} = CX_{сж},$$

где  $S$  – площадь сечения отверстия;  $C$  – жесткость пружины (Н/м);  $X_{сж}$  – величина сжатия пружины.

При пропуске тока через обмотку электромагнита 4 пластинка 2 притягивается к нему, давление воздуха отжимает шарик и воздух стравливается через отверстие в корпусе.

В качестве датчика скорости стравливания может использоваться дифференцирующее устройство. Одна из возможных структурных схем регулятора скорости декомпрессии приведена на рис. 6.14, а. Напряжение с датчика давления (усилителя) поступает на вход диф-

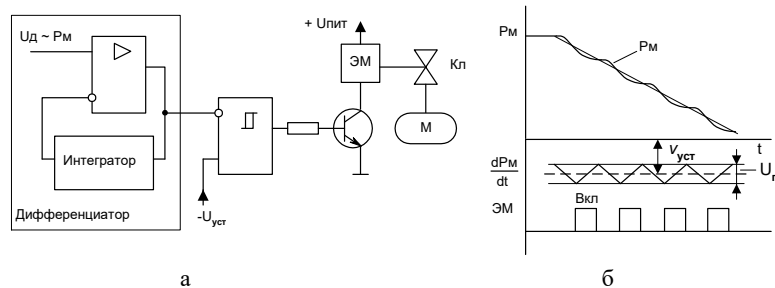


Рис. 6.14. Регулятор скорости декомпрессии

ференциатора, а от него – на инвертирующий вход компаратора с гистерезисом. На второй вход компаратора подают напряжение уставки  $U_{уст}$ , пропорциональное требуемой скорости декомпрессии  $v_D$ . Если  $\frac{\Delta P}{\Delta t} < v_D$ , то на выходе компаратора будет высокий положительный уровень, транзистор откроется и включит электромагнит, который откроет клапан Кл. Происходит стравливание воздуха, скорость падения давления нарастает до величины  $\frac{\Delta P}{\Delta t} > v_D$ , и электромагнит выключается. При небольшой ширине петли гистерезиса компаратора фактическая кривая изменения давления будет располагаться вблизи прямой (рис. 6.14, б).

В автоматических ИАД все процессы, включая компрессию и декомпрессию, автоматизированы. Существует два варианта измерения: в ходе компрессии и в периоде декомпрессии. Измерение при декомпрессии протекает следующим образом. С нажатием кнопки "Пуск" включается микрокомпрессор и схема переводится в режим ожидания тонов Короткова. При повышении давления в манжете до 60–90 мм рт.ст. нагнетание воздуха приостанавливается на 3–4 с. Если в этом интервале времени в устройство поступит 2 тона Короткова, то давление повышается еще на 50–60 мм рт.ст. и т.д. до прекращения поступления тонов Короткова. На участке компрессии приемник тонов Короткова блокируется с целью исключить действие помех вследствие деформации манжеты. Через некоторое время после исчезновения тонов Короткова измеритель переводится в режим декомпрессии.

Измерение в ходе компрессии занимает меньше времени, однако, как показывают исследования, амплитуда тонов Короткова при этом оказывается меньше, кроме того, возникают помехи из-за де-

формации манжеты. Автоматические ИАД применяют для непрерывного контроля АД. При этом отыскивают наилучшее положение ДТК, которое в дальнейшем не меняется. При массовом осмотре эффективность автоматических ИАД снижается вследствие сбоев в приеме тонов Короткова из-за индивидуальных анатомических особенностей пациентов.

Наряду с методом Короткова разрабатывались и другие методы измерения АД, наибольший интерес из которых представляет осциллометрический. Его сущность состоит в том, что точки СД и ДД засекают по характеру изменений пульсаций (осцилляций) давления в манжете. В основе этого метода лежат те же физические явления, что и метода Короткова: прорыв крови через сужение пережатой артерии в моменты, когда давление крови превышает давление в манжете. Возникающие при этом пульсации мягких тканей передаются на манжету и вызывают пульсации давления воздуха. Амплитуда пульсаций зависит от объема манжеты, жесткости ее материала и других факторов. В результате многочисленных экспериментов были установлены критерии, по которым отмечают моменты СД и ДД. В ниже рассматриваемом методе для этого приходится определять вторую производную пульсаций (рис. 6.15).

На рис. 6.15 показаны пульсации АД, графики пульсаций давления в манжете  $P_{II}$  и их первая и вторая производные  $\frac{dP_{II}}{dt}$  и

$\frac{d^2P_{II}}{dt^2}$ . В работе [8] предлагается в качестве СД брать отсчет  $P_M$  в момент, когда огибающая отрицательных полувольт второй производной  $P_{II}$  достигает максимума (касательная  $S_1$ ). За ДД принимают отсчет  $P_{II}$ , соответствующий моменту, в который максимальная скорость убывания огибающей положительных полувольт второй производной  $P_{II}$  (касательная  $S_2$ ). Как видим, алгоритм измерения в этом методе достаточно сложный и без вычислительных средств здесь не обойтись. Одна из возможных структурных схем ИАД, реализующая данный алгоритм, приведена на рис. 6.16.

Давление манжеты преобразуется датчиком давления в напряжение, которое усиливается с помощью усилителя постоянного тока. Оно содержит также и пульсации, которые отделяются конденсатором и усиливаются усилителем переменного тока. Затем пульсации дважды дифференцируются, и вторая производная поступает на пиковые

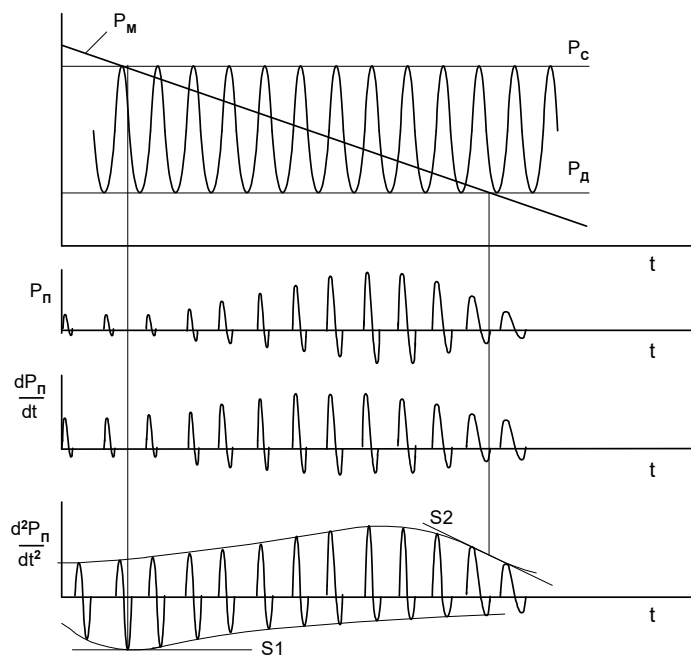


Рис. 6.15. Пульсации давления в манжете и их производные

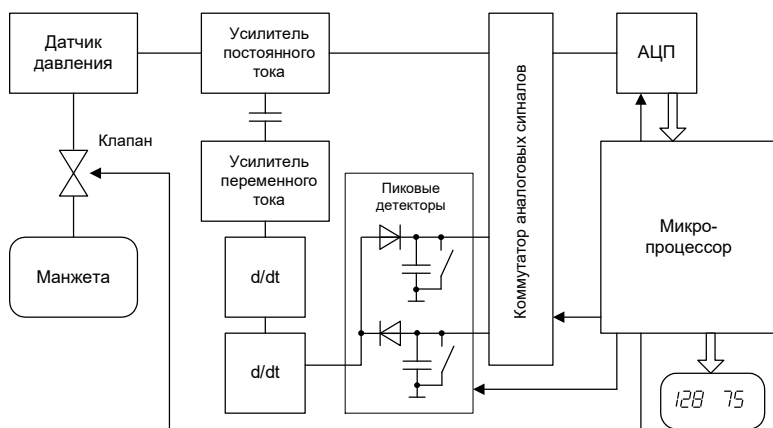


Рис. 6.16. Структурная схема ИАД осциллометрическим методом

детекторы, фиксирующие амплитуды положительных и отрицательных полуволн. Эти величины, а также напряжение усилителя переменного тока, пропорциональное давлению манжеты, через аналоговый коммутатор поступают на вход АЦП и далее, в цифровом коде, в микропроцессор. Здесь производится определение СД и ДД согласно описанному выше алгоритму и вывод результата на дисплей. Микропроцессор управляет также стравливающим клапаном, АЦП, коммутатором и пиковыми детекторами (их сбрасыванием).

Достоинством ИАД осциллометрического типа является наличие только одного датчика – давления манжеты. Так как пульсации давления есть везде, то могут применяться самые различные манжеты и разные места их наложения – от предплечья до пальца руки. В последнем случае используют миниатюрную манжету, а в качестве компрессора – простой поршневой компрессор, приводимый в действие одним движением руки. ИАД осциллометрического типа можно использовать для автоматического измерения давления крови: во всяком случае они всегда дадут результат. Следует заметить, что их точность в среднем ниже ИАД методом Короткова, особенно это относится к ИАД с миниатюрными манжетами. В целом, наилучшей точностью обладают обычные аускультативные ИАД методом Короткова, поэтому все электронные ИАД градуируются путем сравнения результатов, полученных этим методом независимо несколькими специалистами.

## **6.2 Измерение частоты сердечных сокращений**

Частотой сердечных сокращений (ЧСС) называется число сокращений сердца за 1 мин. Она подвержена еще большим колебаниям, чем давление крови, сильно зависит от физической нагрузки и эмоционального состояния. ЧСС может меняться в пределах 20–240 мин<sup>-1</sup>, ее среднее значение (норма) – 70 мин<sup>-1</sup> – представляет собой среднегеометрическое минимального и максимального значений.

Для оценки деятельности сердечно-сосудистой системы используют два вида ЧСС: мгновенную, или текущую, и среднюю за определенный интервал времени. Существует большое разнообразие методов и устройств для измерения ЧСС. Все их можно разделить на аналоговые, цифровые и программные, производящие преобразования с помощью ЭВМ или микропроцессорных систем.

Для измерения ЧСС используют специальные приборы – ритмокардиометры, ритмокардиовазометры. Измерение ЧСС может так-

же производится как сопутствующее при измерении другого основного параметра. Например, в ряде измерителей АД попутно выполняется измерение ЧСС, для чего в качестве сигналов используют тоны Короткова. В некоторых электрокардиоскопах, например ЭКС2-01, ЧСС определяется в режиме синхронизации изображения R-зубцом по положению второго R-зубца, если первый установлен в начале шкалы. При этом, обычно, используется скорость развертки 25 мм/с. О вычислении ЧСС по записанной ЭКГ уже говорилось выше (см. формулу 5.7).

### 6.2.1 Датчики измерителей ЧСС

Для измерения ЧСС могут использоваться любые датчики, частота сигналов которых равна ЧСС. Ими могут быть УБП электрокардиоскопа, сфигмографические датчики, оптронные датчики периферического пульса и уже упоминавшиеся датчики тонов Короткова.

Оптронные датчики обладают хорошей помехоустойчивостью и просты в применении, благодаря чему получили широкое распространение. Они работают на просвет или отражение. На рис. 6.17 показано крепление пальцевого оптронного датчика периферического пульса. В качестве источника излучения применяется инфракрасный светодиод 1, а в качестве приемника – фотодиод или фоторезистор.

Вследствие колебаний кровенаполнения сосудов изменяется их светопропускающая способность, что приводит к возникновению импульсов в цепи фотоприемника. Такой датчик можно также крепить на мочку уха. При пониженной температуре окружающей среды или тела, ухудшении деятельности сердечно-сосудистой системы более надежно работает оптронный датчик пульса, показанный на рис. 6.18, а, работающий на отражение. Такие датчики применяются в мониторах скорой помощи. Они крепятся на лоб посредством ремня. Под шлемом 1 находится отражательный датчик пульса, а к шлему крепится датчик дыхания 2. Он представляет собой трубчатый полупроводниковый терморезистор, размещенный в защитном кожухе. При выдохе сопротивление терморезистора уменьшается, а при вдохе – уве-

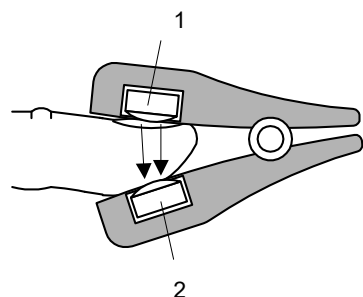


Рис. 6.17.

мента увеличивается. При выдохе сопротивление терморезистора уменьшается, а при вдохе – уве-

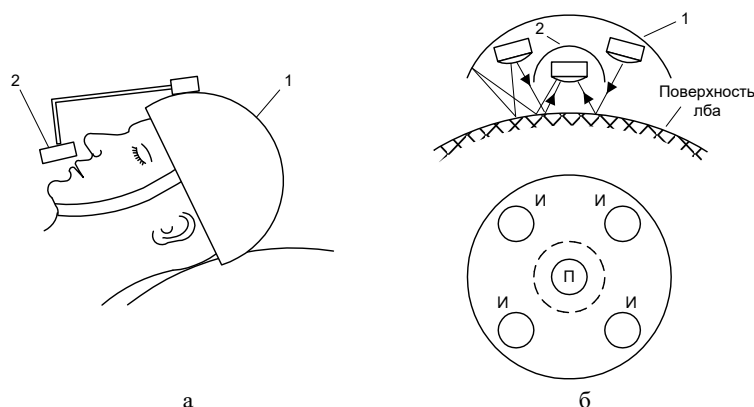


Рис. 6.18. Оптронный датчик пульса отражательного типа

личивается. В качестве источника света в датчике пульса используются четыре ИК-светодиода (рис. 6.18, б). Они расположены под отражателем 1, а приемником служит ИК-фотодиод, защищенный экраном 2 от засветки немодулированным ИК-излучением. Оптронные датчики нечувствительны к акустическим и механическим помехам.

Для использования электрокардиосигнала в устройствах измерения ЧСС из него выделяют R-зубец, обычно имеющий наибольшую амплитуду из всех других элементов кардиосигнала. Схемы надежного выделения R-зубца содержат ФНЧ или полосовые фильтры, подавляющие сетевые помехи, амплитудные и временные селекторы (рис. 6.19). Амплитудный селектор (АС) должен быть двухполярным, например двухполярный компаратор (рис. 4.13), так как заранее неизвестно, с какого отведения будет сниматься сигнал. Временной селектор (ВС) исключает появление на выходе выделителя R-зубца дополнительного импульса, если амплитуда какого-либо элемента кардиосигнала окажется соизмеримой с амплитудой R-зубца.

В простейшем случае в качестве временного селектора можно применить одновибратор с выдержкой 200–250 мс. При запуске его R-зубцом он уже не сработает от воздействия T-зубца (рис. 6.20). Улуч-

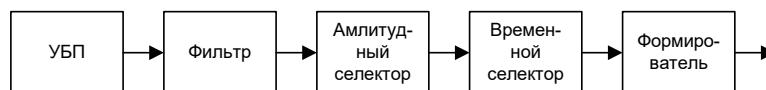


Рис. 6.19. Структурная схема выделителя R-зубца

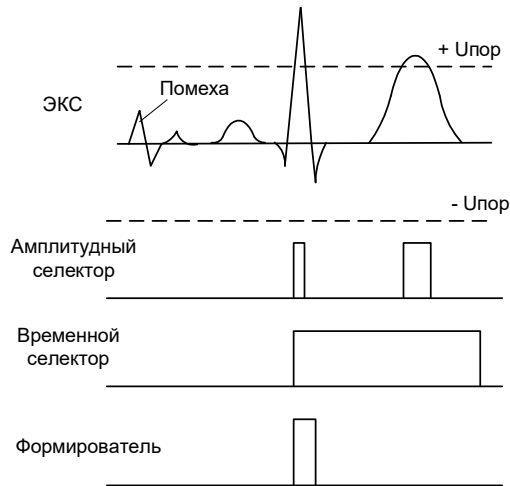


Рис. 6.20

шить помехоустойчивость выделения R-зубца можно, используя и другие признаки кардиосигнала. Например, В.М.Колтун и Ю.С.Трусов предложили использовать для этого геометрические признаки: крутизну спада и длительность фрагментов кардиосигнала одной (положительной) полярности (Медицинская техника, 1985, № 2 и 3). Они показали, что крутизна и длительность являются наименее коррелированными, а потому и наиболее информативными параметрами.

### 6.2.2 Аналоговые устройства для измерения ЧСС

Аналоговые измерители ЧСС определяют ее текущее (мгновенное) значение:

$$ЧСС = \frac{60}{T_C} .$$

Они применяются в мониторинговых комплексах для контроля текущей ЧСС и подачи сигнала тревоги в случае выхода ее за установленные пределы. Наиболее просты измерители ЧСС, основанные на преобразовании "частота-напряжение" (рис. 6.21, а). Импульсы, поступающие от какого-либо источника ДП (выделителя R-зубца, ДТК и др.), запускают одновибратор, который генерирует импульсы длительностью  $t_u < T_{C\text{мин}}$  (рис. 6.21, б). На выходе фильтра нижних частот выделяется среднее за период напряжение

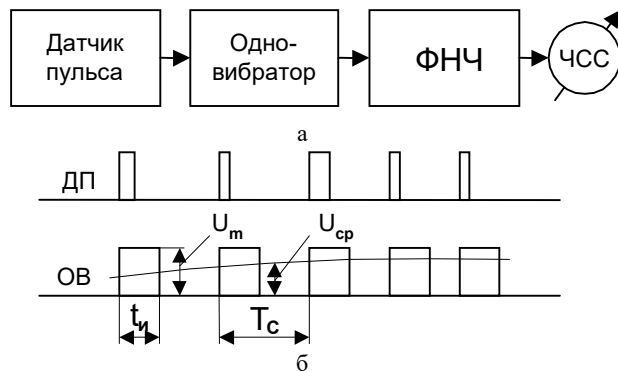


Рис. 6.21. Аналоговый измеритель ЧСС

$$U_{cp} = \frac{U_m t_u}{T_c} = \frac{60}{T_c} \cdot \frac{U_m t_u}{60} = K_M \cdot ЧСС,$$

которое подается на магнитоэлектрический измерительный прибор. Подбрав  $U_m$  и  $t_u$ , прибор можно отградуировать в ударах в минуту.

Для включения тревожной сигнализации при увеличении или снижении ЧСС до опасных значений стрелку прибора снабжают подвижным контактом, который замыкается с неподвижными слева и справа, замыкая, тем самым, цепь сигнализации (рис. 6.22). С помощью специальных указателей верхний и нижний пределы ЧСС устанавливают

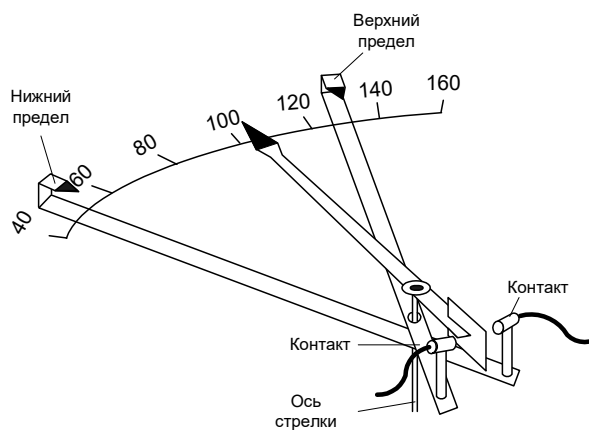


Рис. 6.22. Шкала и механизм тревожной сигнализации аналогового измерителя ЧСС

на шкале прибора, проградуированной в 1/мин. Погрешность аналогового измерителя ЧСС обусловлена нестабильностью амплитуды и длительности импульса одновибратора, характеристик фильтра, а также нелинейностью прибора.

Существуют аналоговые измерители, в которых ЧСС определяется по формуле:

$$ЧСС = \frac{60}{T_{icp}},$$

где  $T_{icp} = \frac{T_i + T_{(i-1)cp}}{2}$  – среднее текущее значение периода.

Величину  $T_i$  – получают в виде эквивалентного напряжения интегратора, а  $T_{icp}$  – с помощью устройств выборки-хранения. Структурная схема такого устройства показана на рис. 6.23, а на рис. 6.24 – временные диаграммы, поясняющие его работу.

Интегратор интегрирует опорное напряжение  $U_{оп1}$ . В конце периода перед обнулением его выходное напряжение будет равно

$$U_{инт} = \frac{U_{оп1} T_i}{\tau},$$

где  $\tau$  – постоянная времени интегратора.

Это напряжение запоминается в УВХ1. Схема управления, тактируемая импульсами ДП, формирует импульсы обнуления

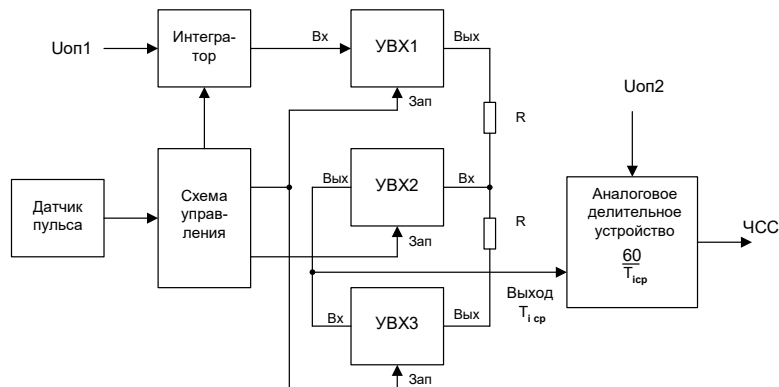


Рис. 6.23. Аналоговый измеритель мгновенной ЧСС (за один период)

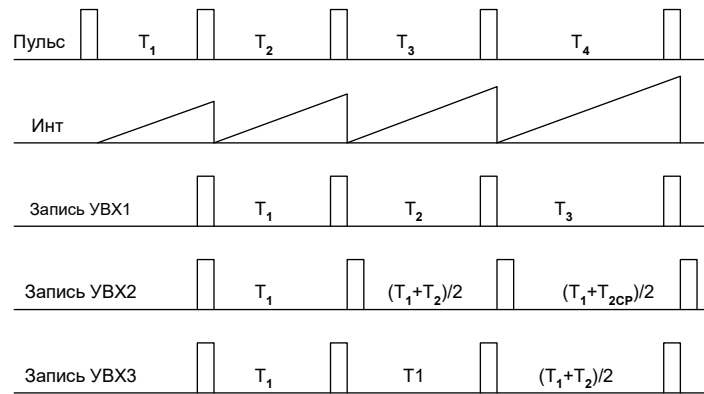


Рис. 6.24. Временные диаграммы к схеме рис. 6.23

интегратора и записи в УВХ. В ячейку УВХ2 записывается среднее значение содержимого ячеек УВХ1 и УВХ3, так как их выходные напряжения передаются на вход УВХ2 через резисторы с равными сопротивлениями. Содержимое УВХ2 переписывается в УВХ3.

В конце первого периода импульсы на всех входах записи появляются одновременно (см. рис. 6.24), поэтому во все ячейки памяти записывается напряжение, эквивалентное  $T_1$ . В конце второго периода и далее импульсы на входы записи УВХ1 и УВХ3 поступают одновременно, а на вход записи УВХ2 – с некоторым запаздыванием. Следовательно, в ячейку УВХ3 "запишется"  $T_1$ , а с приходом сигнала записи на ячейку УВХ2 – среднее значение  $\frac{T_1 + T_2}{2}$ . После четвер-

того импульса ДП в УВХ3 хранится  $\frac{T_1 + T_2}{2}$ , а в УВХ2 –  $\frac{T_1 + T_{cp2}}{2}$ ,

где  $T_{cp2} = \frac{T_1 + T_2}{2}$  (можно считать, что  $T_{cp1} = T_1$ ).

Для преобразования периода в ЧСС необходимо получить аналоговый эквивалент  $1/T_i$ . Такую операцию можно выполнить с помощью аналоговых делителей непрерывного или импульсного типа на основе преобразователей "напряжение-частота". Выходное напряжение УВХ2 (рис. 6.23), пропорциональное  $T_{icp}$ , подается на один из входов делителя и является делителем, а на второй вход – опорное напряжение  $U_{on2}$ , играющее роль масштабного коэффициента.

### 6.2.3 Цифровые устройства для измерения ЧСС

Цифровые измерители ЧСС определяют среднее за некоторый интервал времени или мгновенное значение ЧСС (за один период сокращения сердца). Длительность интервала измерения можно взять равным 1 мин. Тогда производится простой подсчет импульсов (R-зубцов, сигналов ДТК и т.д.). Однако такое время измерения обычно оказывается слишком большим и его стремятся сократить, уменьшая интервалы времени до 30 и даже до 10 секунд. В состав измерителей ЧСС входят таймеры (генераторы импульсов калиброванной длительности), счетчики, делители частоты, тактовые генераторы. Таймеры выполняются на счетчиках и делителях частоты, а делители частоты – на стандартных счетчиках. В качестве тактового генератора используются кварцевые генераторы, имеющие стабильную частоту, но она достаточно высока (выше 10 кГц), поэтому ее приходится понижать с помощью делителей, затрачивая на это дополнительно 4–5 микросхем. Нередко тактовым генератором служит силовая сеть, частота которой (50 или 60 Гц) изменяется очень незначительно.

Промышленность предлагает большой ассортимент счетчиков, из которых в измерителях ЧСС применяют в основном двоичные и десятичные. Рассмотрим структуру двоично-десятичного счетчика 155ИЕ2 (рис. 6.25). Он содержит изолированный триггер и секцию из трех триггеров, образующих делитель на 5, также есть два входа установки в ноль (R0) и предустановки счетчика в состояние 1001 (9 – входы S9). Двоично-десятичный счетчик (декаду) получают объединением выхода Q0 со счетным входом C2.

На базе этого счетчика можно построить делители частоты с коэффициентом деления, не равным 10 и 2. Для этого выходы Q0–Q3 соединяют со входами S9 или R0. При установке в счетчике определенного кода происходит его автоматический сброс. Очевидно, таким способом можно получить коэффициент деления, двоичный код которого содержит

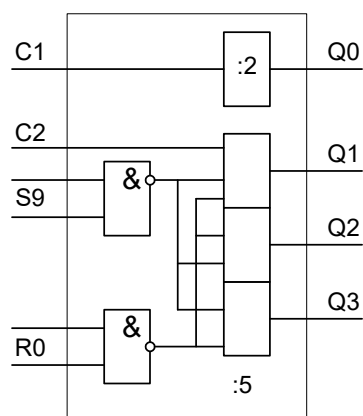


Рис. 6.25

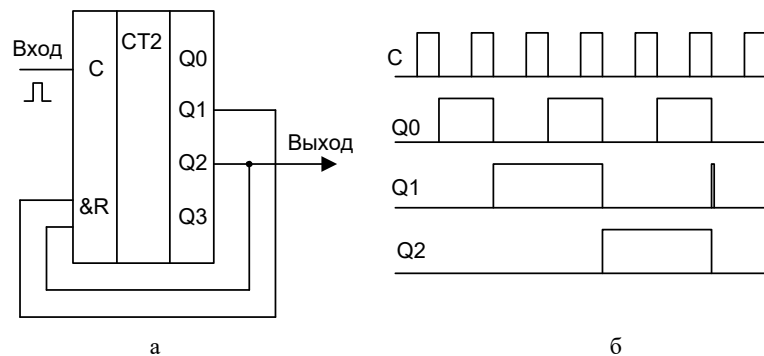


Рис. 6.26. Делитель на 6

не более двух единиц, т.е. 3, 5, 6, 9. Включение микросхемы 155ИЕ2 в качестве делителя на 6 и временные диаграммы, поясняющие его работу показаны на рис. 6.26. На выходе Q1 на срезе шестого входного импульса наблюдается очень короткий импульс длительностью в десятки наносекунд.

Для построения делителей можно применять и двоичные счетчики. Чтобы получить всевозможные коэффициенты деления, можно использовать внешние логические схемы и входы параллельной загрузки, которые, как правило, всегда есть в современных счетчиках.

Рассмотрим структурные схемы и особенности работы некоторых цифровых измерителей ЧСС. Одним из распространенных приборов является ритмокардиомер РКМ-01, который входит в мониторинг кардиокомплекс, но может применяться и самостоятельно. Его измерительный цикл занимает 30 с. Чтобы получить ЧСС, число импульсов, поступивших на счетчик за указанный интервал времени, надо удвоить. Наиболее просто это сделать, не производя деления на 2 в младшей декаде счетчика. Для этого случая как раз подходит счетчик 155ИЕ2, у которого в младшей декаде используется только делитель на 5. Структурная схема цифровой части ритмокардиомера РКМ-01 показана на рис. 6.27. Она содержит таймер, счетчик (три декады), регистр, схему формирования сброса и загрузки. Таймер тактируется импульсами с частотой сети и вырабатывает один им-

$$\text{пульс за интервал времени 30 секунд } f_T = \frac{50}{10 \cdot 10 \cdot 3 \cdot 5} = \frac{1}{30} \text{ (Гц)}.$$

В течение этого интервала счетчик подсчитывает импульсы, поступающие от ДП. За два такта до окончания цикла измерения таймер принимает состояние (начиная с младшего делителя): 1000 1001 10

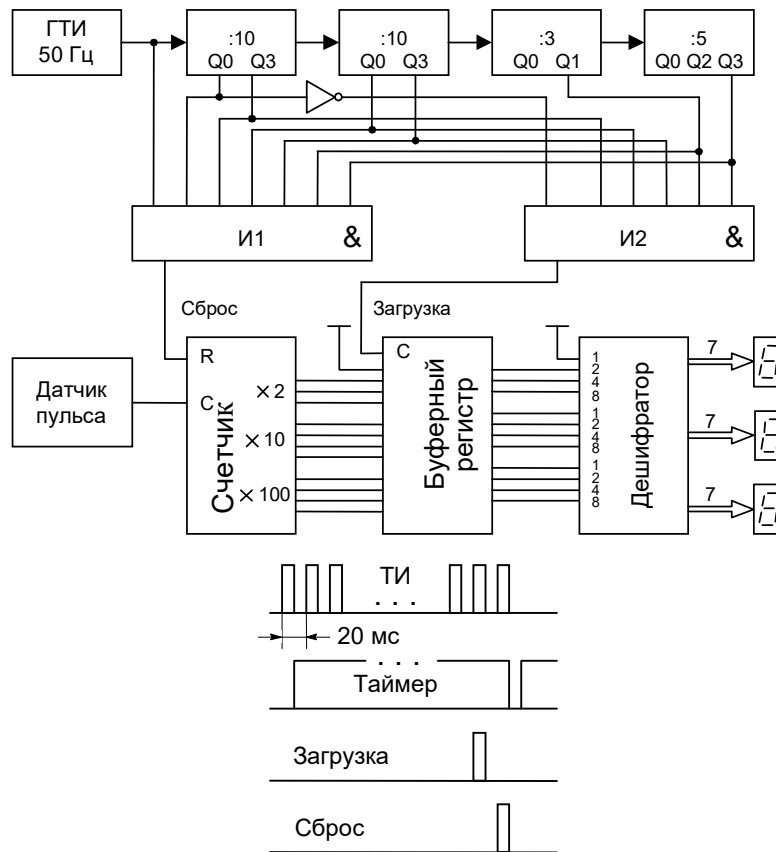


Рис. 6.27. Цифровой измеритель ЧСС с интервалом 30 с

100. При этом от схемы И2 на регистр поступает импульс загрузки и содержимое счетчика переписывается в регистр. На предпоследнем такте в младшем делителе таймера появляется число 1001, и с приходом последнего тактового импульса схема И1 сбрасывает счетчик, а по окончании тактового импульса сбрасывается и таймер. Таким образом, в регистре хранится информация о ЧСС за предыдущий цикл измерения. Из описания принципа действия понятно, что показания ритмокардиометра представляют собой четные числа и, следовательно, погрешность определения ЧСС равна  $\pm 2 \text{ мин}^{-1}$ .

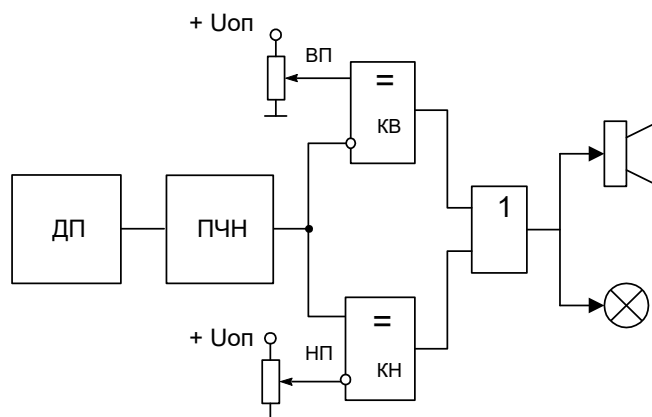


Рис. 6.28

Сложные цифровые ритмокардиометры обычно содержат и устройства тревожной сигнализации, которая включается при нарушениях сердечного ритма. В аппарате РКМ-01 такое устройство служит для подачи светового и звукового сигнала при выходе ЧСС за установленные нижний и верхний пределы или при остановке сердца. Узел формирования сигнала тревоги показан на рис. 6.28.

Импульсы от ДП, например выделителя R-зубца, поступают на преобразователь частота-напряжение (ПЧН) и от него – на компараторы верхнего и нижнего пределов ЧСС, которые представляют собой некоторые уровни напряжения. При выходе ЧСС за установленные пределы срабатывает один из компараторов и включается сигнализация.

Если измерение ЧСС производится за интервал времени меньший 30 с, то необходимо "размножить" импульсы ДП. Например, если интервал времени измерения равен 10 с, то на каждый импульс датчика нужно вырабатывать 6 импульсов. Такой умножитель можно построить на базе делителя на 6 (рис. 6.29).

Импульс от ДП устанавливает триггер в состояние "1", и импульсы от генератора тактовых импульсов (им может быть какой-либо из делителей таймера) поступают на счетный вход С счетчика. После шестого тактового импульса триггер и счетчик (с некоторой задержкой) сбрасываются. С приходом очередного импульса от датчика все повторяется. В остальном, структурная схема измерителя ЧСС может быть аналогичной представленной на рис. 6.27.

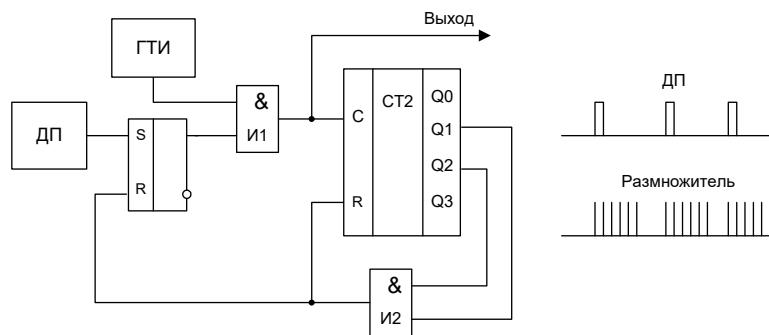


Рис. 6.29. Умножитель на 6 числа импульсов ДП

Легко заметить, что погрешность такого измерителя неодинакова для разных ЧСС. Если частота тактовых импульсов достаточно велика, то для ЧСС, кратных 6, погрешность равна нулю. Для прочих ЧСС измеренная величина определяется по формуле

$$\text{ЧСС}_{\text{изм}} = 6 \left( \left[ \frac{\text{ЧСС}}{6} \right] + 1 \right),$$

где  $\left[ \frac{\text{ЧСС}}{6} \right]$  – целая часть этого отношения.

Например:

- для  $30 < \text{ЧСС} < 36$   $\text{ЧСС}_{\text{изм}} = 36$ ; при этом погрешность измерения для  $\text{ЧСС} = 31$  уд./мин составит +16 %;
- для  $66 < \text{ЧСС} < 72$   $\text{ЧСС}_{\text{изм}} = 72$ , а погрешность измерения для  $\text{ЧСС} = 67$  уд./мин будет равна +7,5 %.

Погрешность измерения можно уменьшить хотя бы в некотором интервале ЧСС, выбрав соответствующим образом частоту тактовых импульсов. Ее нужно выбрать из условия

$$F_{\text{ТИ}} = 6 \left( \frac{\text{ЧСС}_{\text{max}}}{60} \right) = \frac{\text{ЧСС}_{\text{max}}}{10},$$

т.е. так, чтобы на одном R–R–интервале уместилось шесть периодов тактовой частоты.

Если принять  $\text{ЧСС}_{\text{max}} = 180$  1/мин, то получим  $F_{\text{ТИ}} = 18$  Гц.

Следовательно, шесть тактовых импульсов займут 0,33 с. Выясним теперь, какова будет погрешность при измерении ЧСС = 67 уд./мин. После того как от датчика поступит 11 импульсов, до конца интер-

вала измерения останется время  $t = 10 - \frac{660}{67} = 0,15$  с.

За это время успеет пройти два тактовых импульса и  $ЧСС_{изм}$  будет равна 68, а погрешность составит всего 1,5 %. Будет она небольшой и при более высоких ЧСС. Однако на низких ЧСС повышения точности не будет, поэтому в измерителях ЧСС мониторов скорой помощи, где погрешность 16 % нежелательна, применяют специальные схемы коррекции (достаточно сложные), которые позволяют снизить погрешность до 1 мин<sup>-1</sup>.

Существуют также цифровые измерители ЧСС мгновенной (текущей) ЧСС за один период сокращения. Они называются ритмокардиовозометрами. Эти устройства, выполненные на аппаратном уровне, весьма оригинальны по своим решениям, но содержат большое количество микросхем. Они измеряют ЧСС на основе алгоритма "60/T<sub>с</sub>" и применяются при длительном наблюдении сердечного ритма.

Все рассмотренные выше устройства для измерения ЧСС были разработаны и выпущены в "домикропроцессорную" эпоху. Сейчас, благодаря доступности и большому ассортименту микропроцессорных устройств, стало возможным изготавливать различные средства для всестороннего контроля сердечного ритма. Они могут измерять как мгновенное значение ЧСС по алгоритму "60/T<sub>с</sub>", так и среднее за несколько периодов. Опасными являются такие нарушения сердечного ритма, как выпадение QRS-комплекса и экстрасистолия.

Экстрасистолия представляет собой вид аритмии, когда один из периодов оказывается примерно на 20% короче, а последующий – на 20% длиннее среднего значения. При этом R-зубец ЭКГ получается аномально большим. Частое повторение экстрасистол (более трех в минуту) грозит обернуться фибрилляцией желудочков. Аналоговые или цифровые аппаратные средства для контроля названных нарушений сердечного ритма чрезвычайно сложны. На программно-аппаратном уровне с применением микро-ЭВМ это решается сравнительно просто, не говоря уже о комплексах для мониторинга с применением ПЭВМ.

### 6.3 Реографы

**Реография** — это графическая регистрация изменения сопротивления живых тканей или органов, обусловленного пульсовыми или медленными колебаниями их кровенаполнения. Регистрация медленных колебаний сопротивления называется также реоплетизмографией. Одной из основных задач реографии является количественная оценка гемодинамических параметров по результатам измерения электрического сопротивления изучаемого сегмента тела.

Метод реографии основан на косвенном измерении сопротивления крови. Электрическое сопротивление участка кровеносного сосуда длиной  $l$  и сечением  $S$  определяется по формуле

$$R_K = \rho_K \frac{l}{S} \quad (6.3)$$

где  $\rho_K$  — удельное сопротивление крови (150–156 Ом·см).

Учитывая, что объем этого участка сосуда равен  $V = S \cdot l$ , формулу (6.3) можно записать в виде  $R_K = \rho_K \frac{l^2}{V}$ , откуда

$$V = \rho_K \frac{l^2}{R_K}. \quad (6.4)$$

При прохождении пульсовой волны объем сосуда изменяется:

$$\Delta V = -\rho_K l^2 \frac{\Delta R_K}{R_K^2}. \quad (6.5)$$

Таким образом, зная изменение сопротивления крови, можно рассчитать объем крови, проходящей за один удар сердца через данный участок сосуда.

Однако на практике измеряется не сопротивление крови, а результирующее сопротивление сегмента (объекта), образованное параллельным соединением сопротивления крови и сопротивления тканей (рис.

6.30). Оно равно  $R_O = \frac{R_K R_T}{R_K + R_T}$ . Сопротивление тканей при колебаниях кровенаполнения можно считать неизменным.

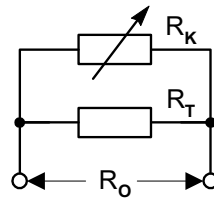


Рис. 6.30

Тогда изменение сопротивления объекта  $R_O$

$$\Delta R_O = \frac{R_T^2 \Delta R_K}{(R_K + R_T)^2} \text{ или } \Delta R_O = \Delta R_K \frac{R_T^2 R_K^2}{R_K^2 (R_K + R_T)^2} = \frac{\Delta R_K R_O^2}{R_K^2},$$

откуда  $\frac{\Delta R_K}{R_K^2} = \frac{\Delta R_O}{R_O^2}.$

С учетом этого равенства формулу (6.5) можно переписать в виде

$$\Delta V = -\rho_K l^2 \frac{\Delta R_O}{R_O^2}. \quad (6.6)$$

Таким образом, пульсовое изменение объема крови вычисляется по величинам измеренного сопротивления сегмента тела и изменениям этого сопротивления.

Сопротивление измеряют на переменном токе частотой 30–120 кГц и величиной 2–20 мА. Выбор этих параметров обусловлен зависимостью от частоты болевого порога для электрического тока и тем обстоятельством, что с повышением частоты тока уменьшается переходное сопротивление "электрод-кожа". На высоких частотах сопротивление тканей имеет активную и емкостную составляющие и его моделируют в виде параллельного или последовательного соединения активного сопротивления и емкости (рис. 6.31). Различные исследователи по-разному оценивают эти составляющие, но большинство сходится в мнении, что емкостная составляющая в диапазоне частот 30–120 кГц незначительна и сопротивление имеет в основном активный характер.

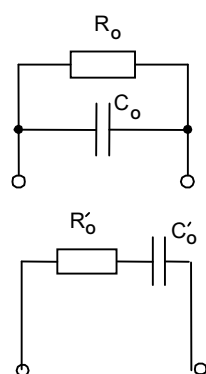


Рис. 6.31

Существует два основных метода измерения сопротивления участка тела: компенсационный, или мостовой, и зондирующий – по падению напряжения на участке при заданном токе или по величине тока при заданном напряжении. По количеству электродов, устанавливаемых на одном сегменте, различают биполярные и тетраполярные методы. Понятно, что мостовые методы – биполярные, а зондирующие могут быть и

биполярными и тетраполярными. Электроды могут быть плоскими (реоэнцефалография, реография почек, печени) и кольцевыми (реография конечностей, грудной клетки).

В мостовой схеме измерения (см. рис. 6.35) объект исследования включается в одно из плеч моста. Смежное плечо содержит активное сопротивление и емкость и соответствует параллельной модели импеданса сегмента тела. Балансировка моста осуществляется вручную или автоматически с помощью потенциометра  $R_{II}$ . В состоянии баланса выполняется соотношение

$$R_1 Z_2 = R_2 Z_O \text{ или } R_1 Z_2 \cdot e^{j\varphi_2} = R_2 Z_O \cdot e^{j\varphi_O} .$$

откуда следует, что для баланса необходимо выполнение двух условий  $R_1 Z_2 = R_2 Z_O$  и  $\varphi_O = \varphi_2$ .

Выполнение второго условия обеспечивается в некоторых реографах регулировкой емкости. При прохождении пульсовой волны сопротивление объекта меняется и мост разбалансируется, при этом на измерительной диагонали возникает напряжение

$$U_{\text{вых}} = \frac{R_1 Z_2 - R_2 Z_O}{(R_1 + Z_2)(R_2 + Z_O)} U_2 . \quad (6.7)$$

Расчеты и опыт показывают, что пульсовое изменение сопротивления сегмента очень мало. При среднем значении сопротивления 100–200 Ом это изменение составляет 0,05%, т.е. 0,05–0,1 Ом.

Если считать все сопротивления моста активными и равными, то из формулы (6.7) получим выходное напряжение моста:

$$U_{\text{вых}} = \frac{R(R + \Delta R) - R^2}{4R^2} U_2 = \frac{\Delta R}{4R} U_2 .$$

Приняв  $I_{00} = 10$  мА, а  $Z_{00}$  и все остальные сопротивления моста равными 100 Ом, найдем  $U_2 = 2$  В и при  $\Delta R/R = 5 \cdot 10^{-4}$  получим  $U_{\text{вых}} = 0,25$  мВ. Это очень слабый сигнал, и для его усиления необходим усилитель с малыми собственными шумами.

Зондирующие методы измерения по биполярной (а) и тетраполярной (б) методикам представлены на рис. 6.32. В первом случае одни и те же электроды используются и для подвода зондирующего тока, и для съема сигнала. Изменение падения напряжения между электродами определяется как:

$$\Delta U = \Delta(I_0 R_O) = I_0 \Delta R_O + R_O \Delta I_0 \text{ или } \frac{\Delta U}{I_0 R_O} = \frac{\Delta R_O}{R_O} + \frac{\Delta I_0}{I_0} . \quad (6.8)$$

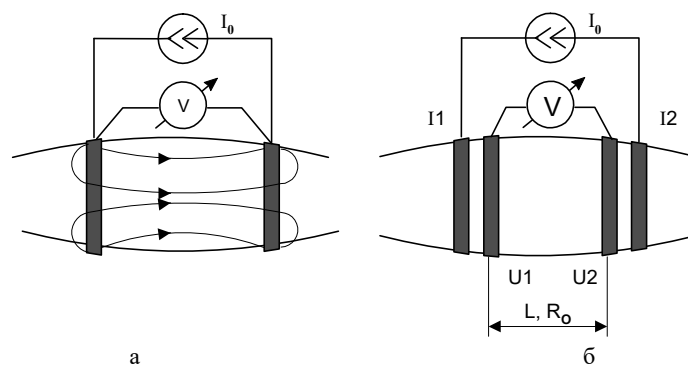


Рис. 6.32. Зондирующие методики реографии

Вторая составляющая в формуле (6.8) является ошибкой вследствие нестабильности тока. Она должна быть по крайней мере на порядок меньше  $\frac{\Delta R_O}{R_O}$ , т.е. иметь величину  $5 \cdot 10^{-5}$ . Это говорит о том, что ток зондирующего источника должен быть очень стабильным.

Недостатками биполярного метода являются влияние артефактов и возникающие при этом помехи, а также наличие краевого эффекта, вследствие чего длина исследуемого сегмента определена недостаточно точно. По этой причине чаще применяется тетраполярная методика. Здесь ток подается через одни электроды, а напряжение снимается с других электродов.

Важнейшее требование, предъявляемое к реографам – электрическая безопасность пациента. Выполнение этого требования облегчается тем, что частота зондирующего тока достаточно высока, и его можно подводить к пациенту, а также снимать сигнал через малогабаритные трансформаторы, обеспечивая тем самым гальваническую развязку.

Реографы выполняют, как правило, многоканальными (2–8 каналов) для того, чтобы можно было сравнивать гемодинамические параметры различных участков тела. Обычно с помощью реографа предусматривается контроль постоянной составляющей сопротивления участка тела и его медленных изменений (реоплетизмограмма), пульсовых изменений сопротивления (реограмма) и её первой производной (дифференциальная реограмма). Типичные виды реограммы и дифференциальной реограммы приведены на рис. 6.33. Обычно реограмма снимается одновременно с кардиограммой.

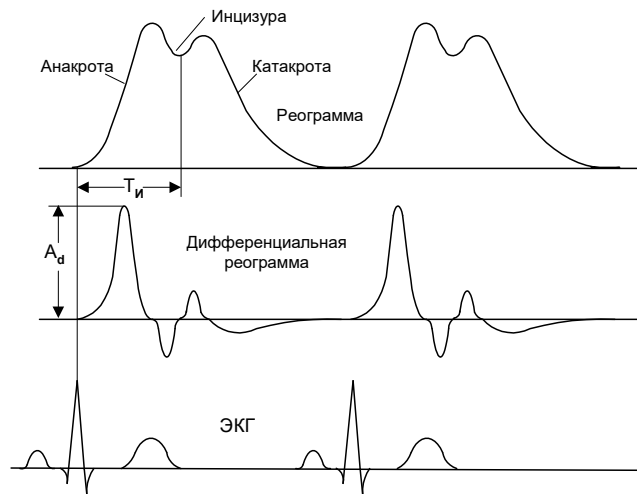


Рис. 6.33. Реограмма и дифференциальная реограмма

Важнейший параметр гемодинамики, получаемый с помощью реографии, – ударный объем крови (УОК). Он представляет собой объем крови, проходящей через определенный участок сосуда (группы сосудов), и определяется по формуле Найбора–Кубичека

$$УОК = \rho_k \frac{l^2}{Z_0^2} A_d T_u, \quad (6.9)$$

где  $\rho_k$  – удельное сопротивление крови;  $l$  – расстояние между сигнальными электродами;  $Z_0$  – средний импеданс сегмента;  $A_d$  – максимальная амплитуда дифференциальной реограммы, пропорциональная скорости движения пульсовой волны;  $T_u$  – время изгнания крови из сердца.

На рис. 6.34 показано реографическое отведение по тетраполярной методике (по Найбору), позволяющее определить УОК сердца. Измерение производят на задержанном вдохе или выдохе. Для подвода тока и съема сигнала (напряжения) используют ленточные электроды.

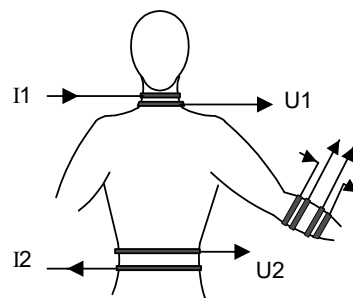


Рис. 6.34

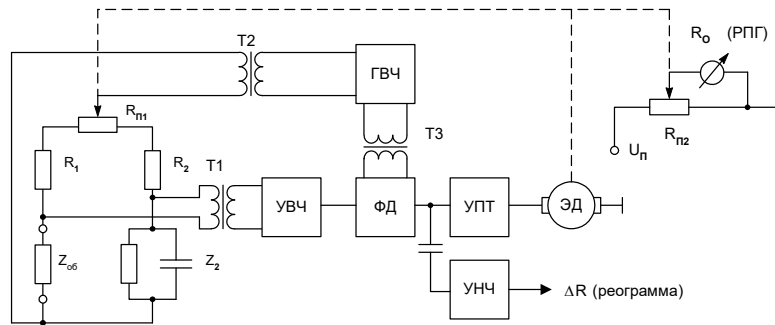


Рис. 6.35. Реограф с мостовой измерительной цепью

Первые реографы были мостовыми с ручной или автоматической балансировкой. На рис. 6.35 приведена структурная схема реоплетизмографа РПГ2-01 (“Биофизприбор”, О.Е. Гузев). При разбалансе измерительного моста, питаемого от генератора ГВЧ, на его измерительной диагонали появляется напряжение, изменяющееся по амплитуде и по фазе. Оно усиливается УВЧ и поступает на фазовый детектор (ФД). После фильтрации напряжение постоянного тока поступает на электродвигатель, который приводится во вращение и, перемещая движок потенциометра  $R_{п1}$ , балансирует мост. Одновременно перемещается движок потенциометра  $R_{п2}$ , к которому подключен измерительный прибор, показывающий постоянное сопротивление объекта (реоплетизмограмма). Предварительно реограф калибруется с помощью какого-либо известного сопротивления, включаемого вместо  $Z_{об}$ . Быстрые изменения сигнала, вызванные пульсовыми колебаниями сопротивления, усиливаются УНЧ, на выходе которого формируется реограмма.

В дальнейшем были разработаны мостовые реографы с электронной балансировкой, например многоканальный реограф 4РГ-01. Основу его измерительной цепи составляет кольцевой демодулятор. На рис. 6.36 приведена схема, поясняющая его работу. Токи  $i_1$  и  $i_2$  проходят по двум разным путям благодаря диодному мосту. Пути токов, соответствующие положительной полярности ВЧ сигнала, обозначены сплошными линиями, а отрицательной – штриховыми. Допустим  $R_{об} > R_{бал}$ , тогда положительная амплитуда  $i_1$  будет больше положительной амплитуды  $i_2$ . Для отрицательной полярности соотношение меняется. Пульсации тока создают пульсации напряжения на резисторах  $R$ , которые сглаживаются конденсаторами. В резуль-

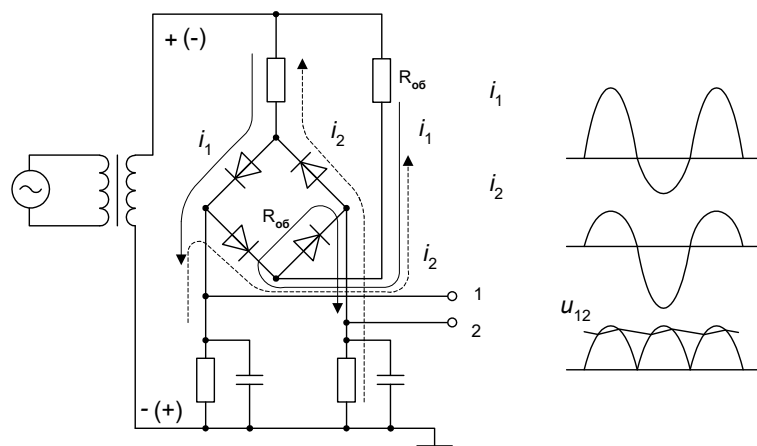


Рис. 6.36. Кольцевой демодулятор

тате между точками 1, 2 появится постоянное напряжение  $U_{12}$ , которое регистрируется прибором, а пульсовое изменение этого напряжения передается на дифференциальный усилитель.

Недостатком реографа 4РГ-01 является гальваническая связь объекта с демодулятором и усилителем. Это приводит к необходимости применения отдельного источника питания для каждого канала, хорошо изолированного от сети.

В реографах предусматривается ручная или автоматическая калибровка постоянной и переменной составляющей сопротивления, которая производится однократно или непрерывно в процессе измерения. Для калибровки постоянной составляющей вместо  $Z_{об}$  включают известное сопротивление. Для калибровки переменной (пульсовой) составляющей последовательно с  $Z_{об}$  включают некоторое сопротивление, которое изменяется на 0,1 Ом. Это изменение производится автоматически с помощью реле (геркона). Причем импульсы калибровки наносятся на неинформативные участки реограммы. Есть также способ калибровки с помощью управляемого сопротивления, изменяемого по гармоническому закону с частотой 1,59 Гц (10 рад/с). Для нанесения калибровочного сигнала съём реограммы приостанавливается.

Разрабатывались также реографы с гармоническими источниками зондирующего тока и избирательными (резонансными) усилителями. Они могут иметь разные рабочие частоты каналов (двухканальный реоплетизмограф РПГ-202) или одинаковые, т.е. с общим генератором (Медицинская техника. 1975. № 5). В них ВЧ несущая

модулируется пульсовым сигналом, затем детектируется амплитудным детектором и усиливается УНЧ и УПТ. При зондировании гармоническими токами возникают трудности с их стабилизацией, сказывается нестабильность частоты генераторов и расстройка резонансных контуров.

Наиболее перспективными считаются реографы с импульсным зондирующим током и тетраполярной системой электродов. Амплитуду импульсных токов легче стабилизировать, а для надежной селекции каналов можно использовать синхронные детекторы. К таким реографам относится прибор Р4-02. Он имеет четыре канала, содержащих блоки реограмм, дифференциальных реограмм и реоплетизмограмм. Есть также общий блок усиления кардиосигнала.

На рис. 6.37 приведена функциональная схема аналоговой части одного канала реографа Р4-02. Задающий генератор представляет собой мультивибратор с нестабилизированной частотой. Импульсы зондирующего тока формируются транзисторным каскадом с глубокой отрицательной ОС по току и передаются на объект через трансформатор Т1 и разделительные конденсаторы. Сигнал снимается с электродов "U1, U2" также через разделительные конденсаторы и трансформатор Т2.

Тем самым обеспечивается высокая степень безопасности пациента. С вторичной обмотки трансформатора Т2 высокочастотный сигнал поступает на синхронный детектор, выполненный по двухтактной схеме рис. 4.20. С фильтра  $R_{\phi 1}, C_{\phi 1}$  колебания напряжения, пропорциональные пульсовым изменениям сопротивления, поступают на вход дифференциального усилителя (ДУ), на выходе которого формиру-

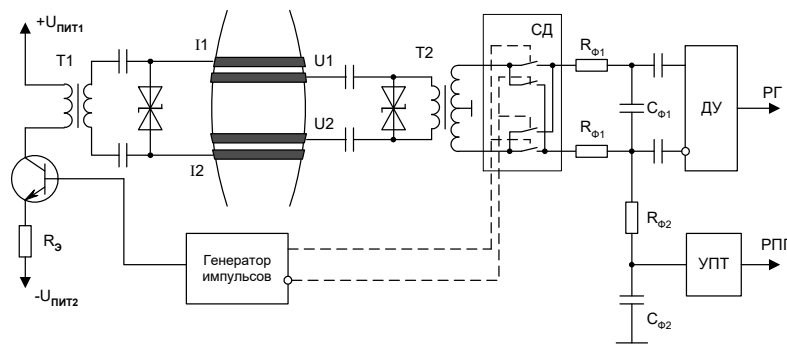


Рис. 6.37. Реограф с зондирующими токами

ется реограмма. С выхода фильтра  $R_{\phi 2}, C_{\phi 2}$  с большой постоянной времени на УПТ поступает постоянная составляющая, пропорциональная среднему сопротивлению объекта (реоплетизмограмма). Для получения дифференциальной реограммы выходные сигнал ДУ подают на дифференцирующее устройство.

Оценим величины параметров выходного каскада и погрешности из-за нестабильности тока,

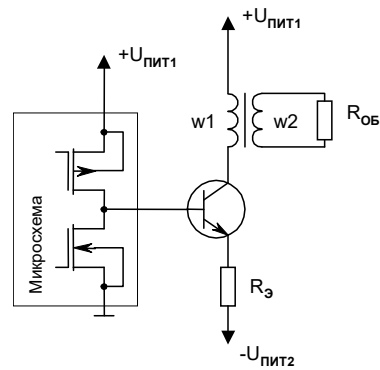


Рис. 6.38

воспользовавшись расчетной схемой рис. 6.38. Транзисторный каскад управляется генератором на микросхемах типа КМОП (показан оконечный каскад микросхемы). Достоинством такого генератора является то, что выходные уровни сигнала  $U^1$  и  $U^0$  равны практически  $U_{\Pi}$  и нулю и поэтому стабильны. Числа витков первичной и вторичной обмоток трансформатора обычно выбирают одинаковыми, поэтому из соотношения  $i_1 W_1 = i_2 W_2$  получаем  $i_1 = i_2$ . Индуктивность обмоток определяют из условия незначительного спада вершины импульса тока при заданной частоте. Например, для частоты  $f = 40$  кГц

и  $R_{об} = 200$  Ом, используя формулу (5.2) и задавая  $\frac{\Delta I_m}{I_m} = 0,1$ , най-

дем  $L = 12,5$  мГн. Трансформаторы выполняют на кольцевых ферритовых сердечниках, например, типа НМ2000 (относительная магнитная проницаемость 2000).

Амплитуда импульсов тока определится из соотношений:

$$I_m = \frac{I_{к \max} - I_{к \min}}{2}, \quad (6.10)$$

$$I_{к \max} = \frac{U^1 - U_{бэ} + U_{н2}}{R_3}, \quad I_{к \min} = \frac{U^0 - U_{бэ} + U_{н2}}{R_3},$$

где  $U^1, U^0$  – высокий и низкий уровни выходного напряжения логического элемента.

Из соотношений (6.10) находим:

$$I_m = \frac{U^1 - U^0}{2R_3}. \quad (6.11)$$

Из формулы (6.11) следует, что амплитуда зондирующего тока весьма стабильна.

В заключение данного раздела приводим основные параметры некоторых типов реографов (табл. 6.2).

Таблица 6.2

Параметры реографов

Параметр	РПГ2-02	РГ4-01	4РГ-01	Р4-02
Количество каналов	2	4	4	4
Диапазон измерения базового сопротивления, Ом	10-100	30-1100	25-500	10-250
Чувствительность, мВ/Ом	20	25-100	20	20
Рабочая частота, кГц	40;100	79;57;46;34	120	100;70;50;40
Ток через объект, мА	2	3	2,5	2

## 7 ПРИБОРЫ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ФУНКЦИЙ ВНЕШНЕГО ДЫХАНИЯ

Исследования функций внешнего дыхания проводят в целях выявления заболеваний дыхательных путей и легких. В мониторинговых комплексах ограничиваются контролем наличия дыхания (его частоты). Основными средствами исследования дыхательных функций являются спирометры и спирографы. Они позволяют определять полный объем легких при выдохе или вдохе, так называемую жизненную емкость легких (ЖЕЛ) или форсированную жизненную емкость при быстром выдохе (ФЖЕЛ), объем форсированного выдоха за первую секунду (ОФВ1), максимальную объемную скорость потока (МОС) в л/с, отношение ОФВ1 к ФЖЕЛ (проба, или число Тиффно). С помощью спирографов можно также определить объемную скорость потребления кислорода.

Спирографические и спирометрические исследования обязательно проводят при массовой диспансеризации населения, а также при профилактике неспецифических заболеваний легких. Наиболее значительным прогностическим показателем является ОФВ1. При его уменьшении на 82 мл за один год есть 95 % вероятности развития прогрессирующего бронхита. По величине числа Тиффно можно судить о наличии бронхиальной обструкции (0,9 и менее).

Спирометры и спирографы отличаются конструкцией и принципом действия. Наиболее просты водяные и сухие спирометры (спироволюметры). Водяной спирометр СГ-1М (рис. 7.1)

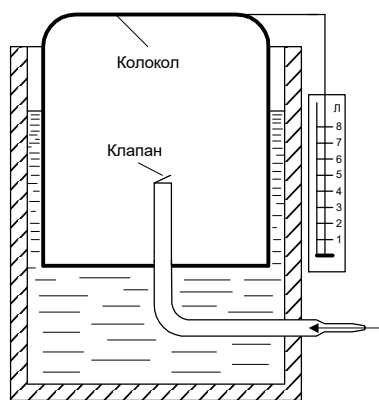


Рис. 7.1. Водяной спироволюметр

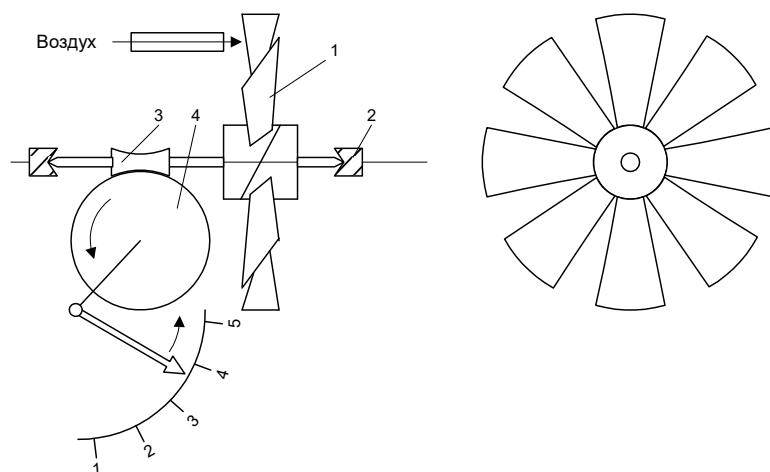


Рис. 7.2. Аэродинамический спирометр

представляет собой сосуд, в котором сверху дном плавает колокол, посредством нити связанный с указателем и поднимающийся при поступлении в него выдыхаемого воздуха. По достижении высшей точки цилиндр фиксируется в этом положении благодаря клапану. По окончании измерения избыток воздуха, находящегося под колоколом, стравливается отжатием клапана. Выпускается также более совершенный водяной волноспирометр ВСВ-01.

В спортивной медицине используется аэродинамический спирометр ССП (рис. 7.2). Здесь выдыхаемый воздух приводит во вращение турбинку 1, ось которой закреплена в подшипниках 2 (часовые камни). На оси находится червяк 3, вращающий червячное колесо 4 и стрелочный указатель. Показания прибора (объем выдыхаемого воздуха в литрах) не зависят от скорости выдоха. После измерения стрелка возвращается в исходное положение механизмом сброса.

Широко распространены сухие спирометры Метатест-1 и Метатест-2 (рис. 7.3). Они представляют собой сильфоны из силиконовой резины и обладают малой инерционностью. Обследуемый дышит воздухом, заключенным в сильфоне. Сильфон связан с пером, которое вычерчивает спирограмму на движущейся бумаге. По спирограмме можно определить также объемную скорость воздуха. Объем сильфона достаточен для нормального дыхания в течение 1 мин. Аппарат содержит блок поглощения углекислого газа, с помощью которого определяется объемная скорость потребляемого кислорода.

Наибольшее распространение в спирометрии получили приборы, в которых в качестве первичного преобразователя используется расходомерная трубка (трубка Флейша). Ее действие основано на зависимости перепада давления на некотором отрезке трубки от скорости (или расхода) воздушного потока. Устройство и принцип работы трубки Флейша поясняет рис. 7.4. Она состоит из решетки, помещенной в корпус из нержавеющей стали или пластмассы. По краям цилиндрического участка расположены патрубки, которые гибкими шлангами соединяются с преобразователем давления в напряжение (ПДН). Решетка представляет собой ажурную конструкцию, получаемую методом контактной сварки или другим способом и разбивающую сечение трубки на отдельные независимые каналы.

Давление в потоке воздуха, проходящего сквозь решетку, убывает в направлении движения вследствие вязкого трения воздуха о стенки отдельных каналов. Если воздух движется по трубке круглого сечения, то его расход определяется по формуле

$$Q = \frac{\pi \cdot R^4 \cdot \Delta P}{8 \cdot \eta \cdot l}, \quad (7.1)$$

где  $\eta$  – вязкость воздуха;  $\Delta P = P_1 - P_2$  – перепад давлений;  $l$  – длина участка.

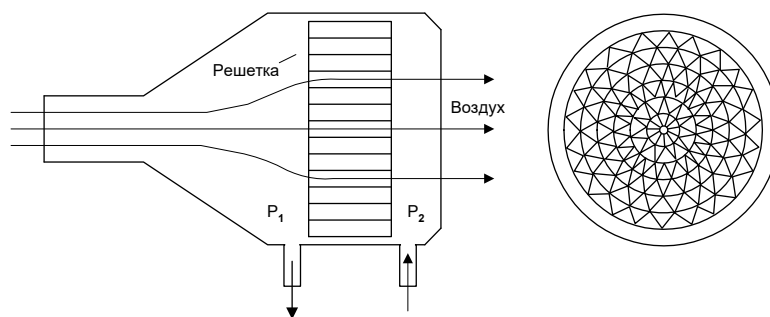


Рис. 7.4. Расходомерная трубка Флейша

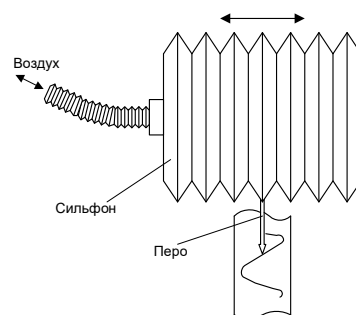


Рис. 7.3. Спирограф «Метатест»

В первом приближении реальные каналы можно заменить трубками круглого сечения, исходя из соотношения

$$S_T = n\pi R^2,$$

где  $S_m$  – рабочее сечение трубки Флейша;  $n$  – количество каналов (ячеек);  $R$  – эквивалентный радиус сечения канала.

Пользуясь этим соотношением и учитывая, что полный расход  $Q_T = Q \cdot n$ , получим формулу расхода в л/с:

$$Q_n = \frac{S_T^2 \Delta P}{8n\pi\eta l}. \quad (7.2)$$

Величина

$$K_T = \frac{8n\pi\eta l}{S_T^2} \quad (7.3)$$

представляет собой коэффициент преобразования трубки Флейша. На выходе ПДН получают электрический сигнал, пропорциональный расходу

$$Q_T = K_T K_{II} U_{\text{вых}}, \quad (7.4)$$

где  $K_{II}$  – коэффициент преобразования ПДН.

*Рассмотрим пример.* Пусть сечение трубки Флейша  $S_T = 20 \text{ см}^2$ , число ячеек решетки  $n = 2000$ , длина решетки  $l = 3 \text{ см}$ .

При вязкости воздуха  $\eta = 1,8 \cdot 10^{-5} \text{ Па} \cdot \text{с}$  по формуле (7.3) находим  $K_T = 9 \text{ Па} \cdot \text{с/л}$ .

Следует иметь в виду, что усилие, воздействующее на рабочую поверхность ПДН, будет очень маленьким. Так, даже при объемной скорости выдыхаемого воздуха 10 л/с, что встречается крайне редко, перепад давления в трубке Флейша будет составлять 90 Па (это меньше 1 мм рт.ст.). По этой причине ПДН должен обладать высокой чувствительностью. Этому требованию отвечают мостовые тензорезистивные преобразователи с полупроводниковыми тензорезисторами и емкостные преобразователи мембранного типа. Последние отличаются особо высокой чувствительностью.

Конструкция емкостного преобразователя показана на рис. 7.5. Он размещен в корпусе 1 из пластмассы или фарфора. Корпус состоит из двух половин. На их внутренних поверхностях напылены неподвижные обкладки конденсаторов 2, а подвижные – на мембране 3, причем каждая обкладка состоит из двух изолированных половин. Емкости между мембраной и неподвижными обкладками соединены в мост.

Перепад давления от трубки Флейша через отверстия в корпусе преобразователя подводится к мембране с одной или другой стороны в зависимости от направления воздушного потока. При этом емкости в соседних плечах моста получают приращения разного знака и равновесие моста нарушается. Чувствительность преобразователя (коэффициент преобразования) определяется из следующих соотношений:

$$K_{II} = \frac{\Delta U}{\Delta P}; \Delta U = U_n \frac{\Delta C}{C}; C = \frac{\epsilon_a S}{x},$$

где  $x$  – расстояние между обкладками.

Отсюда находим  $\Delta C = -\frac{\epsilon_a S}{x^2} \Delta x$ . Учитывая, что  $\Delta x = \frac{S \Delta P}{W_m}$ , где  $S$  – площадь обкладок;  $W_m$  – жесткость мембраны, окончательно получаем:

$$K_{II} = \frac{S U_n}{W_m x}. \quad (7.5)$$

Дальнейшее преобразование сигнала будет зависеть от принятого способа преобразования: аналогового или цифрового. Ввиду того, что объем воздуха, прошедшего через трубку Флейша за неко-

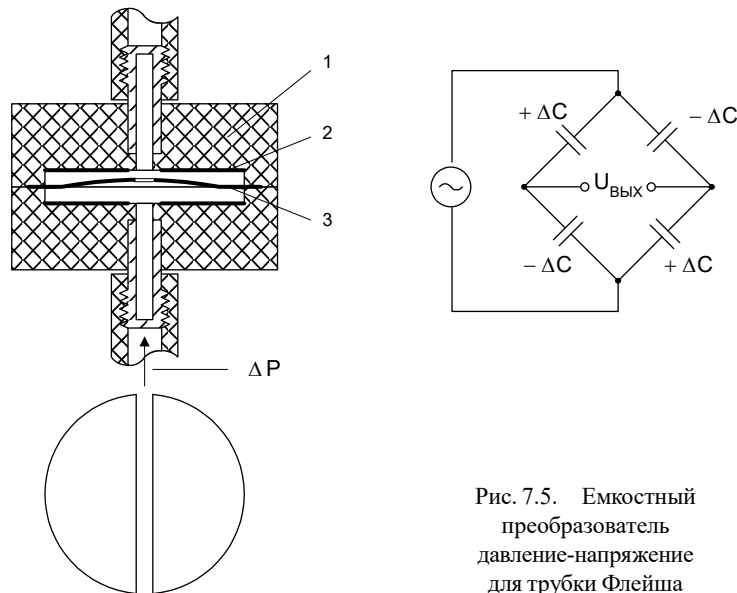


Рис. 7.5. Емкостный преобразователь давление-напряжение для трубки Флейша

торое время, определяется как  $V = \int_0^t Q_r dt$ , прибор аналогового типа

должен иметь интегратор. Максимальная объемная скорость может фиксироваться пиковым детектором как максимум выходного напряжения усилителя.

Структурная схема спирометра аналогового типа приведена на рис. 7.6. ПДН емкостного типа запитывается от генератора импульсов высокой частоты. С измерительной диагонали сигнал поступает на повторители П1 и П2 с большим входным сопротивлением. Частоту генератора нужно выбирать так, чтобы сопротивление емкостей преобразователя было намного меньше входного сопротивления повторителей. Емкости преобразователя очень малы – около 10 пФ. При частоте генератора 70 кГц входное сопротивление преобразователя будет равно 230 кОм. Входное сопротивление повторителя должно быть, по крайней мере, в 10 раз больше этой величины.

Далее ВЧ-сигнал демодулируется синхронным детектором (СД) (электронные ключи), управляемым тем же генератором, и усиливается дифференциальным усилителем (ДУ) на микросхеме DA1 с

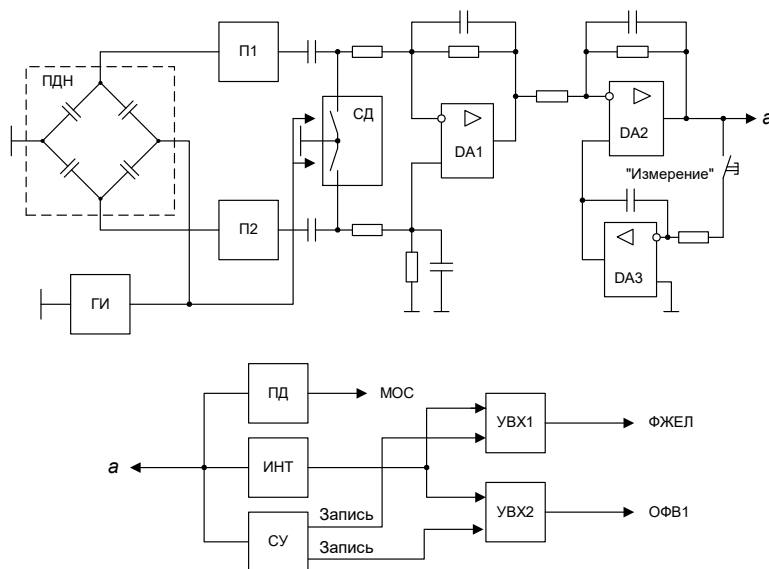


Рис. 7.6. Схема аналогового спирометра

одновременной фильтрацией (сглаживание ВЧ-пульсаций). Выходное напряжение дифференциального усилителя

$$U_{\text{вых}} = \frac{R_2}{R_1} \Delta U_m,$$

где  $\Delta U_m$  – изменение амплитуды выходного напряжения ПДН.

С выхода ДУ НЧ сигнал поступает на усилительный каскад с коррекцией нуля. С течением времени выходное напряжение усилителя может отклоняться от нуля вследствие дрейфа усилителя и разбаланса емкостного моста, причем вторая причина более существенна. Коррекция дрейфа происходит при нажатии кнопки «Измерение» (эта кнопка может называться «Обнуление»). Пока кнопка нажата, интегратор на ОУ DA3 интегрирует выходное напряжение DA2, т.е. отклонение от нуля. Так как интегратор включен в цепь отрицательной ОС, то это отклонение уменьшается, стремясь к нулю. Время обнуления составляет несколько мс. После отпускания кнопки на конденсаторе интегратора запоминается напряжение, равное отклонению нуля, которое компенсирует разбаланс, по крайней мере на время обследования одного пациента.

Далее сигнал поступает на пиковый детектор ПД (например по схеме рис. 4.16), интегратор (ИНТ) и схему управления (СУ). На выходе ПД фиксируется напряжение, пропорциональное максимальной объемной скорости (МОС). Напряжение интегратора, пропорциональное объему воздуха, запоминается в схемах УВХ1 и УВХ2, в которых хранится информация соответственно о величинах ФЖЕЛ и ОФВ1. Ее записью управляет СУ. Она вырабатывает импульс, соответствующий началу и концу выдоха (вдоха) для записи в схему УВХ1 и односекундный импульс записи для схемы УВХ2. Число Тиффно (отношение ОФВ1/ФЖЕЛ) может быть найдено с помощью аналогового делителя.

В цифровом варианте спирометра с микропроцессорной системой или сопряженного с ПЭВМ из всех узлов рассмотренной схемы могут отстать только ПДН и усилитель. Все остальные операции – определение МОС, обемов ОФВ1 и ФЖЕЛ, числа Тиффно и др. – могут осуществляться в цифровой форме после АЦ-преобразования аналогового сигнала усилителя.

В практике мониторинга тяжелобольных из всех параметров дыхания чаще всего контролируют его наличие и частоту. Используемые при этом датчики не должны причинять неудобства больно-

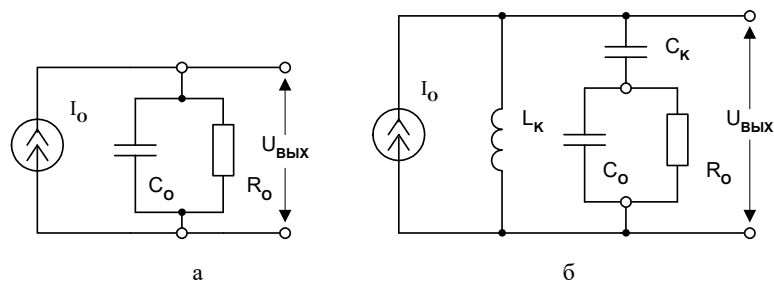


Рис. 7.7. Реографические датчики дыхания

му. Одним из распространенных методов контроля является реографический. На грудную клетку пациента накладывают ленточные электроды, к сегменту с сопротивлением  $R_0$  и емкостью  $C_0$  подводят стабильный переменный ток  $I_0$  (рис. 7.7, а). Во время дыхания изменяется сопротивление сегмента и выходной сигнал. Для повышения чувствительности объект включают в сегментную ветвь колебательного контура (рис. 7.7, б).

В мониторах скорой помощи контроль частоты дыхания осуществляют с помощью датчика на базе малоинерционного терморезистора. Он размещается в корпусе, который располагают вблизи носа (см. рис. 6.18). Датчик дыхания крепится к специальному шлему, который надевают на голову больному, внутри шлема размещается датчик пульса (см. разд. 6.2). При наличии дыхания сопротивление терморезистора изменяется: при выдохе оно уменьшается за счет тепла выдыхаемого воздуха, а при вдохе – увеличивается за счет охлаждения. Медленные колебания сопротивления терморезистора преобразуются в импульсы напряжения, частота которых измеряется аналоговым или цифровым частотомером.

## 8 УСТРОЙСТВА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ФУНКЦИИ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА

### 8.1 Методы исследования функции опорно-двигательного аппарата

Исследование функции опорно-двигательного аппарата (ОДА) человека представляет собой довольно сложную проблему. Сложность строения и большое количество выполняемых задач определяют достаточно большое количество методов исследования ОДА (рис. 8.1).



Рис. 8.1

## 8.2 Устройства для антропометрических исследований ОДА

Антропометрические исследования ОДА человека включают в себя измерение линейных, объемных, угловых и весовых параметров его отдельных сегментов. К сожалению, разработчики медицинской электроники не уделяют должного внимания этим методам исследования, поэтому измерения проводятся, в основном, различными механическими устройствами.

Наиболее известными антропометрическими устройствами, которые выпускают в электронном варианте, являются измерители веса. Основой таких устройств служит весоизмерительная платформа, установленная на тензодатчиках (тензорезисторах – ТР). Принцип действия тензодатчика основан на изменении его сопротивления в зависимости от величины его деформации (сжатия или растяжения), поэтому для обеспечения точности измерений тензодатчики необходимо наклеивать на упругий элемент с известными деформационными свойствами, например, сталь. На рис. 8.2. приведен график зависимости величины деформации стали от величины приложенной нагрузки. При проектировании измерительных устройств на тензодатчиках геометрические параметры упругого элемента рассчитывают таким образом, чтобы диапазон измеряемой нагрузки приходился на прямой участок графика деформации. Наиболее часто в качестве измерительных элементов используют тензокольца. На каждое кольцо обычно наклеивают 4 тензодатчика (по 2 на внешнюю и на внутреннюю стороны кольца) (рис. 8.3). При нагружении кольцо изгибается и сопротивление ТР изменяется: у внутренних ТР оно уменьшается, а у внешних – увеличивается. Опорная площадка устанавливается обычно на 4 (рис. 8.4, а) или 3 (рис. 8.4, б) тензокольца. Схема с тремя тензокольцами является предпочтительной, так как из школь-

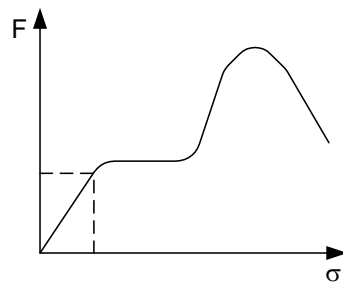


Рис. 8.2

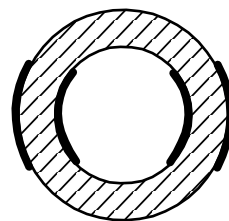


Рис. 8.3

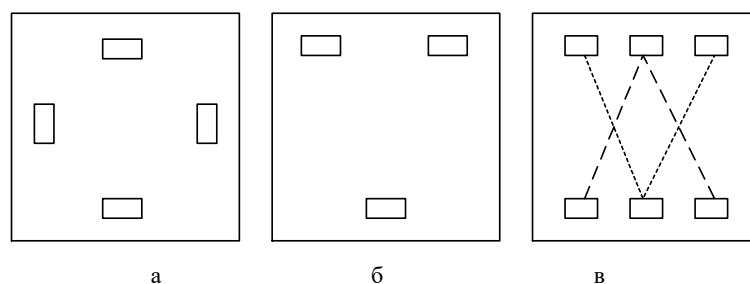


Рис. 8.4

ного курса геометрии известно, что через три точки можно провести только одну плоскость. Такая схема монтажа обеспечивает одинаковое нагружение датчика и при неравномерном нагружении весоизмерительной платформы (даже в случае, если пациент встал на ее край). Очевидно, сумма сил, действующих на преобразователи, равна весу. Структурная схема электронных весов показана на рис. 8.5. Преобразователи запитываются от генератора переменного тока. Сигналы, снимаемые с преобразователей, усиливаются одинаковыми усилителями и детектируются синхронными детекторами (СД). Затем сигналы суммируются и результирующий сигнал, пропорциональный весу, поступает на устройство индикации. С аппаратным блоком тензопреобразователи связаны через трансформатор, что обеспечивает электробезопасность пациента.

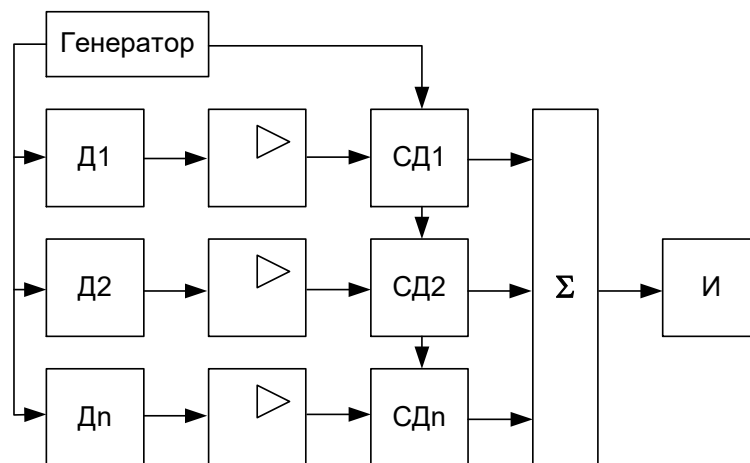


Рис. 8.5

В редких случаях для повышения стабильности измерений применяют монтажную схему в виде двух независимых треугольников (рис. 8.4, в), однако такая конструкция приводит к удорожанию устройства, не всегда адекватному получаемому результату.

Бросается в глаза громоздкость схемы. Легко также понять, что она сложна и в регулировке: каждый канал настраивается отдельно. Из-за обилия аналоговых узлов неизбежны дрейф и нелинейность. Медицинские весы могут быть построены и на другом принципе, в частности, для этой цели подходят бытовые напольные весы с вращающимся диском. На этот диск можно нанести код Грея (рис. 6.6) в виде щелей и снимать информацию фотоэлектрическим способом. Точность таких весов будет определяться только механической частью.

Устройства динамометрии (определение силы различных групп мышц), как и весы, основаны на использовании тензорезистивных преобразователей и имеют аналогичную электронную схему. Единственным отличием является использование только одного тензокольца, что существенно упрощает электронную схему.

Ростомер действует по принципу ультразвуковой локации. Источником ультразвука служит электретный (конденсаторный) микрофон (см. п. 4.3), который устанавливается на стойке на высоте около 2 м (рис. 8.6). Звуковой сигнал, посланный электретным преобразователем, отражается от головы пациента.

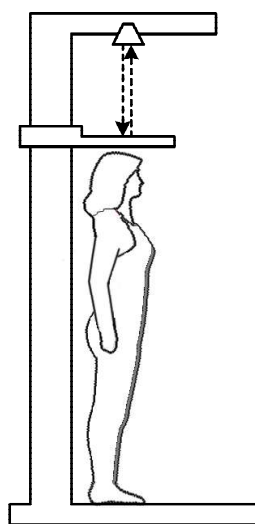


Рис. 8.6

К моменту возврата отраженной волны преобразователь успевает переключиться в микрофонный режим. По известной высоте установки микрофона и времени прямого и обратного хода звуковой волны можно определить рост пациента. Такой ростомер достаточно сложен, а точность его невысока –  $\pm 2$  см. Объем волосяного покрова на голове вносит существенные погрешности в результаты измерений. Для их устранения приходится устанавливать контрольную планку, но в таком варианте технология измерения роста ничем не отличается от известного ростомера с линейкой. В силу приведенных обстоятельств, подобные конструкции не нашли применения в медицинской практике, поэтому останавливаться на их конструктивных особенностях не целесообразно.

Особое место среди антропометрических методов исследований ОДА занимает рентгенометрия. Суть ее заключается в измерении линейных и угловых параметров объекта, а также определении плотности ткани органа по оптической плотности его изображения на рентгенограмме. До недавнего времени подобные измерения проводились с помощью линейки и транспортира, однако развитие компьютерной техники открывает перед этим методом огромные перспективы. Решение задачи распознавания образов, соединение программ обработки изображений с различными инженерными САД-программами позволит проводить индивидуальное моделирование оперативных вмешательств, что существенно сократит количество хирургических ошибок во время проведения операций. Появление ЯМР-томографии также открывает новые перспективы для данного метода. Обладая более высокой разрешающей способностью по сравнению с рентгенографией, ЯМР-изображения позволяют различать не только плотные костные структуры, но и учитывать расположение мягкотканых структур (мышцы, связки, сосуды и т.д.). На основе компьютерной обработки томограмм в Германии уже созданы роботы, выполняющие операции эндопротезирования тазобедренного сустава. Подробнее об этом будет рассказано в главе 9.

### **8.3 Устройства для статических исследований опорно-двигательного аппарата**

Само название «опорно-двигательный аппарат» (ОДА) говорит о его назначении – это обеспечение опоры и движения. Для исследования опорной функции ОДА служат статические методы. Самым старым из них является плантография.

**Плантография** – исследование стопы по ее отпечатку. Среди первых методик исследования давления под стопой следует считать изучение отпечатков стопы. Материалом для их получения служила гипсовая кашица, свежая глина, мокрая земля. Более наглядные результаты давал способ изучения давления по степени анемизации кожи подошвы. Для этого обследуемый должен был встать ногами на стекло. Первые устройства такого типа представляли собой двухэтажное помещение со стеклянным перекрытием. Врач находился на первом этаже, обследуемый стоял на стеклянном полу на втором.

Классическое устройство для исследования стопы было разработано Г.И.Турнером в 1902 г. и представляло собой специальный стол (рис.8.7).

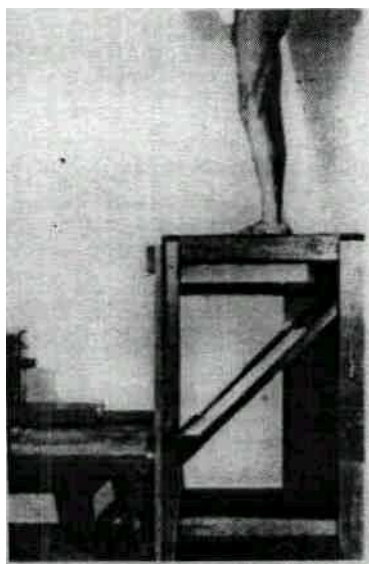


Рис. 8.7 Устройство Г.И. Турнера

Обследуемый становился двумя ногами на стекло, вставленное в крышку стола. Изображение подошвы рассматривалось в приспособленном снизу зеркале. Участки стопы, соприкасающиеся со стеклом и подвергающиеся нагрузению, имели на отображении белый цвет, а не соприкасающиеся – розовый. По соотношению площади розовых и белых участков делали выводы о степени плоскостопия – чем меньше свод, тем меньше площадь розового участка. Несмотря на очевидные недостатки: возможность искажения истинной картины подошвы при неправильной установке ног, субъективизм оценки этой картины и не-

возможность численного выражения результатов исследований, этот метод, в более компактном виде, используется до настоящего времени.

Примером реализации метода плантографии на современном уровне может служить “Компьютерный статоплантограф” ЭКПС 02.00.000, разработанный фирмой “Ортопрот” г.Харьков. Функциональная схема КСП приведена на рис. 8.8.

Обследуемый встает на опорные платформы из бронестекла (1), в торец которых направляется мощный световой поток от системы подсвечивания (3). В местах контакта стоп с опорными поверхностями происходит отражение света, благодаря чему формируется образ отпечатков стоп пациента, который через оптическую систему зеркал (4) направляется в телекамеру (5). Образ, полученный телекамерой, считывается и запоминается системой задания режимов и обработки информации (6) (электронный компьютерный блок – ЭКБ) и выводится на экран монитора (7). Опорные стекла КСП установлены на тензометрических балках (2), сигналы тензодатчиков которых передаются в ЭКБ, где происходит их преобразование и математическая обработка для получения координат точек приложения векторов опорных реакций по каждой из опор и главного вектора опорной ре-

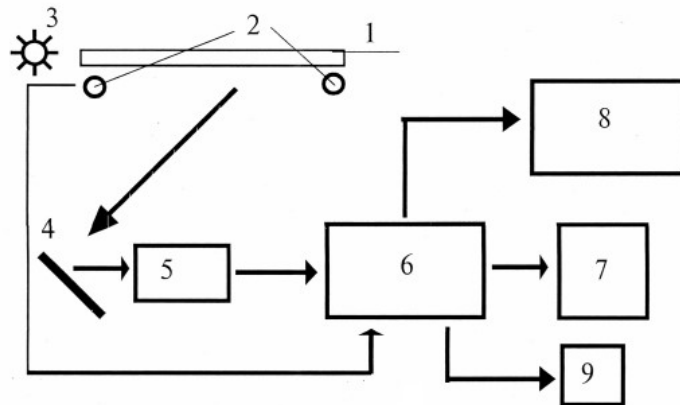


Рис. 8.8 Структурная схема компьютерного стадиоантографа ЭКПС 02.00.000

акции (проекция общего центра масс). Вычисленные координаты точек приложения всех векторов выводятся на экран монитора в цифровом виде соответственно отображениям отпечатков стоп. Полученные отображения стоп с точками проекций векторов опорных реакций сохраняются в памяти ЭКБ, после чего возможно проведение автоматизированного измерения фрагментов полученных образов (линейные и угловые измерения) с одновременной цифровой индикацией результатов измерений на экране монитора. Принтер (8) служит для документирования результатов исследований. Управление процессом измерений осуществляется с помощью джойстика (9).

**Стадиография** – метод основанный на исследовании перемещений проекции общего центра масс (ОЦМ) пациента на плоскости опоры при стоянии (иногда встречается название стабилотография).

Для изучения изменений состояния опорно-двигательного и вестибулярного аппарата у практически здоровых людей в связи с профессиональными функциональными нагрузками и у больных с различными формами патологии нижних конечностей и позвоночника, а также с различными формами неврологических расстройств лабораторией биомеханики ИППС АМНУ совместно с НТСКБ “Полісвіт” НПО “Коммунар” была разработана компьютерная система для комплексной оценки опорно-двигательного и вестибулярного аппарата человека “Стадиограф”, действующая на основе регистрации перемещения проекции ОЦМ (рис.8.9).



Рис. 8.9 Общий вид системы "Статограф"

Функционально устройство представляет собой измерительную платформу, состоящую из четырех независимых площадок. Принцип действия системы состоит в измерении нагрузки на каждую площадку платформы. Электронный блок преобразует сигналы датчиков платформы и передает через адаптер связи в компьютер, который по полученным данным вычисляет координаты проекции ОЦМ и выводит текущее положение ОЦМ на дисплей, выполняет обработку и запись в базу данных. Система позволяет получить следующую визуальную, графическую и цифровую информацию о результате исследования: траекторию перемещения ОЦМ и ее числовые па-

раметры; временную диаграмму колебаний ОЦМ по двум осям координат и числовые параметры колебаний; частотную характеристику колебаний ОЦМ и значения доминирующих частот, определенных с помощью преобразования Фурье.

Средством измерения является платформа состоящая из четырех измерительных площадок. На каждую площадку установлено по 3 тензодатчика, каждый из которых представляет собой стальное кольцо, на его внешнюю и внутреннюю поверхности наклеены четыре ТР. Они соединены между собой по мостовой схеме и обладают свойством линейного изменения сопротивления при механическом расширении или сжатии кольца. При наличии нагрузки кольцо деформируется, а мостовая схема вырабатывает сигнал разбаланса, пропорциональный нагрузке на площадку, но не зависящий от точки приложения нагрузки.

Метод вычисления координат ОЦМ состоит в следующем: если человек, стоящий на платформе, находится в положении равновесия, то суммарный момент сил относительно точки траектории проекции ОЦМ должен быть равным 0, т.е.

$$P_1(\bar{X}_1 - \bar{X}_C) + P_2(\bar{X}_2 - \bar{X}_C) + P_3(\bar{X}_3 - \bar{X}_C) + P_4(\bar{X}_4 - \bar{X}_C) = 0, \quad (8.1)$$

где  $P_1 \dots P_4$  – значения нагрузок на измерительные площадки;  $X_1 \dots X_4$  – координаты  $(X_1, Y_1 \dots X_4, Y_4)$  точек приложения нагрузок  $P_1 \dots P_4$  относительно центра платформы;  $X_C, Y_C$  – координаты проекции ОЦМ.

Разложив векторное уравнение (8.1) по осям координат, получим систему уравнений для вычисления координат  $X_C, Y_C$  проекции ОЦМ на горизонтальную плоскость:

$$\begin{cases} X_C = \frac{P_1 X_1 + P_2 X_2 + P_3 X_3 + P_4 X_4}{P_1 + P_2 + P_3 + P_4}; \\ Y_C = \frac{P_1 Y_1 + P_2 Y_2 + P_3 Y_3 + P_4 Y_4}{P_1 + P_2 + P_3 + P_4}. \end{cases} \quad (8.2)$$

Значения  $P_1 \dots P_4$  вводятся из электронного блока, а значения  $X_1 \dots X_4, Y_1 \dots Y_4$  вычисляются компьютером по информации о положении стоп человека на платформе, вводимой оператором системы.

Структурная схема системы "Статограф" приведена на рис. 8.10. Чувствительными элементами (ЧЭ) являются тензометрические датчики, расположенные в измерительной платформе.

Электронный блок осуществляет прием сигналов ЧЭ, их усиление, обработку, преобразование в цифровой код и передачу по параллельному каналу связи в ПЭВМ. Адаптер связи МС-IBM устанавливается в магистраль ISA и обеспечивает частоту обмена до 200 Кбайт/с. ПЭВМ осуществляет вычисление координат проекции ОЦМ, визуализацию полученных результатов и запоминание их в базе данных. Блок питания обеспечивает формирование питающих напряжений



Рис. 8.10

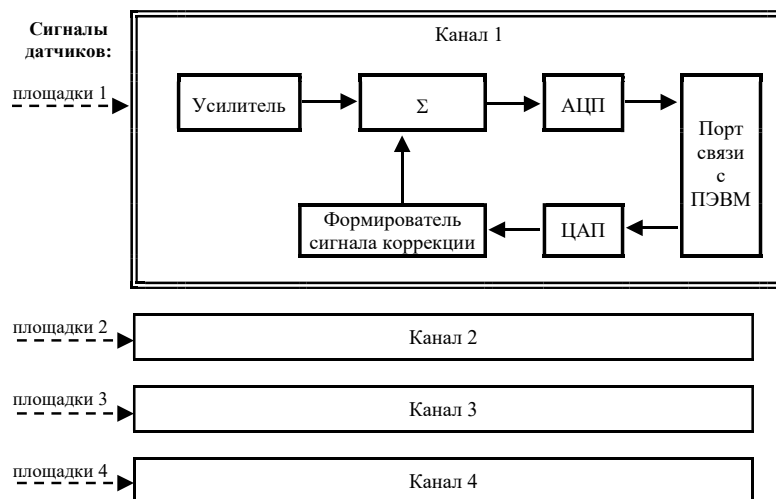


Рис. 8.11

$\pm 5$  В, +15 В для логических и аналоговых схем электронного блока. Мощность, потребляемая электронным блоком и измерительной платформой, не превышает 30 Вт. Разделительное устройство представляет собой трансформатор с выходной мощностью 300 Вт, предназначенный для гальванической развязки системы с сетью 220 В, 50 Гц, и обеспечивает электробезопасность пациента и врача.

Электронный блок представляет собой 4 однотипных канала функциональная схема которых приведена на рис. 8.11. Сигналы тензометрических датчиков усиливаются, а затем суммируются с сигналами температурной коррекции, поступающими из ПЭВМ через цифроаналоговый преобразователь (ЦАП). Скорректированные сигналы поступают на входы аналого-цифровых преобразователей (АЦП). АЦП каналов 1 ... 4 опрашиваются ПЭВМ с частотой 400 Гц.

Программное обеспечение системы позволяет получить визуальную, графическую и числовую информацию о результатах обследования.

1. Траектория перемещения общего центра масс (ОЦМ) при двухопорном стоянии (рис. 8.12, а), при стоянии с преимущественной опорой на каждую из конечностей и обобщенные параметры:

- коэффициент качания;
- коэффициент нагрузки;
- коэффициент устойчивости.

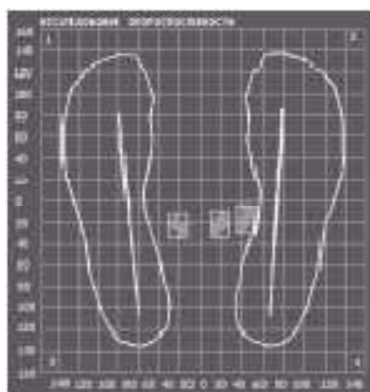


Рис. 8.11

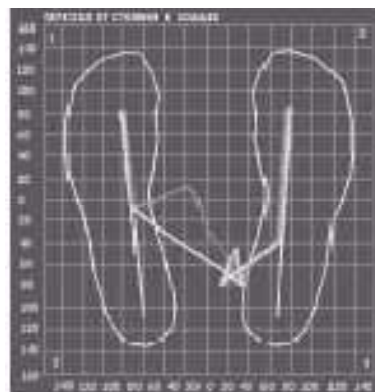


Рис. 8.12

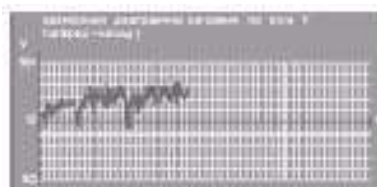


Рис. 8.13



Рис. 8.14

2. Траектория перемещения ОЦМ при переходе от стояния к ходьбе (рис. 8.12 б) и ее основные параметры:

- общая длина траектории;
- относительные длины отрезков, характеризующих фазы перехода;
- угол наклона к сагиттальной плоскости и др.

3. Временная диаграмма колебаний ОЦМ (рис. 8.13) по двум осям координат и числовые параметры колебаний:

- размах колебаний;
- смещение центра масс за определенный период.

4. Частотная характеристика колебаний ОЦМ при стоянии и значения доминирующих частот (рис. 8.14).

В процессе исследования могут применяться следующие функциональные нагрузки: повороты, наклоны головы, поза Ромберга, стойка с преимущественной опорой на одну конечность, переход от стояния к ходьбе, некоторые нестандартные пробы. На основании выявленных особенностей перемещения ОЦМ (траектории, частотной характеристики колебаний, коэффициентов качания, устойчивости, нагрузки) у здоровых и больных с патологиями ОДА, с вестибулярными

нарушениями различных форм патологии разрабатываются критерии оценки функции опорно-двигательного и вестибулярного аппаратов в связи с изменением функционального состояния человека в процессе адаптации к некоторым условиям среды и при различных формах патологии.

**Устройства на основе многоэлементных преобразователей.** Расширить функциональные возможности устройств для исследования статических функций ОДА можно путем использования многоэлементных преобразователей. Рассмотрим принцип действия подобных приборов на примере устройства, разработанного совместно сотрудниками лаборатории биомеханики Института патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И.Ситенко АМН Украины и кафедры биомедицинских аппаратов и систем Харьковского национального университета радиоэлектроники. Структурная схема устройства приведена на рис. 8.15 [9, 10].

Основу устройства составляет многоэлементный измерительный преобразователь (МИП), который сканируется с помощью коммутаторов столбцов и строк. Генератор ВЧ-тока вырабатывает измерительный сигнал, подаваемый через коммутатор строк на элементарные датчики (ЭД), входящие в состав МИП. Через коммутатор строк осу-

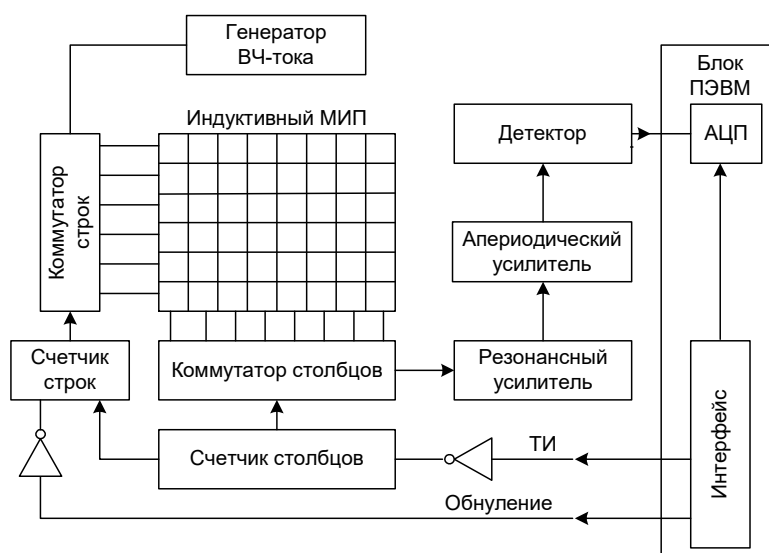


Рис. 8.15

осуществляется съем преобразованного измерительного сигнала. В данный момент времени сигнал снимается только с одного датчика, находящегося на перекрестии строки, в которую подан измерительный сигнал, и столбца, опрашиваемого в данный момент. Далее сигнал усиливается, выпрямляется, преобразовывается в цифровой код и через интерфейсный блок поступает в ПЭВМ для дальнейшей обработки. Через интерфейсный блок также осуществляется управление работой устройства. Рассмотрим каждый блок устройства в отдельности.

**Многоэлементный измерительный преобразователь.** Основу МИП составляют ЭД индуктивного типа. Конструктивно ЭД представляет собой две катушки индуктивности, разделенные слоем упругого диэлектрика, позволяющего катушкам перемещаться относительно друг друга (рис. 8.16).

К главным недостаткам индуктивных датчиков следует отнести остаточную деформацию и нелинейность. Отсюда следует, что МИП требует регулярной калибровки. В таблице приведены результаты измерения по большой группе датчиков, из которых выбраны три: с максимальными, средними и минимальными значениями. Датчики нагружались одинаковыми нагрузками 2 Н, а затем 5 Н. Здесь  $\Delta U_{\text{вых1}}$ ,  $\Delta U_{\text{вых2}}$  – приращения выходных напряжений датчиков (В). Из табли-

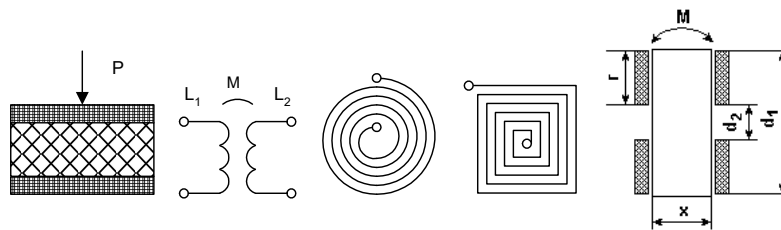


Рис. 8.16. Индуктивный датчик

цы видно, что имеется значительный разброс выходных сигналов и зависимость  $\Delta U_{\text{вых}}(P)$  – существенно нелинейная. Отсюда следует также, что для каждого элемента при калибровке должна быть получена индивидуальная характеристика. Реально это возможно только при использовании

Таблица	
$\Delta U_{\text{ВЫХ1}}$	$\Delta U_{\text{ВЫХ2}}$
0,38	1,5
0,25	1,1
0,18	0,6

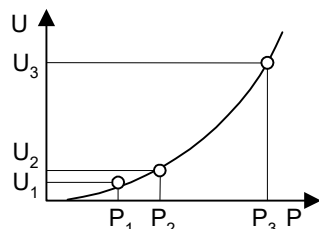


Рис. 8.17

специальной пневматической камеры из тонкой резины, в которую накачивается воздух с контролируемым давлением. Наиболее просто характеристики датчиков аппроксимировать параболой (рис. 8.17). Для повышения точности (особенно это важно в нижней части характеристики) целесообразно проводить аппроксимацию по трем точкам методом наименьших квадратов. Характеристика представляется выражением

$$\Delta U_{\text{вых}} = a_1 P + a_2 P^2 \dots \quad (8.3)$$

Коэффициенты  $a_1$  и  $a_2$  находят, приравняв нулю частные производные функционала:

$$F = \sum_{i=0}^n (a_1 P + a_2 P^2 - \Delta U_{\text{ВЫХ}i})^2 \quad (8.4)$$

Это дает систему уравнений

$$\begin{cases} a_1 (\sum P_i^3) + a_2 (\sum P_i^4) = \sum P_i^2 \Delta U_{\text{ВЫХ}i} \\ a_1 (\sum P_i^2) + a_2 (\sum P_i^3) = \sum P_i \Delta U_{\text{ВЫХ}i} \end{cases} \quad (8.5)$$

В результате решения уравнений (8.5) можно получить формулы для коэффициентов  $a_1$  и  $a_2$  в явном виде. Эти коэффициенты образуют калибровочный файл.

Важно также учитывать следующее обстоятельство. В среднем с уменьшением массы пациента давление на поверхность стопы уменьшается, что приводит к переходу рабочих точек на нижние участки характеристики (рис. 8.17). Так как изображение кодируется цветом по принципу "более высокое давление – более яркие цвета" (рис. 8.18), то плантограмма будет получаться более "темной" и монотонной; некоторые фрагменты изображения стопы могут быть утрачены, поэтому целесообразно ввести нормирование по весу пациента. Оно заключается в умножении коэффициентов  $a_1$  и  $a_2$  в формуле 8.3 на нормирующий множитель

$$K_{\text{норм}} = \frac{Q_{\text{ср}}}{Q} \quad (8.6)$$

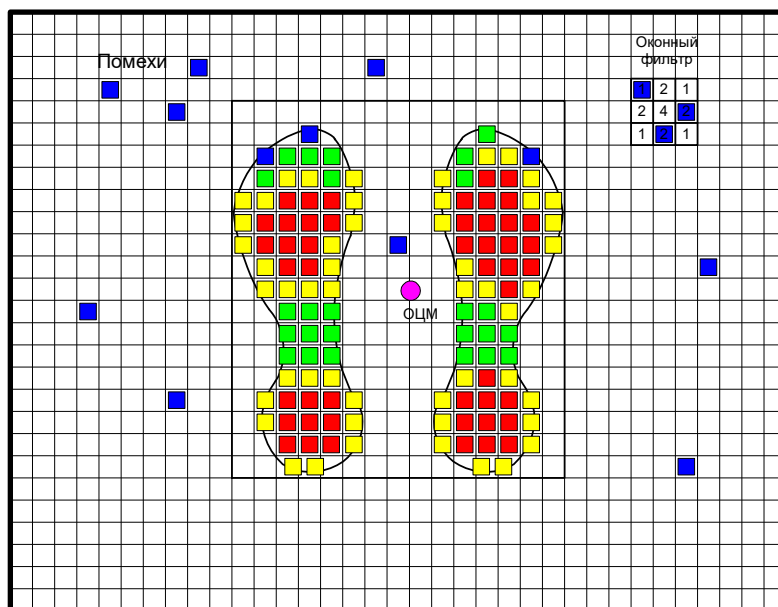


Рис. 8.18

где  $Q_{ср}$  – средняя (среднестатистическая) масса пациента. Ее можно затем менять в процессе исследования, "подгоняя" под конкретного пациента.

При малых нагрузках (дети, подростки) и необходимости увеличения чувствительности возрастает влияние помех, которые появляются в виде цветных квадратиков в поле МИП вне контуров стоп (рис. 8.18). Для их подавления применяют пространственную фильтрацию. Наиболее простой является среднеквадратическая фильтрация: давление на элемент получают как среднегеометрическое двух значений, полученных в двух последовательных циклах сканирования

$$P_{ij} = \sqrt{P_{ij}^{(1)} \cdot P_{ij}^{(2)}} . \quad (8.7)$$

Вероятность появления помехи в одном и том же месте равна  $(1/945) \times (1/945) = 1,11 \cdot 10^{-6}$ . При низком уровне помех (5–10 на все поле) этот способ дает хороший результат, но при уровне помех более 100 он малоэффективен. Кроме того, он уменьшает скорость сканирования.

При высоком уровне помех эффективно действуют оконные фильтры, особенно с весовыми коэффициентами 1–2–4. Этот фильтр

подчеркивает горизонтальные и вертикальные линии. Сумма весов фильтра равна 16. Результат фильтрации присваивается центральному элементу и равен сумме произведений весов  $1/16$ ,  $2/16$  и  $4/16$  на величины сигналов, соответствующих элементов. На рис.8.18 показано, что в окно фильтра попали три помехи. Все они будут отфильтрованы, так как приводятся к центральной ячейке малыми весами и дадут результат ниже порогового уровня. Однако применение оконных фильтров всех типов приводит к размыванию и нивелированию изображения стоп, т.е. к искажению цветового отображения. Уменьшения искажений можно добиться подбором веса, например, увеличением веса центрального элемента и понижением периферийных.

Располагая массивом давлений, можно получить много важной дополнительной информации, например, распределение давления в определенном сечении и др.

Важную информацию об ОДА дают исследования способности сохранять равновесие – режим стабิโลграфии (статографии). Обычно эти исследования бывают достаточно длительными. Самым простым является наблюдение за перемещением проекции ОЦМ. Его координаты определяются на основании равенства моментов веса и реакций, т.е. давлений, относительно осей координат:

$$X_{ОЦМ} = \frac{\sum_{i=1}^N P_i X_i}{\sum_{i=1}^N P_i}, \quad Y_{ОЦМ} = \frac{\sum_{i=1}^N P_i Y_i}{\sum_{i=1}^N P_i}, \quad (8.8)$$

где  $N$  – количество элементов МИП.

О способности сохранять равновесие говорят габариты области, в пределах которой перемещается ОЦМ. Однако более тонкую структуру перемещений ОЦМ можно получить, определив распределение его плотности вероятности. Для этого требуется большое количество циклов сканирования. Представим область дрейфа ОЦМ прямоугольником и разобьем ее на 25 элементов (5×5). Примем среднюю величину попаданий ОЦМ в этот элемент равным 20 (что немного с точки зрения критерия достаточности Стьюдента). Тогда количество циклов сканирования должно быть равно 500, а с учетом повторного сканирования оно может быть в два раза большим. Отсюда следует, что время исследования будет очень большим – 10–20 мин. Не каждый пациент выдержит такое долгое стояние на ногах, особенно дети и подростки, а также инвалиды, больные сколиозом и др.

Для уменьшения этого времени в ряде случаев можно значительно сократить количество циклов. Другим эффективным способом является сокращение рабочего поля. Поле МИП рассчитано на очень большие размеры стоп и в большинстве случаев будет избыточным. Это дает возможность сократить размеры поля сканирования до габаритов изображения стоп. Для этого в начале сканирования (или после 2–3 циклов для фильтрации помех) определяют габариты изображения стоп, а затем производят переустановку начальных и конечных координат сканирования. Такую возможность дает применение счетчиков с предустановкой, которые используют для управления коммутаторами матрицы элементов МИП. Значения координат  $i_{min}$ ,  $i_{max}$  и  $j_{min}$ ,  $j_{max}$  габаритов изображения преобразуются в 16-ричный код, выводятся в аппаратный блок и загружаются в счетчики. Выигрыш во времени равен примерно отношению общей площади поля МИП (945) к площади, ограниченной габаритами изображения стоп. Особенно заметным он будет при исследовании детей и подростков. Ввиду существенного уменьшения времени цикла сканирования появляется возможность выявлять более высокочастотные колебания ОЦМ.

#### **8.4 Устройства для кинематических исследований функции ОДА**

**Подография** – это исследование временных параметров походки. Конструктивно этот способ может быть реализован в нескольких видах. В простом, но достаточно надежном и информативном виде, он содержит металлическую дорожку и контактные датчики на обуви пациента. К недостаткам этого конструктивного исполнения относятся наличие и ограниченность длины металлической дорожки, а также кабель связи, идущий от пациента и нарушающий стереотип походки.

В лаборатории биомеханики ИППС им. проф. М.И.Ситенко АМНУ разработана автоматизированная система для исследования временных параметров походки. Структурная схема устройства приведена на рис. 8.19. В качестве датчиков используют стельки с двумя контактными зонами, обеспечивающими электрический контакт в области пальцев и плюснефаланговых сочленений и области пятки. Это позволяет отказаться от классической схемы с использованием металлической дорожки и тапочек с металлическими контактами на подошве. Использование стельки, вкладываемой в повседневную обувь, позволяет обследуемому быстрее приспособиться к новым условиям ходьбы, чувствовать себя комфортно, что минимизирует

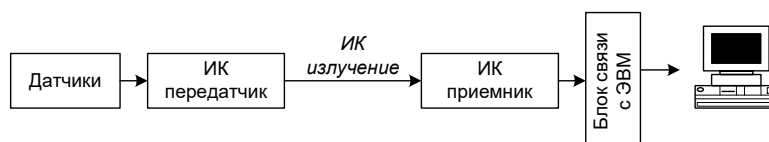


Рис. 8.19 Блок-схема устройства

действие субъективных факторов на результаты исследований и, соответственно, повышает их точность и достоверность.

На одну контактную поверхность стельки подается постоянное напряжение 5 В, что соответствует уровню логической “1” интегральных микросхем. Другая контактная поверхность подключается к цепи логического “0”. Обработка информации осуществляется с помощью ПЭВМ. Передача информации от датчиков к ПЭВМ осуществляется с помощью ИК-канала связи, это позволяет избавиться от соединительных проводов. Передающее устройство крепится на поясе обследуемого и соединяется проводами с контактными стельками. Мощность передатчика достаточна для поддержания устойчивой связи на расстоянии до 10 м, что вполне достаточно для проведения исследований в условиях клинической лаборатории. Приемник ИК-излучения расположен рядом с системным блоком ПЭВМ и соединен с ней посредством блока связи. Ввод информации в ПЭВМ осуществляется блоком связи, который размещен внутри системного блока ПЭВМ и подсоединен к системной шине ISA. Структурная схема блока показана на рис. 8.20.

В простейшем варианте интерфейс связи может быть организован так, как показано на схеме 8.21. Через разъем X1 согласующее устройство состыковывано с ПЭВМ, а через разъем X2 – с датчиками. Устройству присваивается свободный адрес, в данном случае адрес 2F0. Дешифратор адреса собран на микросхемах K555JA2 и K555JE1 (элементы DD1 и DD2 соответственно). При появлении кода этого адреса на шине данных ПЭВМ дешифратор вырабатывает сигнал совпадения адреса на выводе 8-го элемента DD1. Этот сигнал поступает на вход 2 DD3 (микросхемы K555JL1). Если в этот момент от ПЭВМ приходит стробирующий импульс IOR (сигнал разрешения ввода вывода), то на выходе 3-го элемента DD3 вырабатывается сигнал разрешения чтения данных. Элемент DD4 (микросхема K555AP5) выполняет роль буфера данных. В режиме ожидания выходы 2, 4, 6, 8 находятся в высокоимпедансном состоянии и передача информации от датчиков невозможна. При по-

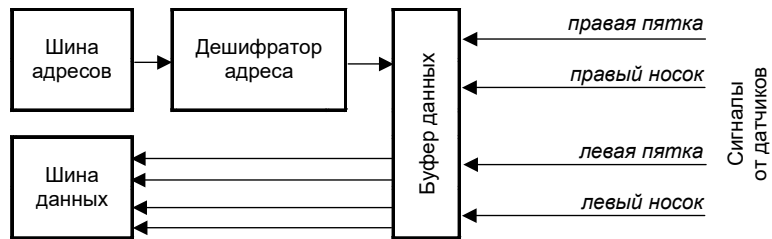


Рис. 8.20 Структурная схема блока связи с ПЭВМ

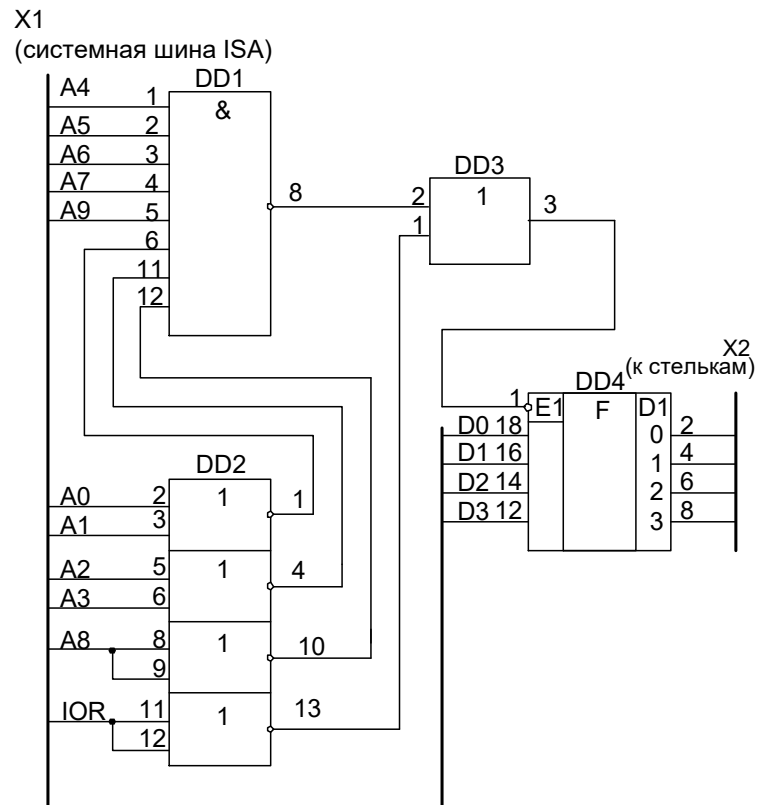


Рис. 8.21

явлении на входе 1 разрешающего импульса входы микросхемы “открываются” и информация с датчиков попадает на шину данных компьютера. Опрос датчиков осуществляется 1000 раз в секунду. Датчики могут быть подсоединены непосредственно к входам элемента DD4 с помощью связующих проводов либо через устройство дистанционной передачи данных. В подографе конструкции ИППС им. проф. М.И.Ситенко для передачи информации использован ИК-канал связи.

Блок передачи информации является автономным устройством с питанием от батареи G1 напряжением 9 В, типа “Крона” (рис. 8.22). Блок имеет небольшие размеры, массу не более 0,3 кг и укрепляется на поясе пациента. С помощью разъема X1 блок соединяется кабелем с контактными датчиками, находящимися в стельках под правой и левой стопами пациента. Под каждой стопой размещено по два датчика – под пяткой и под передней частью стопы. Шина корпуса является общей для всех четырех датчиков. Вторые контакты датчиков соединены соответственно с 1, 2, 3-м и 4-м входами разъема X1. При разомкнутых датчиках на всех четырех входах разъема будет присутствовать напряжение +9 В, которое поддерживается источником питания через переключатель S1 и резисторы R1–R4. Этот уровень для микросхем D1 и D2 будет являться логической единицей.

Микросхемы K561КП2 (элементы D1, D2) работают следующим образом. При подаче двоичного кода на входы A0, A1 и A2 и при наличии логического нуля на входе E внутри микросхемы будет организовано соединение входа A3 с одним из выходов B1 – B8 в соответствии со значением двоичного кода на входах A0, A1 и A2. Если на входе E присутствует логическая единица, то никаких соединений внутри микросхемы происходить не будет. В схеме на рис.8.21 вход 4 разъема X1 соединен с входом E микросхемы D1 непосредственно, а со входом E микросхемы D2 – через инвертор, собранный на транзисторе VT1 и резисторах R5, R6 и R7. При разомкнутом датчике входа 4-го разъема X1, ток от источника питания поступает через резисторы R1 и R6 в базу транзистора VT1 и открывает его. На коллекторе транзистора будет присутствовать небольшое напряжение, близкое к нулю, имеющее значение логического нуля. Таким образом, в начальном состоянии, когда все датчики разомкнуты, на входах A0, A1 и A2 микросхемы D2 будут присутствовать логические единицы, а на входе E – логический нуль и внутри микросхемы будет организовано соединение входа A3 с выходом B8. При замыкании датчика входа 4 этот вход соединяется с шиной корпуса, напряжение

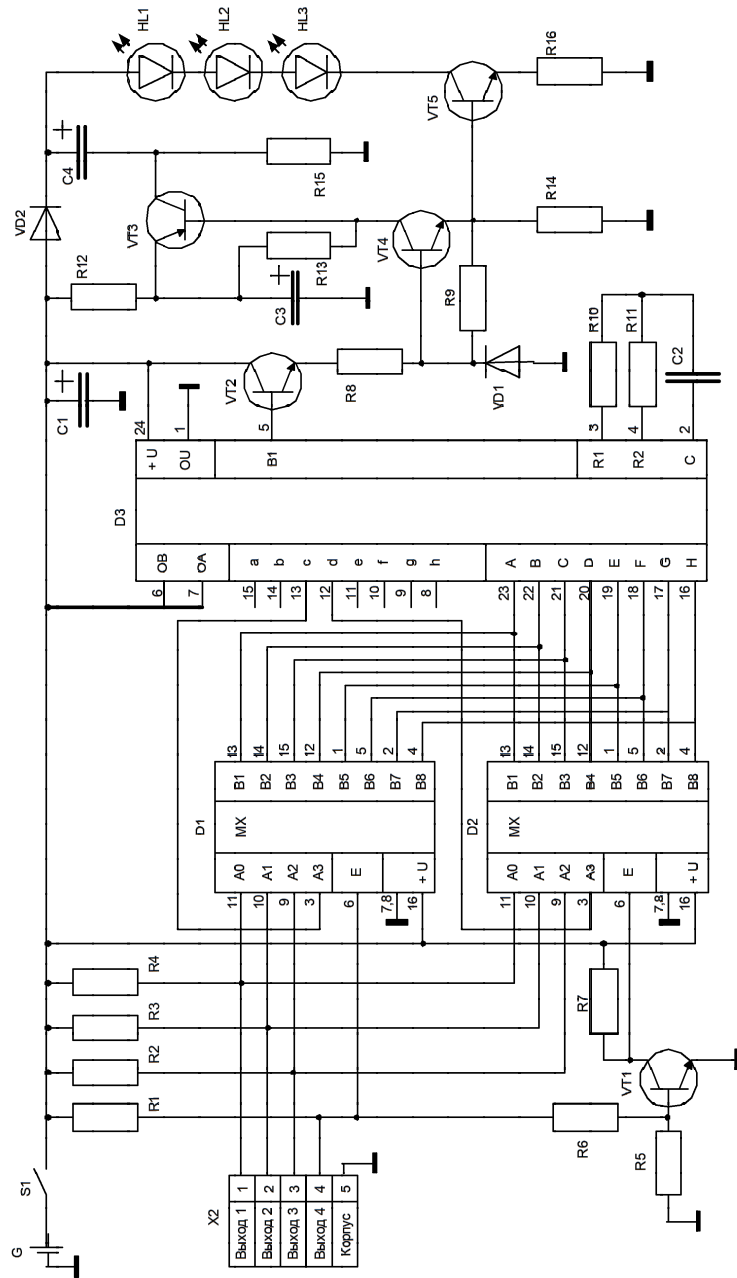


Рис. 8.22 Принципиальная схема ИК-передатчика

на нем падает практически до нуля, что соответствует логическому нулю, подаваемому на вход Е микросхемы D1. Теперь эта микросхема будет находиться в рабочем состоянии, а микросхема D2 перейдет в нерабочее состояние, так как на ее входе Е будет присутствовать логическая единица, снимаемая с коллектора закрывшегося транзистора VT1.

Микросхема D3 KP1506ХЛ1 имеет очень сложную внутреннюю схему (2047 радиокомпонентов) и формирует на выходе 5 периодически повторяющихся последовательностей из 14 импульсов, разделенных различными интервалами. В соответствии с комбинациями соединений выходов а–h с входами А–Н. Всего в данном режиме возможно 64 комбинации. В разрабатываемом блоке используется 16 комбинаций, так как количество датчиков равно 4, а  $2^4=16$ . Длительность каждого импульса имеет величину 10 мкс. Первый из 14 импульсов – предварительный, после чего через 300 мкс идет запускающий импульс, затем четыре импульса кода адреса, после этого шесть импульсов кода команды и через 300 мкс – останавливающий импульс. Если в адресе или команде последующий импульс идет через 100 мкс, то значение предыдущего импульса соответствует логическому нулю, а если через 200 мкс – логической единице. На рис. 8.22 соединение выхода “С” микросхемы D3 с входами А–Н производится через микросхему D1, а выхода “d” с входами А–Н – через микросхему D2, при этом образуется  $8+8=16$  комбинаций импульсных последовательностей.

Усилитель мощности, собранный на транзисторах VT2 – VT5, предназначен для усиления мощности импульсов, снимаемых с выхода 5 микросхемы D3 до уровня, необходимого для работы светодиодов HL1 – HL3 АЛ107Б, создающих ИК-излучение.

Первый каскад усилителя собран на транзисторах VT2 и VT4 по схеме составного эмиттерного повторителя и усиливает сигнал только по току в 50–100 раз. Выходной каскад собран на мощном транзисторе КТ815В по схеме с общим эмиттером и дает усиление по току и напряжению. Выходной ток этого каскада, проходящий через светодиоды VD3 – VD5, имеет величину в импульсе около 1А. Так как при таком токе на трех последовательно включенных диодах АЛ107Б будет падать напряжение более 9 В, т.е. больше, чем напряжение источника питания, то оказалось необходимым применить схему удвоения напряжения питания светодиодов, которая собрана на транзисторе VT3. В промежутках времени между импульсами на выходе 5 микросхемы D3 присутствует небольшое напряжение,

близкое к нулю, и все транзисторы закрыты. Конденсаторы С3 и С4 заряжаются от источника питания, соответственно через резистор R12, диод VD2 и резистор R15 до напряжения +9 В. Во время действия импульсов все транзисторы открываются, сопротивление переходов коллектор–эмиттер транзистора VT3 становится близким к нулю и конденсатор С4 оказывается соединенным с конденсатором С3, создавая на диоде VD3 почти удвоенное напряжение питания. Диод VD2 закрывается, так как в этот момент напряжение к нему прикладывается в обратном направлении.

Только небольшую часть электрической мощности светодиоды переводят в мощность ИК-излучения, поэтому в схеме пришлось установить не один, а три светодиода. При потребляемой импульсной мощности около 15 Вт светодиоды отдают в виде излучения не более 0,5 Вт.

Блок приема информации является стационарным устройством с питанием от сети переменного тока 220 В, 50 Гц. С помощью кабеля блок соединяется с устройством согласования, размещенном в ПЭВМ.

В схемном отношении блок состоит из трех частей: приемника инфракрасного излучения, дешифратора команд и источника питания (рис. 8.23).

Приемник инфракрасного излучения собран на транзисторах VT1–VT5. Для приема инфракрасных сигналов, как прямых, так и отраженных от потолка и стен помещения, используется фотодиод VD1. Электрический сигнал, формируемый фотодиодом, усиливается по току в эмиттерном повторителе (транзистор VT2) и по напряжению и току – в каскаде, собранном на транзисторе VT3. Транзистор VT1 является динамической нагрузкой фотодиода и предназначен для компенсации фона излучения, создаваемого окружающей обстановкой, например, лампами накаливания, люминесцентными лампами и т.п. Транзистор VT1 управляется напряжением, снимаемым с эмиттера транзистора VT3, которое подается на базу VT1 через резисторы R6 и R1 фильтра низкочастотного фона, собранного на элементах R6, С2, R7 и R3, С1, R4. Таким образом, каскады, включающие транзисторы VT1, VT2 и VT3 и фотодиод VD1, охвачены кольцом отрицательной ОС, поддерживающей активный режим работы фотодиода при изменении окружающего фона.

Усиленный сигнал, снимаемый с коллектора транзистора VT3, подвергается дополнительному усилению в каскаде, собранном на транзисторе VT4, и усилению и ограничению в следующем каскаде на транзисторе VT5. Ограничение сигнала позволяет срезать все по-

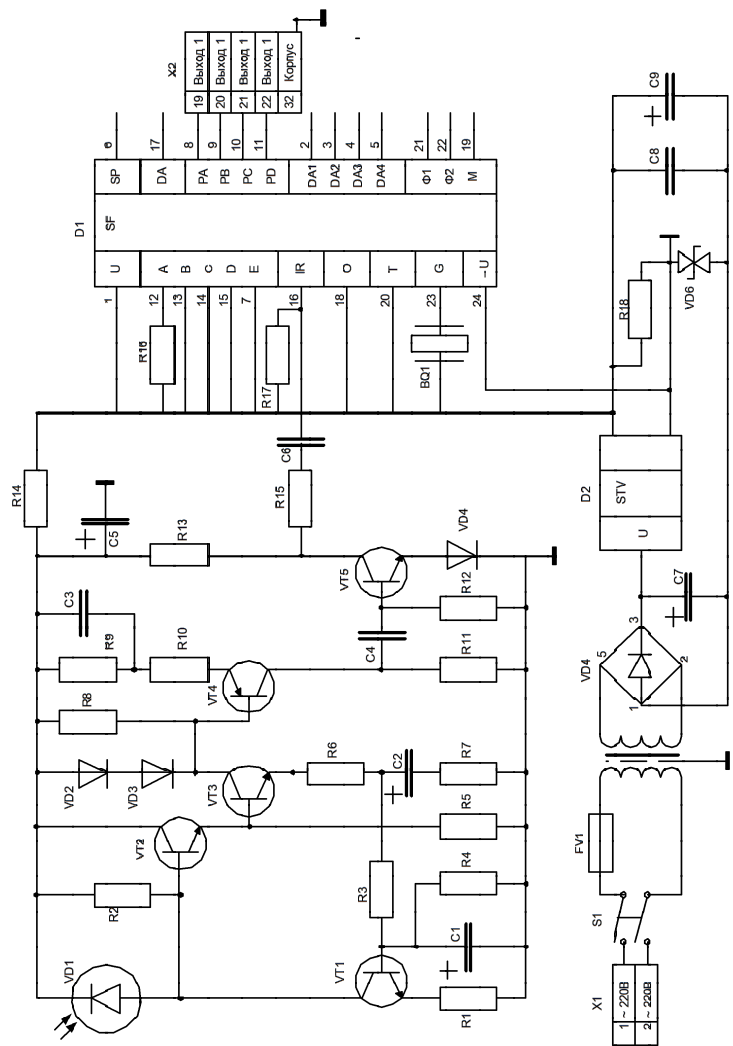


Рис. 8.23 Принципиальная схема ИК-приемника

сторонние сигналы фона, шумов и помех с амплитудой ниже пороговой. Порог устанавливается диодом VD4, диоды VD2 и VD3 предназначены для ограничения больших импульсных сигналов, возникающих, например, при включении ламп накаливания и прямых попаданий света на фотодиод.

Серии импульсов, идентичных тем, что формируются передатчиком, поступают с коллектора транзистора VT5 на вход 16 микросхемы D1 (КР1506ХЛ2). Микросхема осуществляет дешифрацию информации, содержащейся в импульсных последовательностях, и выдает ее в виде четырехразрядных двоичных кодов на разъем X2. Таким образом, информация, которая подавалась на входы разъема X1 блока передачи информации, повторяется с небольшой задержкой на выходах разъема X2 блока приема информации. Через разъем X2 информация поступает в устройство согласования и далее – в ПЭВМ.

Блок питания собран на трансформаторе Т1, диодном мосте VD4 и микросхеме Д2.

Таким образом, разрабатываемый комплект аппаратуры позволяет передавать информацию от четырех контактных датчиков к ПЭВМ бескабельным способом. При необходимости увеличения объемов передаваемой информации схемы передатчика и приемника будут усложняться, однако микросхемы КР1506ХЛ1 и КР1506ХЛ2 позволяют передавать до 256 кодовых комбинаций и четырех аналоговых сигналов, а в целом – до 1024 различных сигналов.

Для проведения исследования больному предлагается походить 1–2 мин в целях адаптации к изменениям в обуви, после чего он должен пройти по прямой в течение 10 с. Во время движения производят измерения временных характеристик ходьбы. Затем с помощью ПЭВМ вычисляют значения длительности шага, продолжительность опоры на всю стопу, на ее передний и задний отделы, а также безопорной фазы при переносе конечности. Из процесса обработки необходимо исключить первый и последний шаг, так как в этот период происходит разгон и торможение объекта, а поэтому эти два шага по своим биомеханическим характеристикам значительно отличаются от остальных и являются предметом отдельного исследования. Одним из наиболее важных показателей является коэффициент ритмичности, определяемый как отношение длительности шага правой и левой ноги. Данный коэффициент является количественной характеристикой степени хромоты. Результаты исследований представляют в цифровом и графическом виде (рис. 8.24).

Длительность шага, мс	1,092	
Коэффициент ритмичности	0,94	
Фаза опоры	правая	левая
пятка	5,7	8,2
стопа	31,1	30,8
носок	17,0	17,5
перенос	46,2	43,5
двухопорная фаза	32,2	

Диаграмма шага

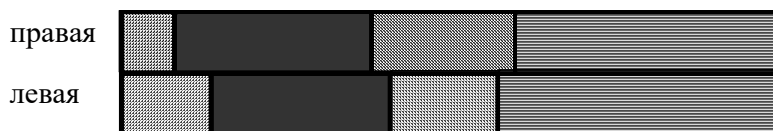


Рис.8.24 Результаты работы системы, выводимые для документирования

Описанное устройство по сравнению с существующими аналогами обладает некоторыми преимуществами. В качестве средства телеметрии в устройстве использован ИК-канал связи, так как в сравнении с уже применявшимися ранее телевизионной съемкой и радиосвязью он обладает высокой степенью помехозащищенности, не требует особых средств настройки, устройства приема и передачи компактны и дешевы в производстве. Использование ИК-канала связи в сочетании с контактными стельками-вкладками позволяет полностью освободить обследуемого от посторонних связей, ограничивающих движения во время ходьбы. Это дает большую свободу в выборе тестов для исследования, например, можно исследовать ходьбу при подъеме по лестнице или наклонной плоскости. Использование компьютера позволяет проводить обработку результатов измерений в реальном масштабе времени, значительно сократить время обследования и повысить их объективность.

**Устройства для исследования опорных реакций.** Для изучения динамики ходьбы было создано много различных устройств.

Несмотря на то, что они были сконструированы на основе разных принципов, все они в какой-то степени способствовали развитию наших представлений об опорных реакциях стопы при ходьбе. Некоторые устройства дали только самое поверхностное представление о величине силы отталкивания стопой. С помощью других более сложных аппаратов и приборов удалось изучить особенности распределения давления под стопой при ходьбе, выяснить направление и величину частных и общих равнодействующих опорных реакций.

В основе большинства устройств, предназначенных для измерения опорных реакций при ходьбе, лежит уже известный нам статограф. Его отличительной особенностью является то, что измерительная платформа крепится на шаровидных шарнирах, позволяющих ей совершать перемещения не только в вертикальной плоскости (вниз–вверх), но и в горизонтальной (вперед–назад и вправо–влево). Такая конструкция позволяет измерять величину усилий, возникающих при перекате стопы во время ходьбы, во всех трех плоскостях. Для этого в конструкцию устройства введены дополнительные тензодатчики, устанавливаемые таким образом, чтобы воспринимать усилия в горизонтальных плоскостях (рис. 8.25). Измерительная схема устройства полностью соответствует схеме, применяемой в статографе. Количество каналов увеличивается в соответствии с количеством применяемых тензодатчиков.

При проведении исследования используют обычно две измерительные платформы, которые монтируются в дорожку таким образом, чтобы при движении пациент наступал правой ногой на одну платформу, левой – на другую. Платформы монтируются примерно на середине дорожки с целью исключения из процесса измерения первых и

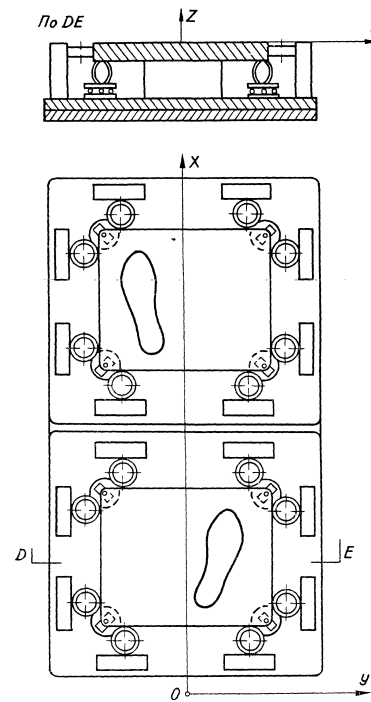


Рис. 8.25

последних шагов, при которых стереотип походки несколько меняется в связи с необходимостью разгона и торможения.

### Устройства для гониометрии

**Гониометрия** – измерение угловых перемещений в суставах при движении.

В классическом варианте в качестве датчиков для гониометрии используют прецизионные потенциометры. Для проведения измерений на потенциометр крепят две жесткие бранши – одну на подвижную часть, другую на неподвижную (рис. 8.26). Включение потенциометра осуществляют по классической мостовой схеме. Схема дальнейшей обработки сигнала аналогична той, что применяется при стадиографии.

В ходе исследования потенциометр закрепляют с помощью браншей так, чтобы он находился на центре вращения сустава. При этом одна бранша крепится на вышележащем сегменте конечности, а другая – на нижележащем (рис. 8.26).

**Циклограмметрия** – регистрация траекторий перемещений сегментов тела человека.

Первые устройства для циклограмметрии выполнялись на основе автоматической фотокамеры. Обследуемого одевали в черный костюм, к контрольным точкам (в основном центры вращения суставов) прикрепили лампочки (рис. 8.27, а). Пациент двигался по дорожке в полной темноте, врач производил съемку. По засветкам от лампочек путем совмещения различных кадров строились циклограммы (рис. 8.27, б). Циклограмма позволяет рассчитать линейные

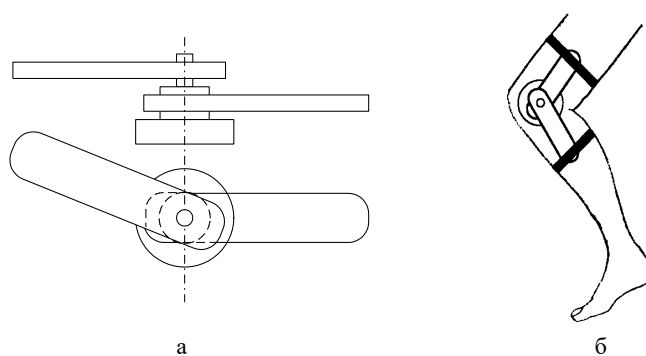
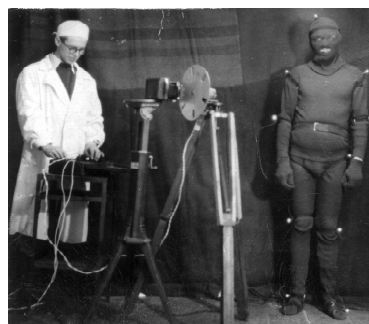


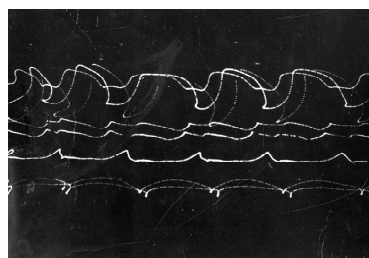
Рис. 8.26

и угловые скорости перемещения сегментов тела, их линейные и угловые ускорения в различных фазах шага. Если в качестве исходных параметров задаться весом исследуемых сегментов тела, то можно рассчитать усилия и моменты сил, действующих в суставах. Понятно, что описанная выше система не удовлетворяла врача ни в плане точности измерений (в силу большого количества субъективных операций), ни в плане быстроты и удобства проведения исследования.

В 1991 году итальянская фирма ELITE выпустила на рынок комплекс для биомеханических исследований "Motion analyser". В основу комплекса положен именно метод циклограммометрии. Однако его главной особенностью является комплексный подход к решению проблемы биомеханических исследований, поэтому мы рассмотрим устройство и принцип работы комплекса в следующем разделе.



а



б

Рис. 8.27

### 8.5 Комплексы для биомеханических исследований

Ярким примером комплексного подхода к проблеме исследования опорно-двигательного аппарата человека может служить комплекс "Motion analyser" фирмы ELITE (Италия). Внешний вид рабочего места врача-исследователя показан на рис. 8.28.

Комплекс позволяет реализовать большинство методов исследования, приведенных в этой главе. Структурная схема комплекса показана на рис. 8.29.

В основу комплекса положен метод циклограммометрии. Для реализации этого метода фирма разработала специальные маркеры, представляющие собой рефлекторы инфракрасного излучения, выполненные из ниобиевого сплава в виде полусферы с сотовой поверхностью. Маркеры имеют несколько типоразмеров от 0,1 до 1,0 мм



Рис. 8.28

(рис. 8.30). Съемка осуществляется цифровой телекамерой, работающей в ИК-свете (рис. 8.31).

Принцип действия такой системы довольно прост. Телевизионное изображение строится с помощью кадровой и строчной развертки. Маркер дает яркую “засветку” в кадре. Ее координаты определя-

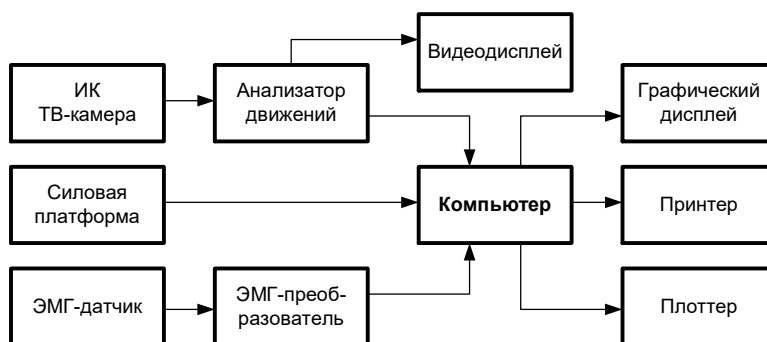


Рис. 8.29

ются импульсами строчной (положение в горизонтальной плоскости) и кадровой (положение в вертикальной плоскости) развертки. Использование маркеров разного размера позволяет системе однозначно идентифицировать контролируемые точки при сложных движениях (рис. 8.32).

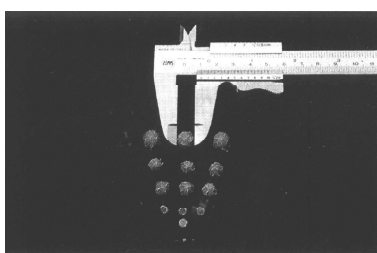


Рис. 8.30



Рис. 8.31

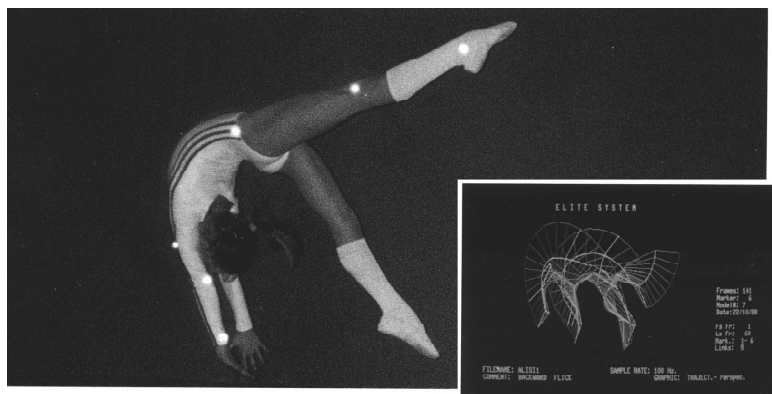


Рис. 8.32

Чтобы обеспечить необходимую точность измерений, перед началом исследований выполняется настройка системы. Для этой цели служит специальная калибровочная сетка (рис. 8.33). Камера устанавливается таким образом, чтобы сетка четко совпадала с разверткой кадра TV-камеры (рис. 8.34). Система может обрабатывать как двухмерные изображения (в этом случае используется одна TV-камера), так и трехмерные (используются 2 или 4 TV-камеры).

Кроме того, в состав комплекса входят следующие устройства:

1. Силовая платформа для исследования опорных реакций при ходьбе (рис. 8.35), выполненная в классической тензометрической реализации. Принцип действия подобной платформы мы рассматривали ранее в этой главе в разделе “Устройство для измерения опорных реакций”).

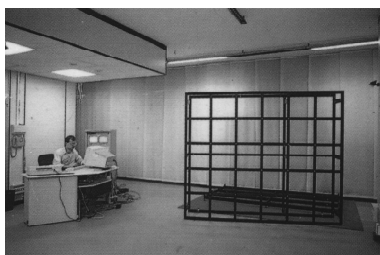


Рис. 8.33

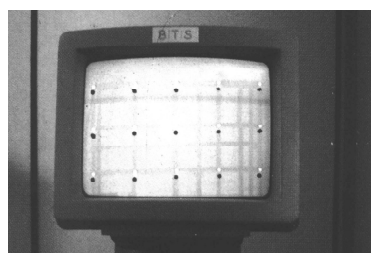


Рис. 8.34

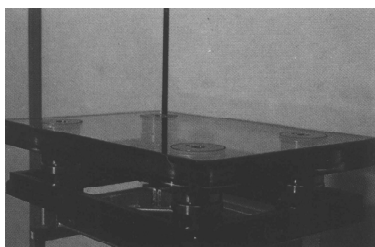


Рис. 8.35 Силовая платформа

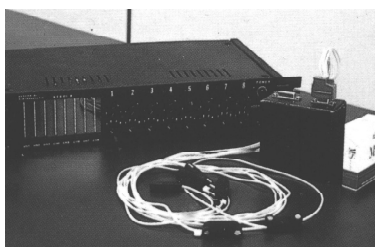


Рис. 8.36 Электромиограф

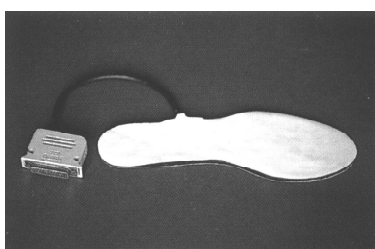


Рис. 8.37 Подографическая стелька

2. Портативный электромиограф (рис. 8.36) для измерения электрической активности мышц в процессе движения, снабженный радиопередатчиком. Радиоканал введен для обеспечения максимально комфортных условий ходьбы, так как связующие провода сковывают движения и, тем самым, нарушают стереотип походки.

3. Подографические стельки (рис. 8.37) для исследования временных параметров походки позволяют фиксировать пяточный удар как начало шага, измерять длительность опорных фаз при перекате стопы и безопорного стояния (см. раздел “Подография”). Стельки используются только совместно с ЭМГ.

Блок-схема программы обработки информации приведена на рис. 8.38. Программное обеспечение комплекса состоит из трех независимых разделов, обеспечивающих обработку сигналов от измерительных устройств (ТВ-камеры, силовой платформы и

миографа), а также программу настройки и калибровки, позволяющую настроить параметры. База данных, содержащая модели различных движений, позволяет сравнивать действия испытуемого с неким “идеалом” и проводить соответствующую коррекцию. Такой подход позволяет быстрее обучить пациента ходьбе после операции, при подгонке протеза, спортсменам быстрее отрабатывать технику спортивных движений. Использование перечисленных методик совместно в различных комбинациях позволяет получать большой объем информации:

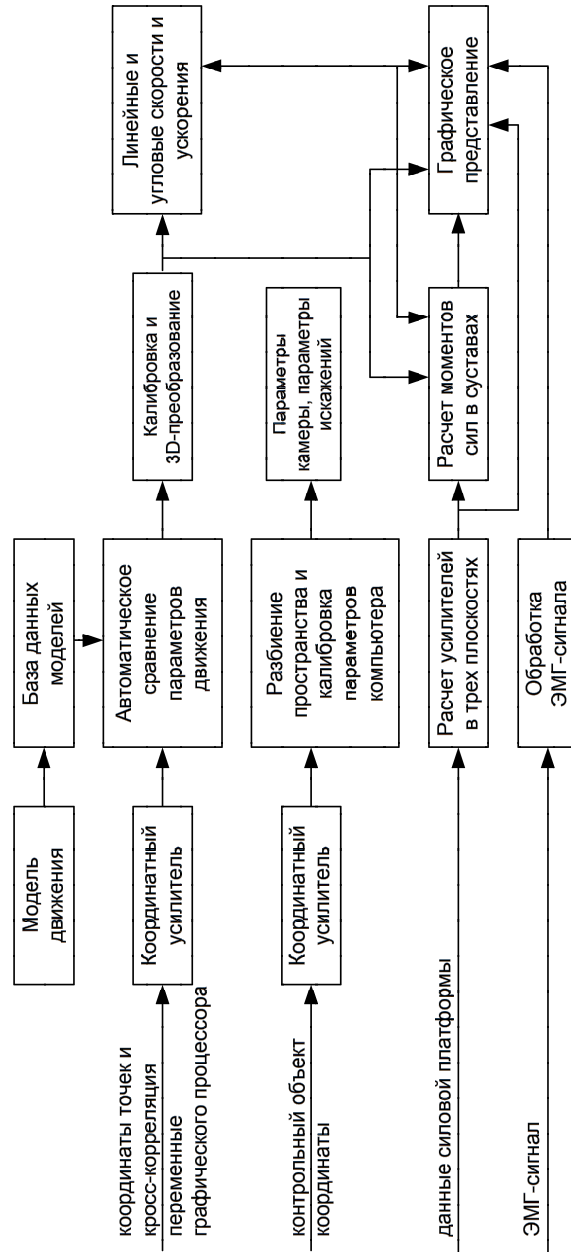


Рис. 8.38 Структурная схема программного обеспечения комплекса Motion analyser

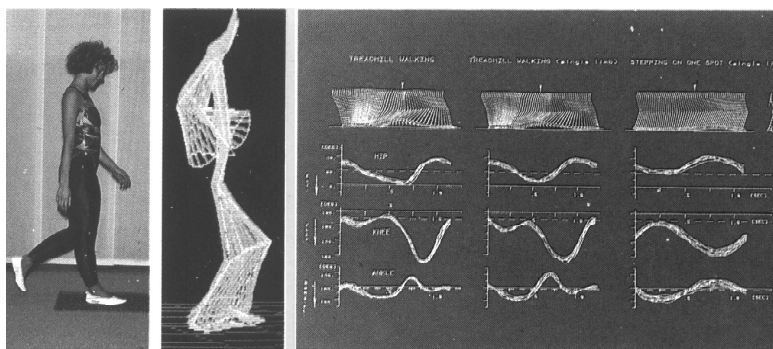


Рис. 8.39

- линейные и угловые скорости и ускорения;
- объем движений в суставах;
- антропометрия (определение величины деформаций ОДА);
- величины опорных реакций при ходьбе;
- усилия и моменты сил в суставах;
- миографические сигналы.

Как мы уже отмечали, комплекс может использоваться в различных областях:

1) в ортопедии (рис. 8.39):

- уточнение диагноза;
- пред- и послеоперационный анализ движений для оценки результатов проведенного лечения;
- моделирование предполагаемых результатов оперативных вмешательств;
- для текущей оценки хода консервативного лечения;
- контроль режима функциональных нагрузок ОДА после оперативных вмешательств в процессе реабилитации;

2) в вертебрологии (рис. 8.40):

- общая оценка степени деформации позвоночника;
- прогноз развития деформации позвоночника;
- оптимизация условий фиксации позвоночника;
- подбор и подгонка средств коррекции деформаций позвоночника (корсетов, ортезов);

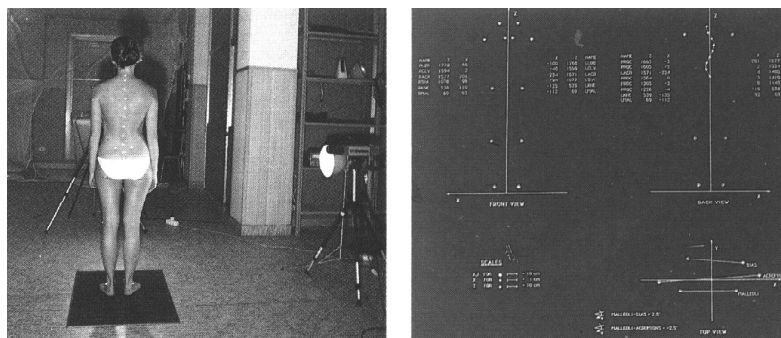


Рис. 8.40

3) в протезостроении (рис. 8.41):

- разработка новых протезов;
- тестирование и подгонка протеза под пациента;
- обучение ходьбе на протезах;
- подбор и изготовление средств коррекции деформаций стоп (ортопедические стельки, супинаторы, пронаторы и др.);

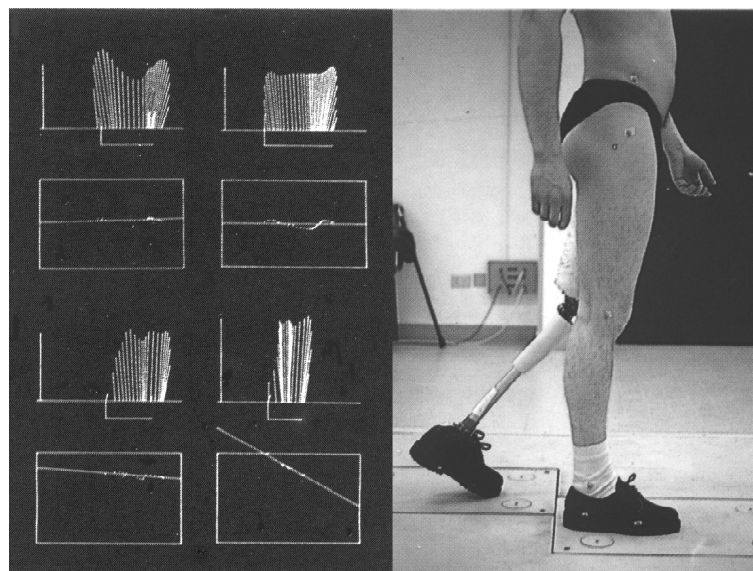


Рис. 8.41

- проектирование, изготовление и подгонка ортопедической обуви;
- ортезирование.
- 4) в неврологии (рис. 8.42):
  - дифференцированная оценка состояния различных отделов ЦНС;
  - оценка двигательной активности при таких заболеваниях как детский церебральный паралич, полиомиелит, болезнь Паркинсона и др.
- 5) в спорте (рис. 8.43):
  - отработка биомеханически точных спортивных движений во время тренировочного процесса;
  - восстановление функции опорно-двигательного аппарата после травм.

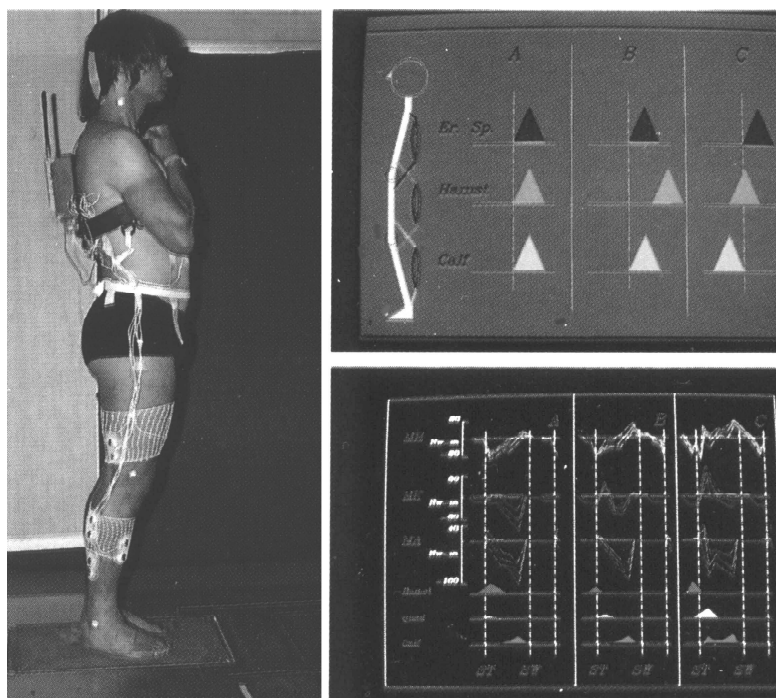


Рис. 8.42

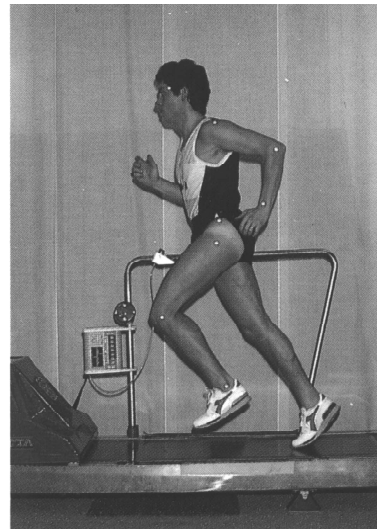
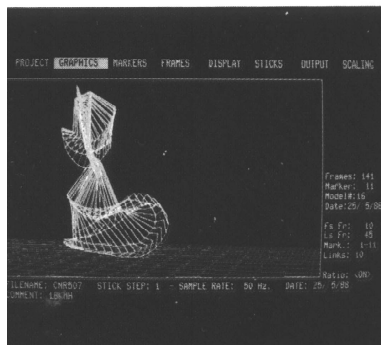


Рис. 8.43

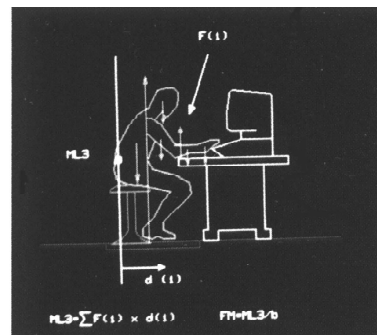
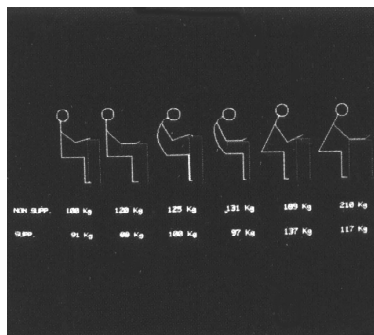


Рис. 8.44

В промышленности возможно использование подобных систем при проектировании рабочих мест (мебельная, автомобильная промышленности, авиация и др.) (рис. 8.44). В Советском Союзе для этих целей комплекс был приобретен Камским автозаводом и НПО “Энергия”.

## 9 РОБОТОТЕХНИКА В МЕДИЦИНЕ

*Авторы выражают глубокую признательность профессору Jörg Jerosch (Германия) за любезно предоставленные материалы для подготовки данного раздела.*

Десять лет назад на проблемы медиков обратили свое внимание производители промышленных роботов. Это фирмы, выпускающие роботы для автомобильной промышленности. Сегодня две фирмы занимаются разработкой медицинской робототехники. Первой была компания ROBODOC (США), начавшая производство подобных систем в 1992 году. В 1998 году у нее появился конкурент в лице фирмы CASPAR (Германия).

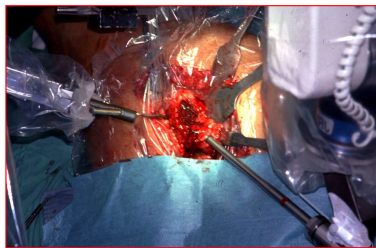


Рис. 9.1

Так как в основном робототехнические системы выпускаются для проведения ортопедических операций (рис. 9.1), они получили название CAOS (Computer Assisted Orthopaedic Surgery), или Компьютерный помощник ортопедического хирурга. Производители медицинских роботов не случайно начали свои разработки с ортопедии. Дело в том, что ортопед имеет дело с костными структурами, повреждения которых лечатся, в основном, с помощью различных металлических конструкций (пластины, аппараты внешней фиксации, дистракторы, винты, спицы, стержни и т.п.), что наиболее близко к техническим задачам, решаемым роботами в промышленности.

По своему технологическому назначению медицинские роботы делятся на три вида:

- операционные роботы;
- системы планирования операций;
- операционные навигационные системы.

## 9.1 Операционные роботы

Операционные системы (ОС) – это системы непосредственно заменяющие хирурга во время операции. Используются ОС, в основном, при выполнении операций по эндопротезированию, так как при таких операциях робот имеет дело со стандартной деталью (эндопротезом) и его задача сводится к подготовке места для установки этой детали (рис. 9.2). Операция включает в себя три основных этапа:

1. Предоперационное планирование.
2. Передача информации в операционную.
3. Подбор искусственного имплантата.

Возникает вопрос: “Может ли машина полностью заменить хирурга?” Чтобы ответить на него, в клинике Кранкенхаус (Германия) профессором Йоргом Ерошем были проведены сравнительные испытания системы Robo-Doc (рис. 9.3) с работой обычной хирургической бригады. Были изучены результаты эндопротезирования 94 пациентов. Оценивались качество обработки поверхности кости, угол антиторсии (угол между осями головки и мышечков бедренной кости), плотность контакта поверхности эндопротеза с поверхностью кости.

В результате эксперимента были получены следующие данные. Угол антиторсии бедренной кости у пациентов обычной хирургической бригады перед операцией в среднем составлял  $31,3^\circ$ , после операции этот показатель был равен  $20,5^\circ$ . Средняя ошибка составила  $10,8^\circ$ , показатели работы системы Robo-Doc были значительно лучше. Если до операции угол антиторсии в среднем составлял  $30,9^\circ$ , то после операции –  $31,3^\circ$ , т.е. средняя ошибка – менее  $0,5^\circ$  (рис. 9.4)

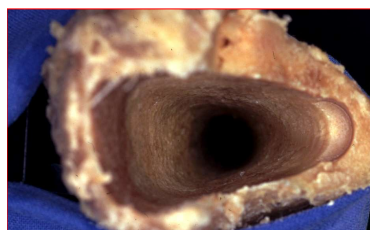


Рис. 9.2

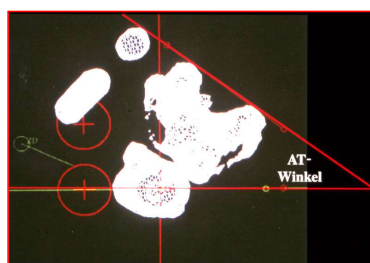


Рис. 9.3

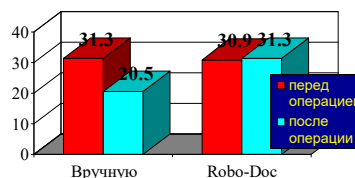


Рис. 9.4



Рис. 9.5

Плотность контакта поверхности эндопротеза с поверхностью кости оценивалась как суммарная величина зазора между поверхностями, измеренный в 5 поперечных срезах на томографическом изображении (рис. 9.5). Преимущество робототехники в этом компоненте выполнения операции также не

вызывает сомнений. Обычная операционная бригада выполняла обработку канала бедренной кости в 2 раза хуже. Суммарный зазор между поверхностями составил 35,4 мм при работе хирургической бригады и 14,2 мм при работе системы Robo-Doc.

Качество обработки канала бедренной кости можно оценить по снимкам, выполненным с анатомических препаратов (рис. 9.6). К сожалению, перелом стенки бедренной кости является довольно частым осложнением при операциях эндопротезирования. Как показано в таблице, роботы таких ошибок не допускают.

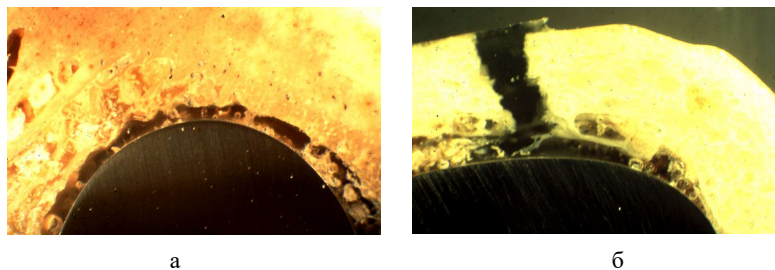


Рис. 9.6 Обработка костномозгового канала бедренной кости: а – системой Robo-Doc; б – ручная (перелом стенки канала).

Таблица.

Сравнительные результаты Robo-Doc операций на 94 пациентах

	Robo-Doc	Хирургическая бригада
Длительность операции	266 минут	125 минут
Стационар	7,0 недель	7,16 недель
Переломы	нет	2 случая
Вывихи	2 случая	3 случая

Несмотря на высокую точность установки эндопротезов, операционные роботы имеют ряд существенных недостатков. Длительность операции в 2 раза выше, чем у хирургической бригады. Значительно выше опасность гнойных осложнений. Кроме того, при использовании роботов возникают проблемы юридического и морального плана. Во-первых, возникает психологический барьер: больному очень трудно решиться на операцию, выполняемую машиной, во-вторых, страховые фирмы очень осторожно подходят к таким хирургическим вмешательствам, так как не ясно, кому предъявлять претензии в случае неблагоприятного исхода.

#### **ТЕХНОЛОГИЯ ВЫПОЛНЕНИЯ ОПЕРАТИВНЫХ ВМЕШАТЕЛЬСТВ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ОПЕРАЦИОННЫХ РОБОТОВ**

Подготовка ортопедической операции состоит из 3-х основных этапов:

1. Получение предварительных изображений объекта оперативного вмешательства.
2. Преобразование изображений в математическую модель.
3. Подбор искусственного имплантата.

На первом этапе пациенту делают небольшое оперативное вмешательство: выполняют маленький разрез в области оперируемого сустава и вкручивают винт. В дальнейшем, при компьютерном планировании операции и в ходе ее выполнения, этот винт будет играть роль центра системы координат от которого будут рассчитывать все манипуляции. Затем выполняют томографию конечности с помощью рентгеновского или ЯМР-томографа. Специальные графические станции (рис. 9.7) позволяют врачу просмотреть изображения в трех проекциях в любом из томографических срезов, построить объемное изображение объекта, провести необходимые линейные и угловые измерения.

Второй этап – построение математической модели по имеющимся изображениям. Для этого необходимо определить контуры объекта (рис. 9.8). Эта операция выполняется автоматически с последующей ручной коррекцией.

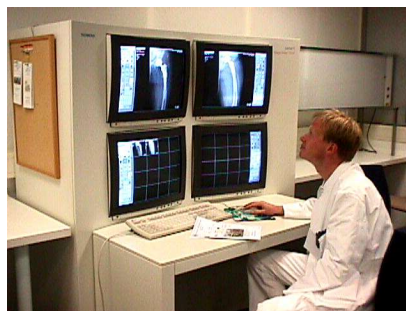


Рис. 9.7

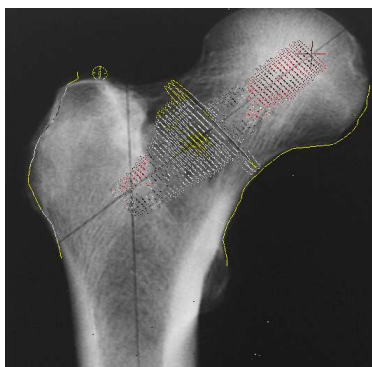


Рис. 9.8

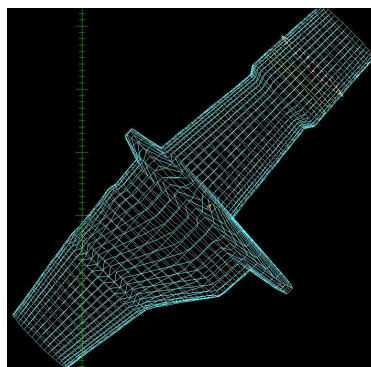


Рис. 9.9

Третий этап – подбор эндопротеза. База данных клиники Кранкенхауз содержит математические модели всех конструкций и типоразмеров эндопротезов, которые производятся в Европе (рис. 9.9). Возможен вариант индивидуального изготовления эндопротеза, для пациента такой эндопротез обойдется несколько дороже.

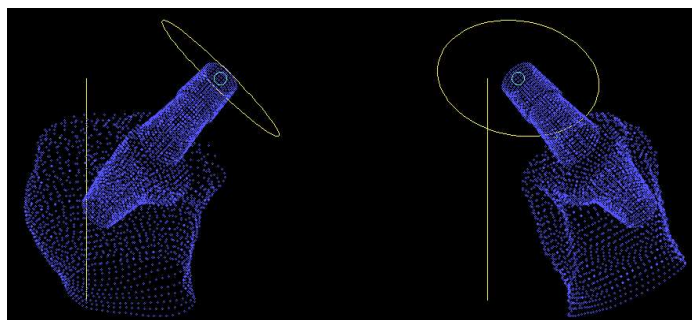


Рис. 9.10

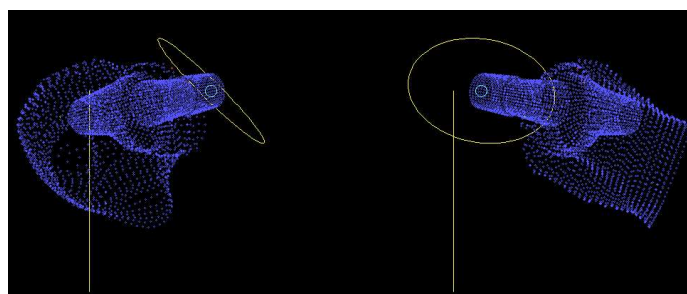


Рис. 9.11

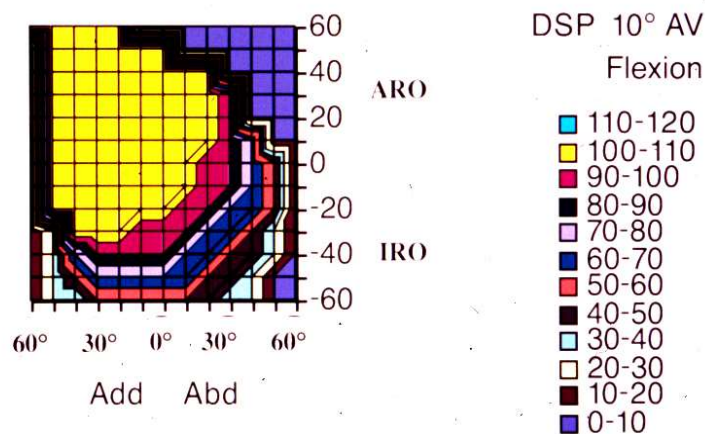


Рис. 9.12

Четвертый этап – планирование операции. Врач определяет место резекции бедренной кости, ее оптимальные угловые и линейные параметры, места обработки костномозгового канала в соответствии с размерами эндопротеза таким образом, чтобы оптимально совместить оси эндопротеза и бедренной кости (рис. 9.10), а также центры вращения головки и чашки эндопротеза (рис. 9.11).

В качестве контроля программное обеспечение позволяет промоделировать характер распределения нагрузок в системе "кость–эндопротез" при различных вариантах нагружения (рис. 9.12) и сделать коррекцию установки эндопротеза с учетом этого показателя.

После завершения планирования оперативного вмешательства компьютер автоматически создает программу для работы операционного робота.



Рис. 9.13



Рис. 9.14

Заключительный этап – собственно операция (рис. 9.13). Больного привозят в операционную, дают наркоз, врач делает разрез мягких тканей в области оперируемого сустава и вводит в операционную рану манипулятор робота. Робот сканирует рану с помощью ультразвукового сканера, обнаруживает винт, установленный на первом этапе и, используя его в качестве центра координат, проводит все манипуляции, необходимые для подготовки места под эндопротез. После этого врач устанавливает эндопротез в бедренную кость и чашку в тазовую, замыкает оба компонента эндопротеза и зашивает рану. Результат такой операции показан на рис. 9.14.

## 9.2 Навигационные системы

Основное назначение навигационных систем – помощь хирургу во время операции.

Функционально такие системы делятся на два вида:

- управляющие (C-Arm), работающие на основе предварительного компьютерного планирования операции;
- контролирующие (OrthoPilot), осуществляющие контроль за действиями хирурга во время операции без предварительного планирования.

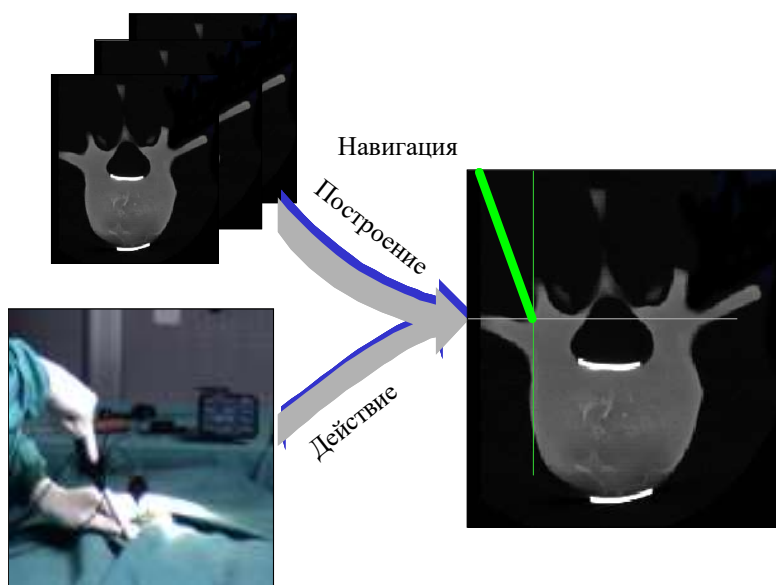


Рис. 9.15 Концептуальная схема работы навигационной системы

Предоперационная подготовка изображений оперируемого объекта осуществляется с помощью томографа (РТ, ЯМР).

Концепция функционирования всех навигационных систем заключается в следующем (рис. 9.15):

- изображение оперируемого объекта создается предварительно с помощью томографа;
- действия хирурга контролируются системой слежения;
- информация, поступающая от следящей системы накладывается на томографическое изображение объекта и выводится на экран монитора.

Основные компоненты навигационных систем (рис. 9.16) следующие:

- томограф;
- ИК видеокамера;
- графическая станция с блоком управления видеокамерой;
- хирургический инструментарий с датчиками движения.

Принцип действия следящей системы основан на визуальном контроле хирургического инструмента с помощью видеокамеры (рис. 9.17). Для обеспечения контроля все инструменты снабжены щит-

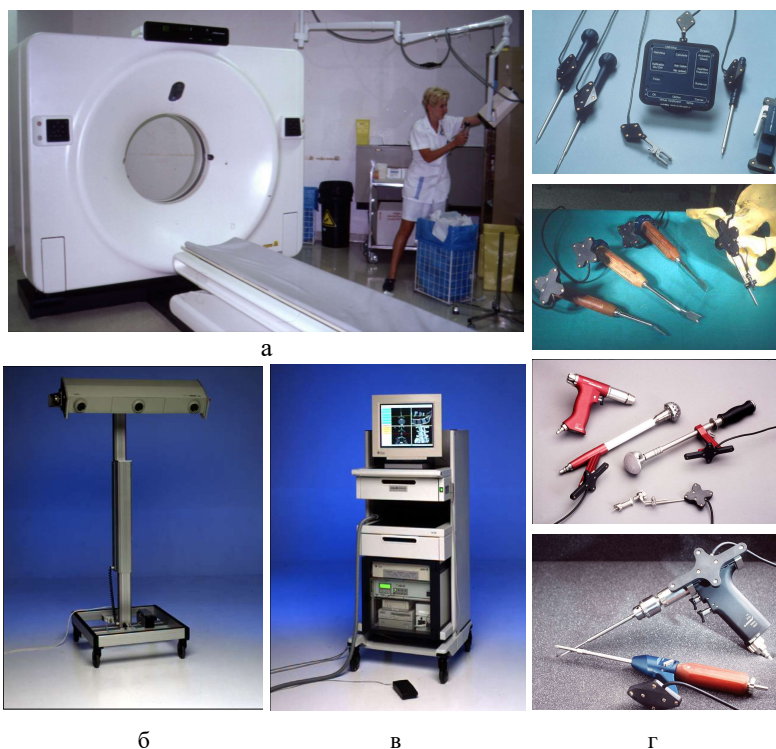


Рис. 9.16 Компоненты навигационной системы:  
 а – ЯМР-томограф; б – ИК-видеокамера; в – графическая станция;  
 г – хирургический инструмент с датчиками перемещения

ком-индикатором, на котором расположены светодиоды ИК-излучения. ИК-светодиоды дают в кадре видеокамеры светящуюся точку. Координаты каждой точки в кадре определяются количеством строчных и кадровых импульсов развертки изображения. Размещение светодиодов по 4 штуки в виде ромба позволяет однозначно определять угол поворота инструмента относительно камеры по изменению геометрических соотношений между засветками. Для инициализации нескольких инструментов может быть использована различная модуляция (амплитудная или частотная) ИК-сигнала, излучаемого светодиодами. Для обеспечения высокой точности определения перемещений инструмента используют встроенную видеокамера с высокой разрешающей способностью. Анализ трех изображений, снятых с различных точек, позволяет обеспечить определение смещение объекта с точностью 0,1 мм при его удалении от камеры на 2 м.

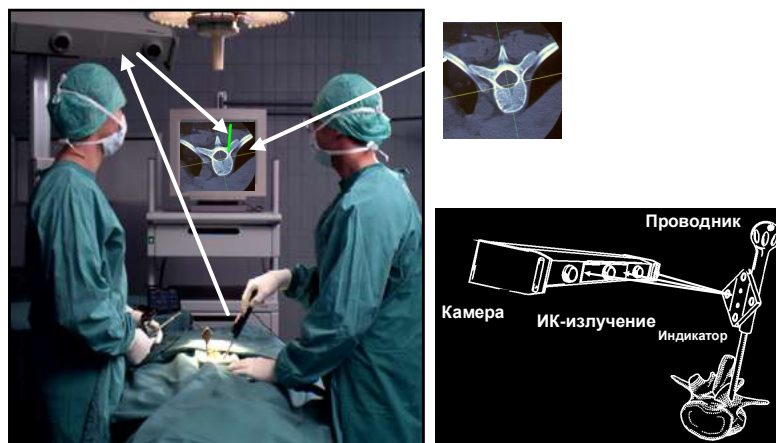


Рис. 9.17 Схема работы системы слежения

Передача томографических изображений на графическую станцию осуществляется непосредственно с томографа с помощью сетевого оборудования (рис. 9.18).

Для контроля положения сегментов тела пациента используют специальные маркеры, также снабженные щитком-индикатором со светодиодами (рис. 9.19). Система контроля может быть закреплена практически в любой части тела пациента. Это позволяет с большой

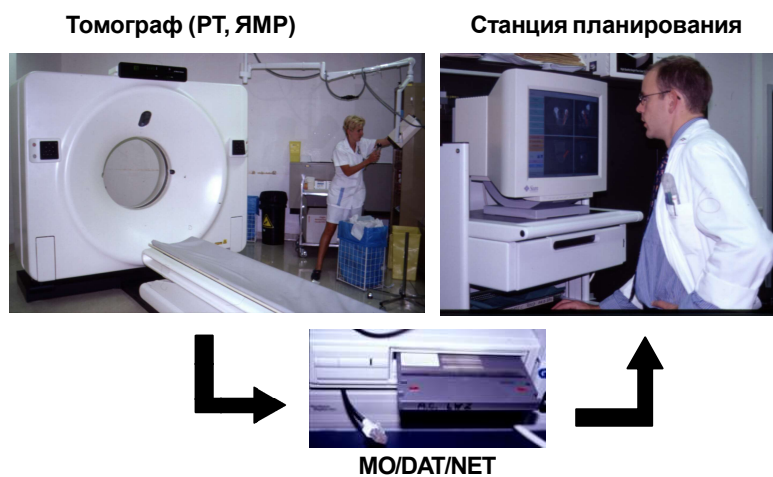


Рис. 9.18

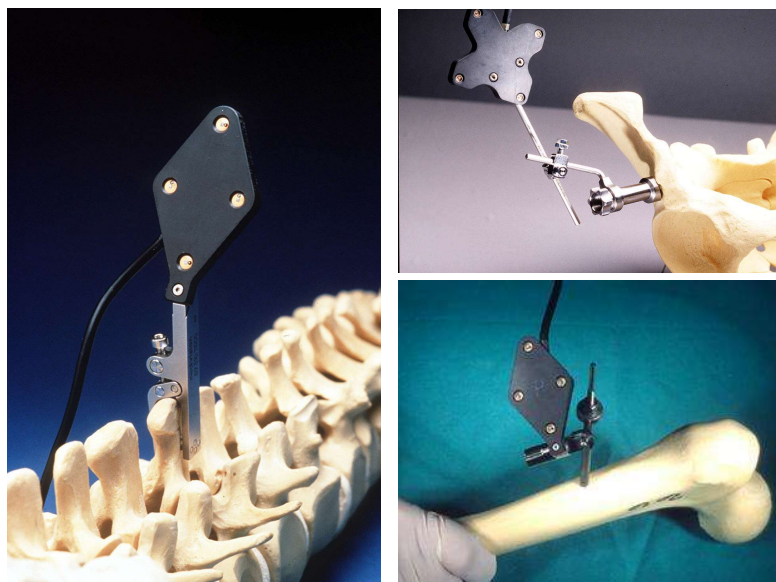
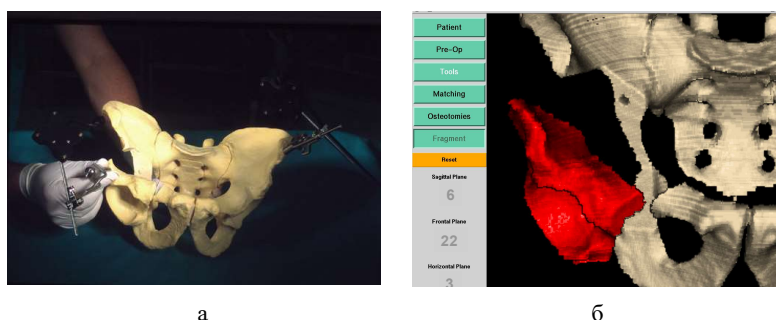


Рис. 9.19

точно контролировать положение оперируемых сегментов во время операции и, в соответствии с этим, корректировать ракурс изображения выводимого на экран монитора, а также, что более важно, точнее определять взаиморасположение хирургического инструмента относительно оперируемого сегмента.

На рис. 9.20 показан результат работы системы слежения во время операции. Хирург устанавливает датчик перемещений на вертлужную впадину тазовой кости (рис. 9.20, а), компьютер выделяет "оперируемую" зону на изображении объекта (рис. 9.20, б).



а

б

Рис. 9.20

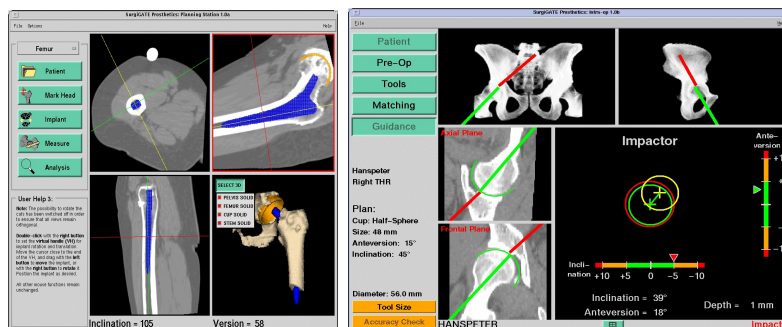


Рис. 9.21

Кроме контроля положения инструмента во время проведения операции, система позволяет определить соосность сегментов и совместить центры вращений компонентов суставов, что особенно важно при эндопротезировании (рис. 9.21).

### 9.3 АРМ-навигаторы типа OrtoPilot

Отличительная особенность навигационных комплексов типа OrtoPilot заключается в отсутствии этапа предоперационного планирования, что позволяет использовать их при urgentных (неотложных) операциях, однако при этом значительно снижается точность регистрации перемещений контролируемых объектов – 1,5–2 мм.

Основное назначение комплекса OrtoPilot состоит в контроле текущего положения инструмента и оперируемого сегмента с целью избежать ошибок установки элементов крепления и смещений фрагментов скелета.

Технология работы комплекса осуществляется следующим образом (рис. 9.22):

1. Пациента доставляют в операционную и закрепляют на оперируемом сегменте датчик системы контроля.

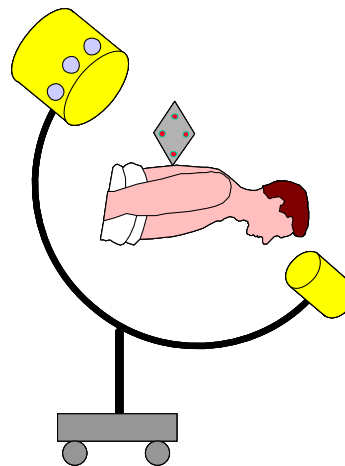


Рис. 9.22



Рис. 9.23

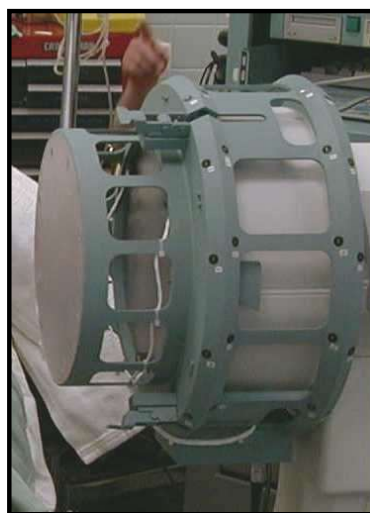


Рис. 9.24

2. С помощью рентгеновского томографа (рис. 9.23) сканируют зону оперативного вмешательства.

3. Изображение передается на графическую станцию и томограф удаляют из операционной.

Для контроля перемещений инструмента и пациента используют те же инструменты, ИК-видеокамера и графическая станция, что и в предыдущей системе (рис. 9.16).

Для обеспечения соответствия сканированного изображения и изображения контролируемых инструментов перед началом работы производят настройку томографа и ИК-камеры с помощью специального калибровочного устройства (рис. 9.24). Оно позволяет настроить томограф и камеру так, чтобы размеры объекта, попадающего в кадр, были одинаковы. Это позволяет максимально точно сопоставлять изображения во время проведения операции. На рис. 9.25 приведено рентгеноскопическое изображение этапа операции (сверление отверстия в теле позвонка) и то же изображение с наложенным изображением инструмента, получаемым от навигационной системы.

Средство контроля положения инструмента достаточно эффективно для хирурга. На рис. 9.26 показан пример контроля подвода хирургической пилы в плоскость среза при резекции мышечка большеберцовой кости для установки эндопротеза коленного сустава. Нави-

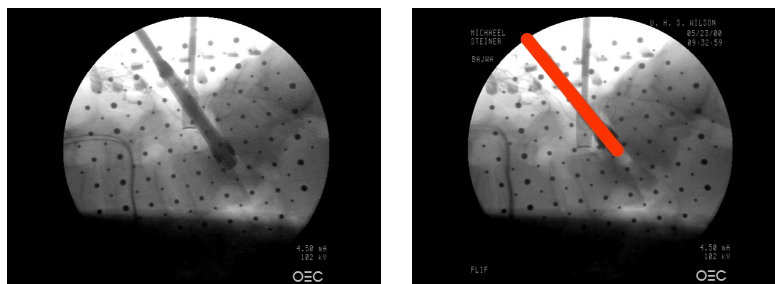


Рис. 9.25

гационная система контролирует положение кости во фронтальной и сагиттальной плоскостях, а также положение режущего инструмента. Врач при работе может ориентироваться на сигналы “семафора” в верхней части экрана, которые отображают совпадение плоскости хирургической пилы. В данном примере этот подход позволяет избежать такой хирургической ошибки, как несовпадение плоскости установки бедренного и берцового компонентов эндопротеза коленного сустава.

Кроме контроля взаимного расположения инструмента и оперируемого сегмента во время операции, АРМ-навигатор типа OrtoPilot позволяет определить соосность костей конечности и центры вращений суставов. Рассмотрим эту процедуру на примере тазобедренного сустава (рис. 9.27).

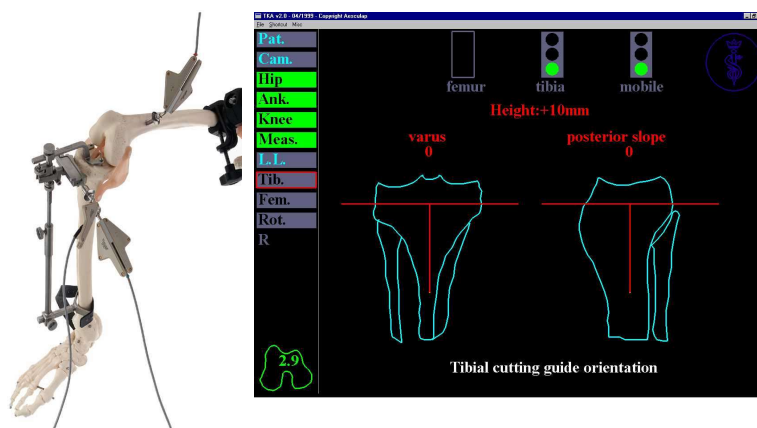


Рис. 9.26

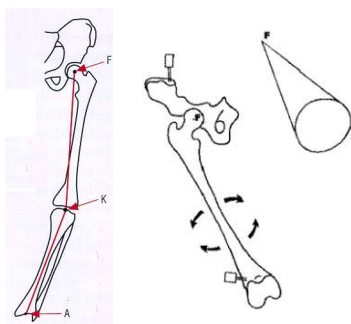


Рис. 9.27 Схема определения центра вращения тазобедренного сустава



Рис. 9.28



Рис. 9.26

1. На обоих концах бедренной кости устанавливают датчики системы слежения (рис. 9.28).

2. Врач осуществляет ротацию конечности (рис. 9.29).

3. Компьютер по взаимному перемещению датчиков рассчитывает центр вращения головки бедра.

Комплекс позволяет произвести запись хода операции на видеокассету для последующего просмотра и анализа действий хирургической бригады. Видеозапись может быть использована в учебном процессе для обучения студентов или повышения квалификации врачей, работающих в этой области.

### Перспективы использования хирургических навигационных систем

1. Проведение сложных оперативных вмешательств, когда хирургическая бригада сможет предварительно отработать все этапы операции на компьютере.

2. Использование в учебном процессе. Придет время, когда студенты медицинских учебных заведений смогут отбатывать навыки хирургических вмешательств на реальных клинических примерах из практики лучших мировых специалистов. При этом компьютер сможет контролировать их действия и сравнивать с действиями "оригинала" давая необходимые подсказки.

### **Перспективы технического развития хирургической робототехники**

1. Миниатюризация – операционный робот в “карманном” формате.
2. Комбинация операционного робота с навигационной системой.
3. Использование трехмерной обработки изображения в реальном времени.

### **Проблемы создания хирургической робототехники**

1. Существует ли нормированный пациент? Робот может иметь дело со стандартными объектами. К сожалению (или к счастью), каждый человек индивидуален. Сегодня робот может использоваться только для подготовки места под стандартизованную деталь (эндопротез) в нестандартном объекте (кость). Смогут ли роботы работать с уникальными объектами?

2. Смогут ли компьютеры заменить врача? Как бы тщательно ни была спланирована операция, в ходе ее всегда возникают нестандартные ситуации, и хирургу приходится искать решение в считанные секунды. Можно ли все предусмотреть в компьютерных программах? Сможет ли компьютер так же быстро, как человек, менять алгоритмы своих действий?

## СПИСОК РЕКОМЕНДУЕМОЙ ЛИТЕРАТУРЫ

1. Биотехнические системы: теория и проектирование / В.М.Ахутин и др. – Л.: Высшая школа, 1991. – 163 с.
2. Копылова К.Ф., Терпухов Н.В. Параметрические усилители низких частот. – М.: Советское радио, 1973. – 47 с.
3. Кельман И.М. Электрокардиография и фонокардиография. – М.: Медицина, 1974. – 134 с.
4. Мурашко В.В., Струтынский А.В. Электрокардиография: Учебное пособие. – М.: Медицина, 1991. – 288 с.
5. Эман А.А. Биофизические основы измерения артериального давления. – М.: Медицина, 1983. – 235 с.
6. Полищук В.И., Терехова Л.Г. Теория и методика реографии и реоплетизмографии. – М.: Медицина, 1983. – 227 с.
7. Викторов В.А. Аппаратура для функциональной диагностики легких. – М.: Медицина, 1984. – 235 с.
8. Лазарашвили Л.Т. Помехоустойчивость осциллометрических автоматизированных сфигмоманометров // Медицинская техника. – 1993. – №3. – С.19–28.

## СОДЕРЖАНИЕ

Перечень условных сокращений .....	3
1 Классификация и основные характеристики электронно-медицинской аппаратуры .....	5
2 Теория электродов и их характеристики .....	13
2.1 Электроды для снятия биоэлектрических потенциалов .....	17
3 Усилители биопотенциалов .....	24
3.1 Электроды для усилителей биопотенциалов .....	24
3.2 Электронные УБП .....	26
3.3 Параметрические УБП .....	34
4 Общие узлы электронно-медицинских приборов .....	40
4.1 Коммутационные элементы .....	40
4.3 Пороговые устройства .....	45
4.3 Детекторы .....	48
5 Приборы для кардиологических исследований .....	54
5.1 Электрокардиографы и электрокардиоскопы .....	54
5.1.1 Входные блоки электрокардиографов .....	58
5.1.2 Блоки гальванической развязки и последующего усиления кардиосигнала .....	64
5.1.3 Оконечные каскады и блоки отображения информации ЭКГ .....	68
5.1.4 Микропроцессорный кардиоанализатор МАК-01 (ЦН 3052) .....	77
5.2 Векторэлектрокардиоскопы и электроэнцефалографы .....	90
5.3 Фонокардиографы .....	93
5.3.1 Микрофоны и микрофонные усилители .....	94
5.3.2 Фильтры. Способы записи ФКГ .....	98
6 Приборы для исследования гемодинамики .....	101
6.1 Измерение давления крови .....	101
6.1.1 Датчики давления и датчики тонов Короткова .....	103
6.2 Измерение частоты сердечных сокращений .....	116
6.2.1 Датчики измерителей ЧСС .....	117

6.2.2	Аналоговые устройства для измерения ЧСС .....	119
6.2.3	Цифровые устройства для измерения ЧСС .....	123
6.3	Реографы .....	129
7	Приборы для исследования функций внешнего дыхания. ....	139
8	Устройства для исследования функции опорнодвигательного аппарата .....	147
8.1	Методы исследования функции опорнодвигательного аппарата .....	147
8.2	Устройства для антропометрических исследований ОДА ..	148
8.3	Устройства для статических исследований ОДА .....	151
8.4	Устройства для кинематических исследований функции ОДА.....	163
8.5	Комплексы для биомеханических исследований .....	175
9	Робототехника в медицине .....	184
9.1	Операционные роботы .....	185
9.2	Навигационные системы .....	190
9.3	АРМ-навигаторы типа OrtoPilot .....	195
	Список литературы .....	200
	Содержание .....	201

*Научное издание*

ОСТРОУХОВ Владимир Денисович  
КАРПИНСКИЙ Михаил Юрьевич

**Медицинская аппаратура для  
функциональной диагностики и ортопедии**

Учебное пособие по курсу  
“Теория, расчет и проектирование медицинской аппаратуры”.

Редакторы: Задорожна Л.В.  
Писаренко А.В.

Компьютерная верстка  
Карпинской Е.Д.

Подготовлено и отпечатано в издательстве “Крокус”  
Свідоцтво про державну реєстрацію ДК № 921 від 22.05.2002

Подписано к печати 25.09.2005. Формат 60x90<sup>1</sup>/<sub>16</sub>.  
Бумага офсетная. Печать ризография.  
Усл. печ. лист.- 6,5. Тираж 300 прим. Зак. 450/05

Видавництво «Крокус»  
Свідоцтво про державну реєстрацію ДК № 921 від 22.05.2002

Харків-183, вул. Др. народів, 277, 93. Тел. 716-01-79.  
<http://medicine.itl.net.ua>, e-mail: [medicine@online.kharkov.ua](mailto:medicine@online.kharkov.ua)