

БИОТЕХНИЧЕСКИЕ МЕДИЦИНСКИЕ ПРИБОРЫ И СИСТЕМЫ



ТАШКЕНТ

616-71(075)

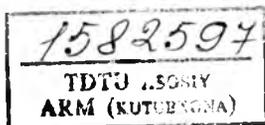
Б 63

**МИНИСТЕРСТВО ВЫСШЕГО И СРЕДНЕГО
СПЕЦИАЛЬНОГО ОБРАЗОВАНИЯ РЕСПУБЛИКИ
УЗБЕКИСТАН**

**ТАШКЕНТСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ**

БИОТЕХНИЧЕСКИЕ МЕДИЦИНСКИЕ ПРИБОРЫ И СИСТЕМЫ

*Рекомендовано Министерством высшего и среднего
специального образования Республики Узбекистан в качестве
учебника для высших учебных заведений*



ТАШКЕНТ – 2015

УДК: 616-71 (075)

ББК 51

Б-63

Б-63 “Биотехнические медицинские приборы и системы”. –Т.: «Fan va texnologiya», 2015, 332 стр.

ISBN 978–9943–998–01–8

В учебном пособии изложены основные проблемы медицинской электроники и данные по эксплуатации наиболее распространённых биотехнических и медицинских приборов и систем. Рассмотрены биотехнические приборы и системы, приведены физические обоснования соответствующих методов и их применения, а также изложены необходимые разъяснения по принципу их работы.

Учебное пособие написано в соответствии с утверждённым стандартом по данному направлению и печатается по решению учебно-методического совета Ташкентского государственного технического университета им. А.Р. Беруни.

Пособие предназначено для бакалавров, обучающихся по направлениям обучения «5310800-Электроника и приборостроение (приборостроение)» и «5320300-Технологические машины и оборудования (медицинская промышленность)».

The tutorial outlines the basic problems of medical electronics and basic data on the most common operating electro medical, optoelectronic devices and appliances.

Each group discussed the diagnostic tools and therapeutic devices are physically justification appropriate method of diagnosis, and also provide the necessary clarification on the basis of their work.

The manual is written in accordance with the approved standards in this area and is printed by the decision of educational-methodical council Tashkent State Technical University. A.R. Biruniy. The manual is intended for bachelors and masters students in the field “Instrument” and “Technological machinery and equipment (medical industry)”

Ушбу қўлланмада тиббиёт электроникасининг асосий муаммолари ва уни ечишда қўлланиладиган электрон қурilmалар тўғрисида асосий маълумотлар ҳамда электрон қурilmаларни ишлатиш методлари тўғрисидаги физикавий асосланган маълумотлар келтирилган.

Ўқув қўлланма тасдиқланган стандарт асосида ёзилган ва Тошкент Давлат техника университети, илмий услубий кенгаши қарорида асосан нашрга тайёрланган ўқув қўлланма Асбобсозлик кафедраси «5310800-Электроника ва асбобсозлик (приборсозлик)», «5320300-Технологик машина ва жихозлар (тиббиёт саноати)» йўналиши бакалаврият ва магистратура талабалари учун мўжалланган.

Авторы:

Турсунов М.А., Хайдаров А.Х., Васильева С.А., Гаибназаров Б.Б.

Рецензенты:

С.А. Убайдуллаев – к.ф.-м.н., с.н.с. Института ионно-плазменных и лазерных технологий АН РУз.

Ш. Мавлянов – к.т.н., доц. каф. «Радиотехнические устройства и системы» ТГТУ.

ISBN 978–9943–998–01–8

© Изд-во «Fan va texnologiya», 2015.

ВВЕДЕНИЕ

В современной медицине при разработке и конструировании медицинских аппаратов, систем и комплексов используются самые последние достижения, полученные в физике, математике, механике, электронике, вычислительной технике и других отраслях человеческих знаний. При разработке и эксплуатации такой техники необходим учёт взаимосвязей между биологической сущностью исследуемого объекта, методическими приемами применения электронных приборов, аппаратов и систем и особенностями их технической реализации, так как недоучет этих взаимосвязей и взаимодействий может существенно повлиять на качество разрабатываемой и эксплуатируемой медицинской техники.

Поэтому для понимания принципов построения и работы технических средств для диагностики и терапии необходимо знать физические и методические особенности получения диагностической информации и представления ее медицинскому персоналу при описании различных классов устройств, в учебном пособии была выбрана следующая основная схема представления материала: краткое описание используемого метода описание узлов взаимодействия с биообъектом типовая структура прибора (системы, комплекса) и принцип ее работы описание алгоритма или программы работы прибора (при необходимости) способ представления информации медицинскому персоналу технические характеристики наиболее характерных представителей данного класса приборов.

Дисциплина «Биотехнические медицинские приборы и системы» имеет цель обучить студентов основным принципам построения, проектирования и эксплуатации медицинских приборов, аппаратов, систем и комплексов, решающих задачи диагностики, лечения, реабилитации, профилактики заболеваний, проведения аналитических и медико-биологических исследований.

В результате изучения дисциплины студент должен **знать:**

-особенности сопряжения медицинской техники с биологическими объектами, обладающими высокой морфологической и функциональной сложностью;

-принципы построения, особенности структурной организации, алгоритмы функционирования наиболее распространенных и перспективных медицинских приборов, аппаратов, систем и комплексов;

-особенности построения систем и комплексов, способных производить комплексную оценку состояния биообъектов по признакам различной природы, с формированием заключений и рекомендаций;

-основы организации диагностических исследований и терапевтических мероприятий.

Уметь:

-производить многокритериальный выбор медицинской техники по заданным медико-техническим требованиям;

-анализировать достоинства и недостатки существующей и разрабатываемой медицинской техники при решении конкретных медицинских задач с выдачей рекомендаций по их приобретению, эксплуатации и обслуживанию;

-пользоваться справочной и другой технической литературой по медицинским приборам, аппаратам, системам, строить алгоритмы их функционирования;

-проверять работоспособность типового медицинского оборудования.

Данная дисциплина относится к числу дисциплин общепрофессиональной подготовки дипломированных специалистов и бакалавров.

Программа учитывает, что студенты изучают такие дисциплины, как: «Общая электротехника, электроника и микропроцессорная техника», «Метрология, стандартизация и сертификация», «Моделирование биологических процессов и систем», «Технические методы диагностических исследований и лечебных воздействий», «Управление в биологических и медицинских системах, системный анализ и принятие решений», «Измерительные преобразователи и электроды», «Узлы и элементы медицинской техники», - формирующие у студентов необходимый набор знаний о

составе, используемых методах и алгоритмах функционирования современных медицинских приборов, аппаратов, систем и комплексов.

Первая и вторая главы знакомят с общими вопросами технического обеспечения лечебно-профилактических учреждений, классификацией средств медицинской техники и построения диагностических аппаратов и систем.

Третья и четвертая главы знакомят студентов с принципами построения и функционирования аппаратов, систем и комплексов для исследования биоэлектрической активности и неэлектрических характеристик организма.

В пятой главе рассматриваются приборы биологической интроскопии, включая тепловизоры, рентгеновскую диагностическую аппаратуру, компьютерные томографы различных типов и назначений, ангиографические и ангиоспастические системы, ультразвуковую диагностическую технику.

ГЛАВА 1. ТЕХНИЧЕСКИЕ СРЕДСТВА В СИСТЕМЕ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ

Современная медицина немыслима без соответствующего технического обеспечения, позволяющего решать задачи прогнозирования, диагностики, профилактики и лечения огромного количества заболеваний, сопровождающих биологические организмы на всем их жизненном цикле. Рассмотрим вначале общие вопросы технического обеспечения системы отечественного здравоохранения.

1.1. Техническое обеспечение лечебно- диагностического процесса и классификация медицинских электронных приборов, аппаратов, систем и комплексов

Современное состояние технического обеспечения системы здравоохранения характеризуется наличием огромного арсенала различных аппаратов, систем и комплексов, решающих задачи диагностических исследований различных проявлений жизнедеятельности и проведения лечебно-оздоровительных мероприятий.

Совокупность приборов, аппаратов, систем, комплексов и приспособлений к ним, в которых реализуются различные физические и физико-химические методы исследований биообъектов (БО), определяют как инструментальные средства медико-биологических исследований [22]. Выполнение этих исследований с помощью технических средств диагностики (ТСД) позволяет получить диагностическую информацию о состоянии объекта в виде множества медико-биологических показателей (МБП) и записей физиологических процессов (ФП), на основании анализа которых исследователем (Исс) строится диагностическое заключение.

Инструментальные средства, реализующие различные способы оказания физических воздействий на БО различной модальности и мощности, приводящие к оздоровительным эффектам,

составляют вторую группу медицинских приборов, систем и комплексов - группу технических средств воздействия (ТСВ) (рис. 1.1).

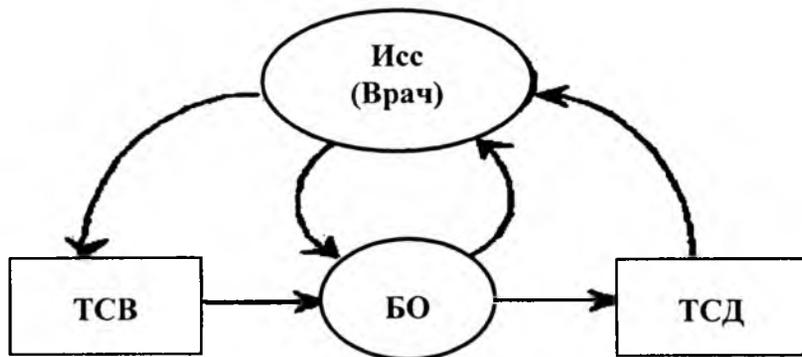


Рис. 1.1. Схема взаимодействия средств медицинской техники с биообъектом и исследователем.

Приведенная схема уже может рассматриваться как классификационная, делящая совокупность медицинской техники на два класса - ТСД и ТСВ.

В ходе эволюции медицинской техники появилась еще одна группа технических средств - системы управления параметрами среды (ТСУС), обеспечивающие пребывание пациента в среде с заданными характеристиками: температурой, влажностью, давлением, кислородосодержанием и т.п. Такие системы должны не только оценивать параметры внешней среды (ВС) в замкнутых объемах пребывания БО, но и содержать технические средства, работа которых связана с изменениями этих параметров. Следовательно, системы ТСУС должны объединять в себе как средства диагностики среды, так и средства управления ею.

В ряде случаев для поддержания жизнедеятельности БО оказываются необходимыми технические средства четвертой группы - средства замещения утраченных функций (ТСЗФ). Они заменяют в функциональном отношении отдельные органы и даже целые физиологические системы организма либо на короткое время (например, аппараты искусственного кровообращения, ис-

кусственной почки, протез сердца и др.), либо на продолжительный срок (протезы конечностей, коронарных сосудов, суставов и т.д.) или стимулируют работу отдельных органов (например, электрокардиостимуляторы, стимуляторы мышц и т.д.). При этом исследователь управляет этой разнообразной техникой, задавая режимы и продолжительность их работы.

Переход на количественную оценку параметров БО и развитие вычислительных методов анализа информации и теории управления привели к разработке автоматизированных систем обработки информации (ТСОИ) - пятой группе технических средств, позволяющих проводить анализ данных и формировать программы управления состоянием биообъекта. Эти комплексы освобождают исследователя от рутинной работы по измерению параметров сигналов, могут решать задачи распознавания образов с целью поиска информативных признаков, классификации, прогнозирования по заранее составленным программам обработки и даже вырабатывать решения по воздействию на БО. Одной из тенденций применения вычислительной техники при анализе осведомительной количественной информации является интерактивный режим обработки, в котором исследователь (врач), работая в режиме взаимного обмена информацией с ЭВМ, формирует программу обработки в реальном масштабе времени.

Сложность систем экспериментальных исследований, для которых невозможно заранее составить жесткую программу управления, предугадать весь ход эксперимента, работа в условиях, когда могут возникнуть непредвиденные ситуации, требующие быстрой смены программы работы, затрудняют работу исследователя. В таких условиях он уже становится звеном, ограничивающим надежность функционирования всей системы в целом. Поэтому исследователь сам становится элементом, состояние которого контролируется с помощью специальных (шестая группа) технических средств нормализации состояния Исс (ТСНС). Анализ состава технических средств этой группы показывает, что их основу составляют рассмотренные ранее ТСД и ТСВ, реализуемые с учетом их работы не с пациентом, а с врачом (исследователем).

На рис. 1.2 представлена обобщенная структура технических средств (ТС), применяемых в системе здравоохранения для решения задач медико-биологических исследований, с указанием основных связей взаимодействия между ТС различных типов и назначений.

При этом каждый элемент схемы может быть рассмотрен как подсистема соответствующего назначения, включающего определенное многообразие подэлементов - технических средств этого назначения. Например, подсистема ТСД включает разнообразные средства, с помощью которых можно получить диагностическую информацию, подсистема ТСВ - средства терапевтического воздействия и т.д.

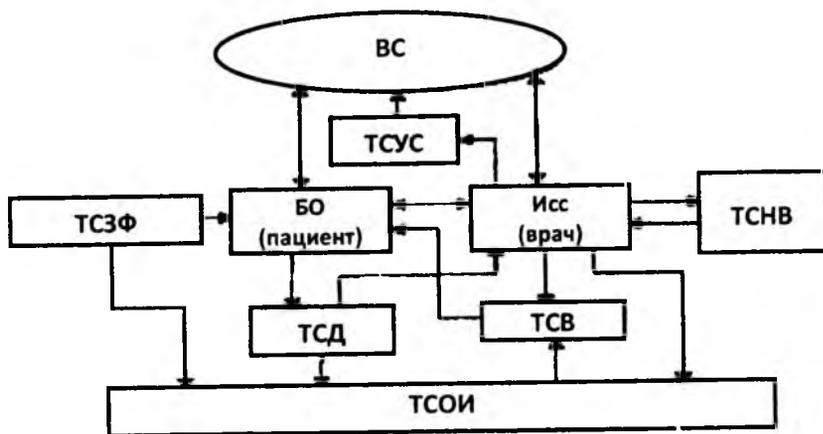


Рис. 1.2. Структура технических средств, используемых в здравоохранении

Схема, представленная на рис. 1.2, по существу может так же рассматриваться, как классификационная, каждая из подсистем которой может быть развернута в свою классификационную группу.

В соответствующей медицинской литературе можно найти несколько вариантов классификации медицинского оборудования в зависимости от того, какой классификационный признак положен в ее основу.

В зависимости от типа решаемых задач средства медицинской техники делятся на [15, 28]:

1) диагностическую технику, предназначенную для исследования структурных и функциональных характеристик организма;

2) лабораторное оборудование - для анализа выделенных из организма биологических субстратов и продуктов жизнедеятельности;

3) аппаратуру для профилактических, лечебных и реабилитационных воздействий;

4) мониторные системы - для продолжительного контроля функциональных параметров организма;

5) биотехнические системы для функционального протезирования организма.

Медицинская аппаратура для диагностических исследований в зависимости от измеряемых величин может подразделяться на аппаратуру: электрических потенциалов, сил, давлений, колебаний, акустических сигналов, гидродинамических величин, температуры, теплопередачи и т.п.

С точки зрения медицинских приборов, аппаратов и систем выделяют следующие классы:

1) аппаратура для анестезиологии и реанимации;

2) аппараты и комплексы для хирургии;

3) приборы и комплексы для искусственного кровообращения и детоксикации;

4) диагностические приборы и системы;

5) аппаратура для физиотерапии;

6) приборы и комплексы для лабораторных исследований.

Аппаратура для анестезиологии и реанимации, в свою очередь, подразделяется на аппаратуру для: ингаляционного наркоза, искусственной вентиляции легких (ИВЛ) и мониторинга анестезии и реанимации. Каждый из этих типов аппаратов имеет свою «внутреннюю» классификацию. Например, в состав оборудования для реанимации и интенсивной терапии входят аппараты для ИВЛ, электростимуляторы дыхания, прикроватные мониторы, пульсооксиметры, капнометры.

По своему назначению диагностические приборы и системы могут быть разделены на: 1) интроскопические приборы и сис-

темы; 2) приборы и комплексы для функциональной диагностики; 3) приборы и системы для мониторингирования медико-биологических параметров человека и т.д.

В работе [22] приводится классификация, вытекающая из рассмотрения взаимодействия «исследователь - биообъект - технические следствия» как некоторой кибернетической системы, в которой два основных элемента системы - пациент (П) и врач (В) - связаны между собой через каналы диагностики и управляющих воздействий так, как это показано на рис. 1.3.

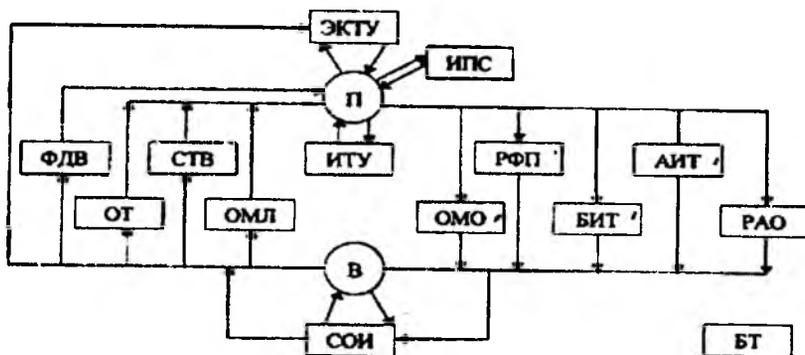


Рис. 1.3. Виды медицинской техники.

В канале диагностики целесообразно выделить несколько групп технических средств:

- средства регистрации физиологических процессов (РФП), предназначенные для получения записей этих процессов на различных носителях информации (например, бумага, пленка);

- биоизмерительная техника (БИТ), которая позволяет получить количественные оценки параметров, характеризующих процессы;

- аналитико-измерительная техника (АИТ), включающая лабораторные приборы для исследования биопроб.

Кроме этих средств, необходимо учитывать и обычные методы обследования (ОМО), включающие опрос, осмотр, пальпацию и т.д.

В канале управляющих воздействий можно выделить средства терапевтического воздействия (СТВ) и операционную технику (ОТ), а также учитывать обычные методы лечения (ОМЛ): медикаменты, постельный режим, диетпитание и т.п.

Можно легко выделить еще несколько групп медицинской техники - это группы экстракорпоральных (ЭКТУ) и имплантируемых (ИТУ) технических устройств, а также изделий протезостроения (ИПС), применяемых в случае временного или полного выхода из строя подсистем БО. Кроме того, целесообразно выделить и группу средств обработки информации (СОИ), связанную с анализом данных и выработкой рекомендаций, которая может включать как специализированные, так и универсальные ЭВМ.

В качестве еще одной группы можно выделить группу больницы техники (БТ), включающую большой арсенал вспомогательных средств обеспечения процессов диагностики, лечения и пребывания в клинике.

Своеобразным классификатором средств медицинской техники является содержание Государственного образовательного стандарта по дисциплине «Медицинские приборы, аппараты, системы и комплексы». Именно эта классификация положена в основу построения данного учебного пособия. Она имеет следующую структуру:

1. *Диагностические приборы и системы* - для регистрации и анализа медико-биологических показателей и физиологических процессов, характеризующих различные проявления жизнедеятельности (электрические, акустические, тепловые, механические); приборы и системы для оценки физических и физико-химических свойств биологических объектов; диагностические комплексы и системы; приборы биологической интроскопии; компьютерные томографы и ангиографические системы; системы для психофизических, психофизиологических и психологических исследований.

2. *Терапевтические аппараты и системы* - аппараты и системы для воздействий электрическим током различной частоты и ионизирующими излучениями (СВЧ-полем, рентгеновским, радиоизотопным), ультразвуковые терапевтические аппараты, средства лазерной терапии, биостимуляторы, аппараты для

анальгезии, электронные ингаляторы, аппараты для воздействия на биологически активные точки.

3. Хирургическая техника - лазерный и ультразвуковой «скальпели», аппараты для поддержки кровообращения, наркозно-дыхательная аппаратура, технические средства для микрохирургии.

4. Технические средства реабилитации и восстановления утраченных функций - искусственные органы, имплантируемые биостимуляторы, биоуправляемые протезы конечностей, технические средства для физкультурно-оздоровительных комплексов.

5. Приборы и комплексы для лабораторного анализа - анализаторы биопроб (физико-механические, физико-химические и атомно-физические), аппаратные методы иммунологических исследований, аналитическая аппаратура в лабораториях санитарно-эпидемиологических станций.

В заключение отметим, что приведенные системы классификации не претендуют на полноту, а лишь отражают некоторые наиболее популярные из действующих подходов к ней. Тем более что с развитием науки и техники медицинские приборы, аппараты, системы и комплексы непрерывно модернизируются и их парк постоянно расширяется.

1.2. Организация диагностических исследований и терапевтических воздействий в типовых лечебно-профилактических учреждениях

Организация служб здравоохранения в конкретных лечебно-профилактических учреждениях (ЛПУ) определяется многими факторами: экономическим состоянием ЛПУ, квалификацией персонала, имеющимися площадями, техническим оснащением и т.д.

В то же время существует стандарт оснащения служб ЛПУ и, в частности, стандарт оснащения медицинской техникой, который разрабатывается и утверждается Министерством здравоохранения Республики Узбекистан.

Целями и задачами стандартизации в области оказания медицинских услуг являются: обеспечение гарантированной медицин-

ской помощи населению, защита интересов пациента, создание единой системы качественных и экономических показателей, применяющихся при оценке медицинских учреждений для сертификации и лицензирования.

Современное оснащение медицинской техникой и оборудованием направлено на интенсификацию лечебно-диагностического процесса (ЛДП), должно соответствовать как уровню лечебно-профилактического учреждения, так и стандартизированному перечню лечебно-диагностических манипуляций и хирургических вмешательств, производимых в каждом типе медицинского учреждения.

Стандарты оснащения медицинской техникой и оборудованием ЛПУ основываются на дифференцированном подходе, учитывающем иерархический уровень медицинского учреждения (ФАГ, врачебная амбулатория, районная, городская, областная поликлиника, КДЦ) и вид медицинской специальности.

При разработке стандартов производится экспертная оценка элементов стандартизированного перечня медицинской техники с точки зрения использования их в качестве базовых или перспективных. В качестве экспертов привлекаются главные врачи, заведующие отделениями и врачи-специалисты. Перечисление полного перечня необходимого медицинского оборудования для тех или иных ЛПУ и их подразделений не входит в задачи данного учебного пособия. Эти перечни определены в специальных нормативных документах и их вариант хранится в специально созданной базе данных, доступ к элементам которой осуществляется посредством классификатора номенклатуры медицинской техники и специального оборудования.

При формировании кода изделий медицинской техники используется Единый классификатор медицинских услуг, разработанный в НИИ СГЭ и УЗ им. Н.А.Семашко РАМН, и номенклатура врачебных специальностей. Структура кода состоит из следующих значений: первые 2 знака - порядковый номер врачебной специальности, третий - номер раздела Классификатора медицинских услуг, четвертый - раздел оборудования, пятый - подраздел оборудования (только для лаборатории), последние 3 знака - порядковый номер изделия.

Стандарты оснащения ЛПУ представлены в виде двух документов, предусматривающих:

- качественные критерии оснащения медицинской техникой и оборудованием по видам медицинских специальностей, соответствующие базовому или перспективному уровню оказываемой медицинской помощи;

- количественные характеристики использованного оборудования в зависимости от численности обслуживаемого населения.

В качестве примера рассмотрим фрагменты перечня рекомендуемой медицинской техники, принятого в 2002 году для ряда специальностей.

Кардиологическая городская больница

код	Перечень оснащения медицинской техникой и оборудованием	Число пролеченных или обследованных больных в год 570 ± 10%
1	2	3
	Кардиологическое отделение. Аппараты и приборы	
67510002	Аппарат для искусственного дыхания – ручной с отсасывателем	1
60810001	Аппарат для прямого переливания крови – универсальный	1
70810001	Аппарат для искусственной вентиляции легких	2
21110003	Велоэргометр	1
55110005	Весы медицинские с ростомером	1
03810003	Дефибриллятор	1
16110007	Измеритель артериального давления	2
16110001	Кардиоанализатор	1
16110011	Ритмокардиовазомегр	1
16310001	Сканер ультразвуковой диагностический	1
...	...	

КЛИНИЧЕСКАЯ ЛАБОРАТОРНАЯ ДИАГНОСТИКА
Городская больница

1	2	3
	Аппараты и приборы	
16110003	Компьютер с программным обеспечением	1
67910008	Стерилизатор воздушный	2
67910009	Стерилизатор паровой	2
	A. Общеклинические, гематологические, цито и иммунологические исследования	
17211013	Автомат для окраски цитологических препаратов	1
17211001	Автоматизированное рабочее место врача гемостазиолога	1
17211006	Автоматизированное рабочее место врача иммунолога	1
17211003	Автоматизированный комплекс для хемилюминесцентного анализа	1
17214001	Агрегометр	1
17211002	Анализатор агрегации тромбоцитов	1
17211017	Анализатор иммуноферментный	5
...	...	

ТЕРАПИЯ
Городская больница

1	2	3
	Отделение терапевтическое Аппараты и приборы	
6751002	Аппарат для искусственного дыхания – ручной с отсасывателем	1
70810001	Аппарат для искусственной вентиляции легких	1
55110005	Весы – медицинские с ростомером	2
55110011	Гастродуоденоскоп биопсийный с волоконной оптикой и осветителем	1
55110001	Измеритель артериального давления	3

70810002	Компьютер с программным обеспечением	1
65810002	Спирометр	1
70810003	Электрокардиограф	1
59820006	Устройство для переливания крови и кровезамерителей одноразового использования	2
52310001	Плевроаспиратор	1
• • •		

Безусловно, приведенный перечень является далеко не полным и, с учетом достижений медицинского приборостроения, должен постоянно дополняться и корректироваться под контролем соответствующих министерств и профильных организаций.

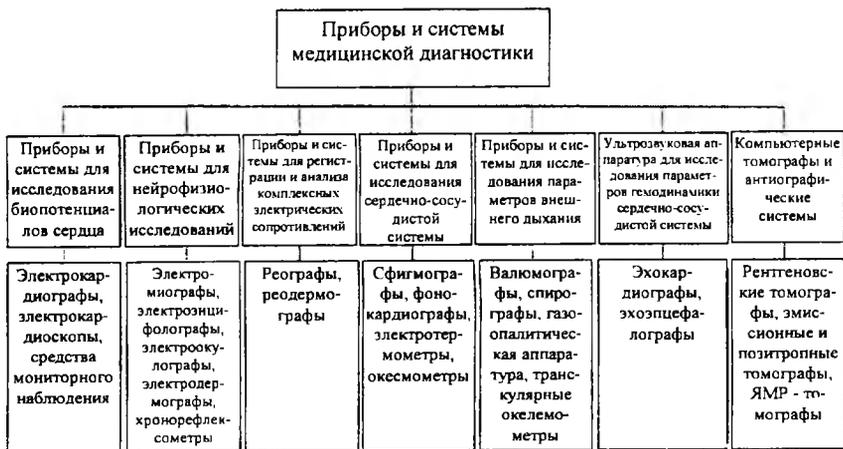
Задача служб материально-технического обеспечения лечебно-профилактических учреждений заключается в том, чтобы, руководствуясь соответствующими рекомендациями и достижениями медицинского приборостроения, своевременно принимать решения о дооснащении и переоснащении средствами медицинской техники своих подразделений.

1.3. Организация технического оснащения служб диагностических исследований

Диагностические исследования являются важнейшей составляющей деятельности лечебно-профилактического учреждения. Аппараты и системы, используемые для этих целей, можно разделить на: аппараты и комплексы, ориентированные на исследование электромагнитной активности организма; аппараты и системы, предназначенные для исследования неэлектрических характеристик организма. Кроме того, для диагностических исследований используется большой класс приборов, работа которых основана на взаимодействии организма с внешними физическими процессами - волнами, которые могут иметь как электромагнитное, так и неэлектромагнитное происхождение. Таким образом, изучение данного раздела требует от студентов обширных знаний из различных дисциплин технического и биологического направления, а также умения работать с технической документацией и контрольно-измерительными приборами.

Организация технического оснащения служб диагностических исследований

Классификация средств медицинской диагностики



Организация служб диагностических исследований осуществляется в соответствии с общими рекомендациями, изложенными в п. 1.2. В этом же разделе остановимся на ряде конкретных примеров, связанных с техническим оснащением служб диагностических исследований типовых лечебно-профилактических учреждений.

В работе [26] приводятся рекомендации по оснащению служб функциональной диагностики в зависимости от уровня ЛПУ:

уровень 1: амбулатория, здравпункт;

уровень 2: поликлиника, медсанчасть;

уровень 3: центральная районная (городская) больница;

уровень 4: областная, краевая, республиканская больница;

уровень 5: специализированный консультативный центр, научно-исследовательский институт.

В соответствии с выделенной структурой предлагается следующий перечень минимального набора методик, применяемых для исследования на различных уровнях.

Уровень 1.

Исследования внешнего дыхания:

1. Электронная спирометрия (типа СП-01).

2. Пикофлоуметрия.

Исследования сердечно-сосудистой системы:

1. Электрокардиография в 12-ти стандартных отведениях.

2. При наличии телефона: дистанционная передача электрокардиосигнала.

Исследования нервной системы:

1. Эхоэнцефалография.

Уровень 2.

Исследования внешнего дыхания:

1. Электронная пневмотахометрия с регистрацией петли «поток-объем».

Исследования сердечно-сосудистой системы:

1. Электрокардиография в 12-ти стандартных отведениях.

2. При наличии телефона: дистанционная передача электрокардиосигнала.

Исследование нервной системы:

1. Эхоэнцефалография.

2. Исследование скорости распространения возбуждения (СРВ) по моторным волокнам.

Уровень 3.

Исследование внешнего дыхания:

1. Электронная пневмотахометрия с регистрацией петли «поток-объем».

2. Спирография в закрытой системе (для проведения исследования остаточного объема легких и теста бокового положения).

3. Исследование структуры общей емкости легких.

4. Непрямая фотооксигеметрия.

5. Реография легких.

Исследование сердечно-сосудистой системы:

1. Электрокардиография, включая исследование в дополнительных отведениях и функциональные пробы.

2. Фонокардиография.

3. Сфигмография.

4. Велозргометрия (ВЭМ).

5. Холтеровское мониторирование.

6. Эхокардиография (М-режим).

7. Дистанционная электрокардиография.

8. Реовазография.

9. Органная реография.

Исследование нервной системы:

1. Эхоэнцефалография.

2. Реоэнцефалография.

3. Электроэнцефалография рутинная с функциональными пробами.

4. Определение СРВ по моторным волокнам.

5. Тестирование нервно-мышечной передачи.

Уровень 4.

Исследование внешнего дыхания:

1. Электронная пневмотахометрия с регистрацией петли «поток объем».

2. Спириграфия в закрытой системе (для проведения исследования остаточного объема легких и теста бокового положения).

3. Исследование структуры общей емкости легких.

4. Исследование биомеханических свойств легких с измерением внутрипищеводного давления.

5. Исследование газов выдыхаемого воздуха (O₂, N₂).

6. Спиривелозргометрия.

7. Бодиплетизмография.

8. Исследование диффузионной способности легких.

9. Непрямая фотооксигеметрия.

10. Реография легких.

Исследование сердечно-сосудистой системы:

1. Электрокардиография, включая исследование в дополнительных отведениях и функциональные пробы.

2. Фонокардиография.

3. Сфигмография.

4. Велозргометрия (ВЭМ).

5. Холтеровское мониторирование.

6. Эхокардиография (М-режим).

7. Дистанционная электрокардиография.

8. Реовазография.

9. Органная реография:

Чреспищеводная кардиостимуляция.

Электрокардиографическое картирование.

Тетраполярная реография.

Яремная флебография.

Поликардиография.

Эхокардиография (двухмерная+доплеркардиография).

Доплервазография.

Вариационная пульсометрия.

Исследование нервной системы

Эхоэнцефалография.

Электроэнцефалография рутинная с функциональными проблемами.

Методы компьютерной статистической обработки эхоэнцефалограмм.

Вызванные потенциалы мозга одной модальности.

Реоэнцефалография.

Определение СРВ по моторным и сенсорным волокнам периферических нервов.

Тестирование нервно-мышечной передачи.

Определение состояния двигательных единиц и мышечных волокон методом игольчатой миографии.

Доплервазография головного мозга.

10.Регистрация вызванного кожного симпатического потенциала.

11.Тепловидение.

Уровень 5.

Перечень методик определяется характером деятельности научно-исследовательского института или специализированного диагностического центра. Как правило, это новые методики, еще не получившие достаточно широкого распространения.

Анализ реального оснащения диагностических служб в системе здравоохранения России показал, что усредненный перечень технических средств больниц областного уровня по состоянию 2003 года выглядит следующим образом:

Отделение функциональной диагностики:

1) электрокардиографы: «Nihon konden-9130», «Nihon konden-9020», «Sihizzer», «6НЭК-4», «Биосет 3202», «Биосет 8000»,

«ЭК1Т-03 М», «ЭК1ТЦ-01», «3СГ-9020», «Easy ECG», «KARDi», «Диамант-К», «Cardiosoft»;

2) электроэнцефалографы: EEG 85, «Сопап», «Мицар-ЭЭГ», «Риста-131 ЭЭГ», «Нейровизор-24»;

3) электромиографы: «Нейротест-01», «Signa»;

4) спирометры: «SP-1», «Супер Spirio»;

5) реографы: «МИЦАР-РЕО», «РФ-02», «Реан-131», «Диамант-Р»;

6) велоэргометры: «Луч», «Biodex», «Cateye»;

7) системы доплеровской диагностики: «Сотрашоп», «Muzti-Dop»;

Отделение компьютерной томографии:

1) магниторезонансные томографы: «SignalInfinity», «Образ», «Икона» и др.;

2) компьютерные томографы: «Siemens Somatom», А.Р.Г. и др.;

Эндоскопическое отделение:

1) гастродуоденоскопы: ГД-Б-ВО-3, ГД-Б-ВО-4, ГД-Б-130-4, ГД-Б-ВО-Г-10;

2) гастродуоденоскопы: «Wolf», FG-29V «Pentax», FG-24V «Pentax»;

3) бронхоскопы: BF-1 T10 «Olimpus», «Wolf»; FB-18 BS «Pentax»; FP 15 P «Pentax»;

4) дуоденоскопы: «Pentax» FD-34P, «Pentax» FD-34V, ЕД 34301 IT;

5) колоноскопы: «Pentax» FC-38 FV, FC-3830 L;

6) медицинские эндоскопические видеосистемы: ТДР, «Pentax» и др.;

Отделение УЗИ:

1) УЗИ-аппараты: СУУ-500, «Сканер-250», «Сонодиагност-360», «Эходиаскан», «Алока-1700», «Тошиба»;

Отделение рентгенодиагностики:

аппараты типов: «Хиролюкс», «Хиродур-125», «ЕДР-750-Б», «Диагност-56», «Медикор-Амико» - с УРИ, «Мультиск» (для рентгенографии и томографии), ТУР-Д-1500 с УРИ (ангио), ЕДР-750-Б с УРИ (ангио), «Рентген-30» (урологический), «Хинос»

(хирургический), БВ-25-Т (хирургический), «ВЛЗ-Арман» (палатный), 10 Л6 (палатный), 5Д2 (дентальный), флюорограф «Радиофото», МЦРУ «Сибирь-Н» и др.

В заключение параграфа следует отметить, что парк медицинской диагностической техники достаточно быстро пополняется новыми отечественными и зарубежными разработками. Это требует от соответствующих служб медицинских учреждений постоянного отслеживания ситуации на рынке медицинской техники и рекомендации профильных вышестоящих организаций с целью оперативного технического оснащения своих служб.

ГЛАВА 2. БИОТЕХНИЧЕСКИЕ МЕДИЦИНСКИЕ ПРИБОРЫ И СИСТЕМЫ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ ОРГАНИЗМА

Основой жизнедеятельности любого живого организма являются электрические явления, сопровождающие работу клеток и других его структур. Электрические процессы, протекающие в биообъектах, проявляются в изменении как пассивных электрических свойств биологических тканей, органов и систем - импеданса, проводимости, емкости, диэлектрической проницаемости, так и активных - величин и параметров биоэлектрических потенциалов, связанных с процессами жизнедеятельности. Пассивные электрические свойства отражают изменения в проводимости биотканей за счет изменения кровенаполнения, состава и концентрации веществ в них. Биоэлектрические потенциалы, возникающие в живых клетках, органах и тканях человека и животных, отражают тонкие физиологические процессы переноса электрических зарядов, связанные с клеточным метаболизмом.

В современной медицинской науке механизм возникновения биопотенциалов (биоэлектрогенез) рассматривается в основном с точки зрения теории электролитической диссоциации [17]. В этой же работе достаточно подробно описаны методы регистрации электрических явлений, порождаемых живым организмом.

Следует иметь в виду, что регистрируемые показатели сами по себе не всегда несут информацию, которая может рассматриваться как диагностически значимая. Поэтому часто требуется проведение некоторых преобразований с исходными показателями электрической активности, для того чтобы получить требуемые диагностические показатели. При этом выделяют несколько групп таких показателей: простые, относительные, сложные и составные.

Группу *простых* показателей составляют значения физически интерпретируемых величин. Например, к такой группе следует отнести: амплитуды зубцов при регистрации биопотенциалов,

значение проводимости или диэлектрической проницаемости биоткани, временные промежутки между характерными точками сигнала, длительность импульса или пачки импульсов и т.п.

Группа *относительных* показателей включает показатели, которые можно рассчитать, если известны ее составляющие. Например, скорость нарастания биопотенциала, отношение характерных временных интервалов, величина относительного изменения сопротивления или емкости исследуемого участка биоткани и т.п.

В группу *сложных* показателей входят такие, для оценки которых используются специальные приемы обработки сигналов. Например, для вектор-кардиографии по изображению вектор-кардиограммы оценивают угловые размеры, величину и направление векторов электрической оси сердца и отдельных зубцов площади «петель», угловую и линейную скорости перемещения вектора сердечной ЭДС за время одного сокращения. К этой же группе следует отнести геометрические параметры, определенные по записям скалярных электрограмм любого типа (например, площадь под кривой электроретинограммы). Иногда для оценки показателя вводятся специальные единицы измерения, например единицы Ашмана (1 ед. Ашмана = 4 мкВ-с).

Сложные показатели - индексы, как правило, вводятся для интегральной оценки состояния по биоэлектрическим показателям; часто эти показатели характеризуют субъективные пожелания исследователя - автора того или иного показателя. Примером такого рода показателей может служить вектор «желудочкового градиента», определяемый по данным вектор-кардиографии, а также различные «сердечные индексы» и др.

Отмеченные показатели являются количественными и могут быть выражены цифрой. Большинство таких показателей могут быть определены с помощью специальной обработки электрических сигналов. Большую диагностическую ценность представляет графическая запись электрических сигналов, отражающих исследуемые физиологические процессы.

Подробный анализ диагностических показателей для каждого метода биоэлектрических исследований не входит в задачу данной книги. Их можно найти в специальных изданиях.

Здесь же более подробно остановимся на вопросах технической реализации наиболее распространенной в практической медицине аппаратуры для исследования электрической активности организма.

2.1. Электрокардиографы

К электрокардиографам относится часть электрофизиологической аппаратуры, предназначенной для регистрации электрической активности сердца, которая на поверхности тела человека представлена кривой изменения разности потенциалов - электрокардиограммой (рис. 2.1).

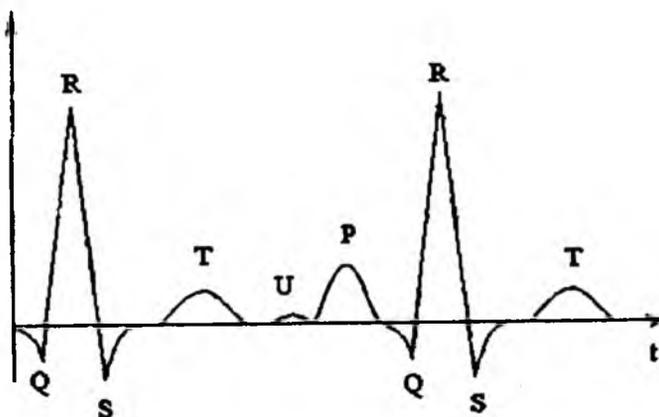


Рис. 2.1. Типовая структура электрокардиосигнала.

В составе кривой ЭКГ можно выделить шесть видов характерных зубцов, определенных Эйнтховеном в 1911 году: Q, R, S, T, U, P.

Для исследования электрической активности сердца используют различные схемы подключения электродов к объекту исследования, которые можно найти в специальной литературе и ряде учебных пособий [3, 14, 15, 17, 20, 23].

С измерительных электродов электрокардиосигнал (ЭКС) подается на входы предварительных усилителей, при выборе схем которых следует учитывать, что регистрация биопотенциалов, характеризующих электрическую активность сердца, обычно проводится в полосе частот от 0,15 до 256-300 Гц. Уровень полезных сигналов, снимаемых с поверхности кожного покрова, порядка 0,3...3 мВ.

Электрокардиосигнал относят к квазипериодическим сигналам с частотой следования кардиокомплексов (по величине RR-интервала) $T \approx 0,1...3$ с. В эквивалентном представлении форма кардиокомплекса близка к треугольной с амплитудой 0...5 мВ, с частотным диапазоном 0,05...800 Гц.

Значение зубца Р порядка 0,05...0,25 мВ при длительности в норме 0,08...0,11 с. Величина зубца Q, как правило, не превышает 0,2 мВ. Наибольшую величину имеет зубец R - от 0,3 до 1,5 мВ. Зубец T - 0,25...0,6 мВ. Зубец U обычно очень непостоянен и встречается редко. Длительности: комплекса QRS - 0,06...0,09 с; S-T - от 0 до 0,15 с; T-U - 0,04 с [10].

Межеlectродное сопротивление (включая сопротивление переходов «кожа - электрод») носит в основном активный характер и лежит в диапазоне 5... 100 кОм. Напряжение электрохимического равновесия системы «электрод - биообъект» (электролит) составляет 0,3... 1 В. Компенсация этого напряжения обычно осуществляется схемами подавления синфазных помех. При использовании хлорсе-ребряных электродов (Ag - AgCl) с токопроводящей пастой разность потенциалов для двух электродов в системе «электрод - паста - электрод» не превышает 3...5 мВ, а межэлектродное пространство составляет около 500 Ом. Скорость изменения разности потенциалов -2 мкВ/с со временем готовности 1.. 2 мин.

Напряжение шумов электродов не превышает 30 мкВ. Напряжение поляризации на входах усилителя ЭКС достигает величины 300 мВ, что может привести к насыщению усилителя.

При выборе типа и схемы входного усилителя рекомендуют учитывать, что входное напряжение лежит в пределах 0,03...5 мВ. Нижнее значение входного напряжения не должно быть ниже пороговой чувствительности усилителя, определяемой уровнем

внутренних шумов, приведенных ко входу. Обычно $U_{ш} \leq 10...30$ мкВ. Наиболее информативная часть ЭКС занимает полосу частот $\Delta f = 0,05... 120$ Гц. В практической диагностике иногда ограничиваются частотой $\Delta f = 0,05...60$ Гц. Рекомендуется использовать электронные схемы с полным входным сопротивлением не менее $2,5... 10$ МОм, а постоянный ток в цепи пациента (по входному току покоя) рекомендуют поддерживать на уровне $0,1$ мкА.

В настоящее время в учреждениях здравоохранения используется большая номенклатура электрокардиографов различных типов и назначений отечественного и зарубежного производства:

- без применения микропроцессорной техники;
- с применением микропроцессорной техники;
- использующих в своем составе персональные компьютеры, включая компьютерные кардиомониторы.

В качестве первого примера рассмотрим схмотехнические решения, используемые при построении портативного одноканального электрокардиографа ЭК1 Т-ОЗМ с перьевой записью ЭКС на тепло-чувствительной бумаге (рис. 2.2).

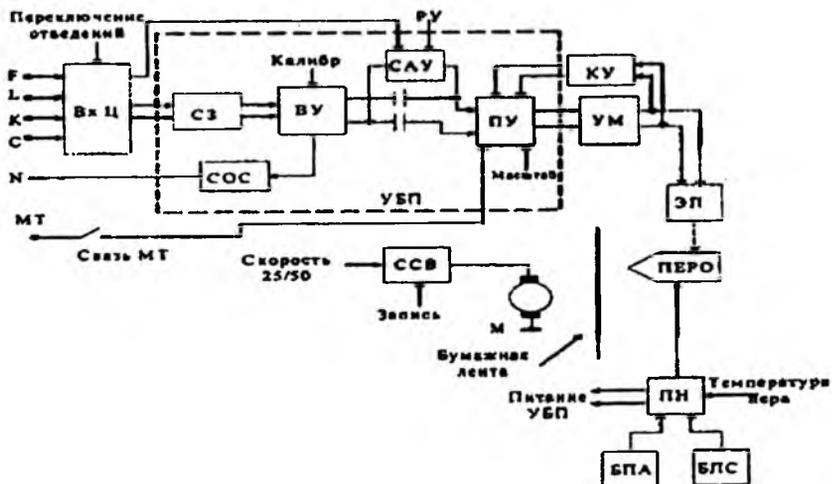


Рис. 2.2. Структурная схема электрокардиографа ЭК1 Т-ОЗМ.

Для соединения с пациентом используется пятипроводный кабель отведений, который к усилителю биопотенциалов (УБП) подключается с помощью наборов сопротивлений и переключателей, формирующих схемы стандартных отведений (I; II; III; aVR; aVF; V и D, A, I по Нэбу). Наборы входных сопротивлений и переключателей образуют входную цепь (ВхЦ) электрокардиографа. Электрический сигнал от электродов поступает на входной усилитель (ВУ) через схему защиты от перенапряжений (СЗ), которые могут возникнуть, например, при работе дефибрилляторов. Со входного усилителя сигнал через конденсаторы поступает на предварительный усилитель

(ПУ) и усилитель мощности (УМ), где усиливается до мощности, необходимой для управления электромагнитным преобразователем (ЭП), который перемещает перо, скользящее по бумажной ленте. Бумажная лента протягивается двигателем М, стабильная скорость работы которого обеспечивается стабилизатором скорости вращения (ССВ). Питание электрокардиографа осуществляется от аккумуляторного (БПА) либо сетевого блока питания (БПС) через преобразователь напряжения (ПН), который выполнен по схеме двухтактного генератора прямоугольных импульсов, которые выпрямляются и стабилизируются соответствующими схемами. Паразитные переходные процессы, возникающие в проходных ёмкостях между ПУ и УМ, подавляются схемой автоматического устройства (САУ). Для улучшения линейности усилительного канала УМ и ПУ охвачены нелинейной обратной связью с помощью корректирующего устройства (КУ). Дополнительное подавление синфазной помехи осуществляется схемой отрицательной обратной связи (СОС).

В электрокардиографе ЭК1 Т-ОЗМ схема защиты от перенапряжений содержит наборы сопротивлений и ограничивающих диодов, соединённых так, как это показано на рис. 2.3.

В этой схеме появление повышенного напряжения любой полярности на любом из проводов вызовет открывание соответствующей пары диодов, которые «гасят» входной сигнал, не давая ему пройти на вход усилительной части.

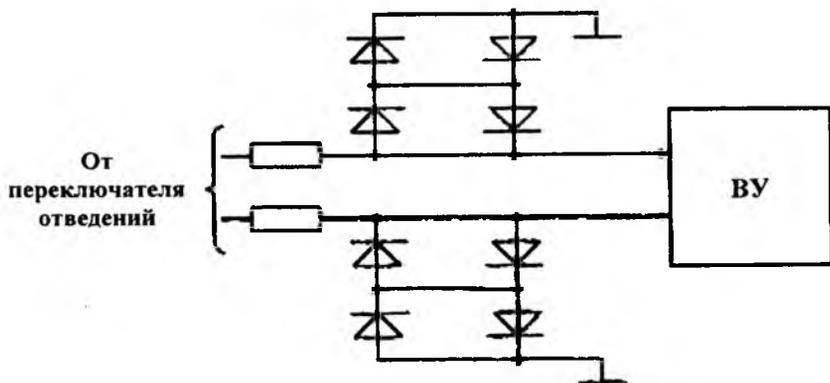


Рис. 2.3. Схема защиты входов входного усилителя электрокардиографа ЭК 1 Т-ОЗМ.

На рисунке 2.4 приведена структура входного усилителя со схемой обратной связи (СОС) и схемой автоматического успокоения (САУ). Входная часть ВУ выполнена на полевом транзисторе VT1. Его затворы подключаются к электродам, установленным на кожном покрове. Для увеличения входного сопротивления в цепях затворов отсутствуют резисторы. Их роль выполняет сопротивление тела обследуемого. Для увеличения коэффициента ослабления синфазного входного сигнала в цепь истоков транзистора VT1 включена отрицательная обратная связь через резисторы R4 и R5 от дополнительного дифференциального усилителя (ДУ), что позволяет получить коэффициент его ослабления порядка 80 дБ. Дополнительное подавление синфазного сигнала осуществляется схемой обратной связи, выполненной на операционном усилителе ОУ1, подключаемом к ноге пациента (N).

Резисторами R1 и R2 осуществляется балансировка дифференциального входного каскада. Входная и дополнительные части представляют собой дифференциальный усилитель сигналов постоянного тока, который отделен от промежуточного усилителя (ПУ) разделительными RC-цепочками (R6, C1 и R7, C2). Благодаря им сигнал постоянного тока, который характеризует постоянное значение ЭДС, имеющееся на кожном покрове между

измерительными электродами, не передается на промежуточный усилитель (ПУ) и, далее, на регистрирующее устройство. Постоянная времени этих разделительных цепей достаточно большая, так как нижняя частота полосы пропускания составляет 0,1 Гц. Для быстрейшего завершения переходных процессов, связанных с зарядкой разделительных конденсаторов C1, C2, они замыкаются между собой накоротко. Замыкание осуществляется при нажатии кнопки РУ (ручное успокоение).

В электрокардиографе ЭК1 Т-03М предусмотрено ускорение завершения переходных процессов и в режиме переключения отведений, когда входной усилитель на короткое время работы переключателей «отрывается» от тела пациента.

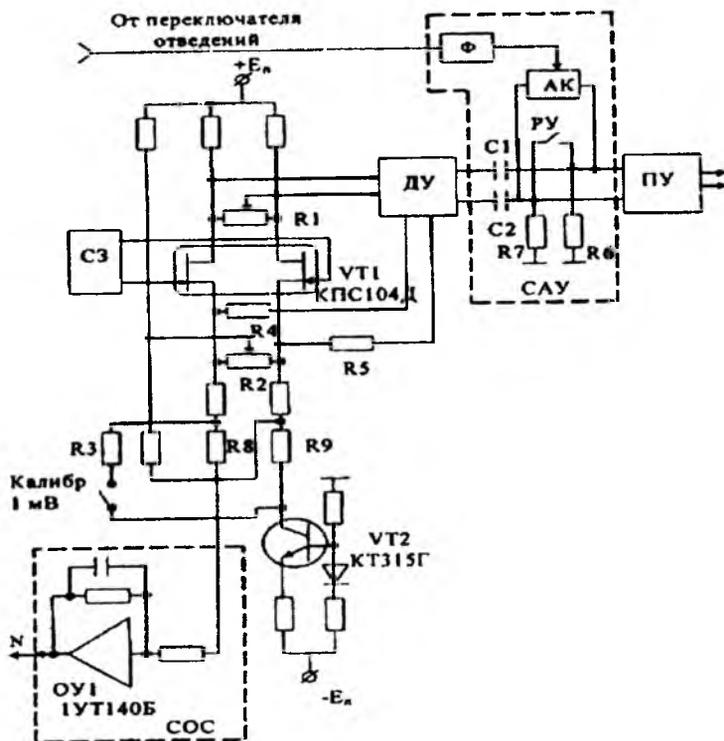


Рис. 2.4. Структурная электрическая схема входного усилителя.

Для этого введена схема автоматического успокоения, содержащая транзисторный формирователь (Ф) и аналоговый коммутатор (АК). В момент переключения отведений или при отрыве электродов от тела формирователь вырабатывает управляющий импульс, который замыкает емкости С1 и С2 через АК. Источник калибровочного напряжения образован делителем R3, R8, на который при нажатии кнопки «Калибр» подается напряжение с резистора R9, включенного в коллекторную цепь транзистора VT2. Это обеспечивает подачу на вход ВУ постоянного стабильного напряжения 1 мВ.

Промежуточный усилитель выполнен на транзисторах как дифференциальный усилитель постоянного тока. В режиме съема ЭКС ПУ подключен к выходам ВУ. Электрокардиограф ЭК1 Т-ОЗМ может быть использован для приема электрокардиограмм, переданных по телефонному каналу через комплекс аппаратуры типа «САЛЮТ» (связь МТ). В этом случае ПУ отключается от ВУ и подключается к разъему МТ (см. рис. 3.2). В ПУ предусмотрена возможность ступенчатого изменения коэффициента усиления, что позволяет менять масштаб регистрируемого ЭКС (0,5; 10; 20 мм/мВ). Усилитель мощности (УМ) представляет собой транзисторный усилитель постоянного тока с мостовым эмиттерным повторителем. Нагрузкой усилителя мощности является обмотка электромагнитного преобразователя (ЭП) типа ПЭП ЮМ, конструкция которого показана на рис. 2.5.

Преобразователь ПЭП ЮМ является регистрирующим элементом (гальванометром) и служит для преобразования электрического сигнала, поступающего с усилителя УБП, в перемещение теплового пера. Зависимость между перемещением ротора и током в обмотке управления близка к линейной. Вращающий момент, действующий на ротор, отклоняет теплое перо, закрепленное на выходном конце вала ротора.

Теплое перо предназначено для записи биосигналов на теплочувствительную бумагу. Для осуществления записи теплое перо разогревается до рабочей температуры (порядка 300°C).

Конструктивно перо выполнено в виде металлической трубки, внутри которой размещена спираль накала, питающаяся

от преобразователя напряжения (ПН) (см. рис. 2.2). Температура пера регулируется переменным резистором.

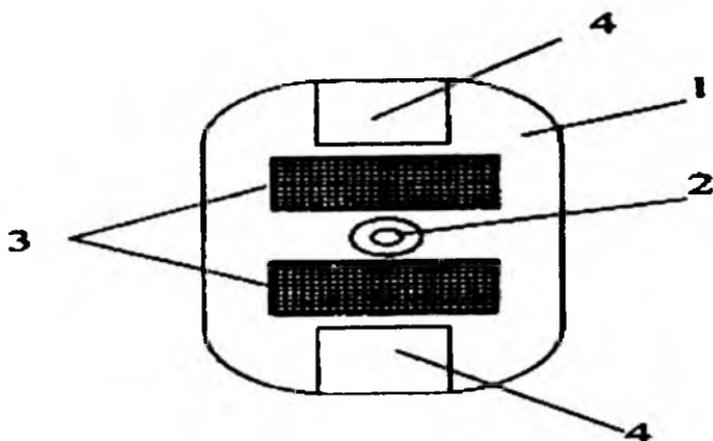
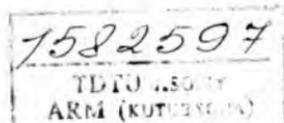


Рис. 2.5. Конструктивная схема преобразователя ПЭП ЮМ:
1 - магнитопровод; 2 - ротор; 3 - катушка с обмоткой управления; 4 - постоянный магнит.

Двигатель (М) с редуктором и перемоточное устройство предназначены для перемещения теплочувствительной бумажной ленты, на которой производится запись электрокардиограммы. Передача вращения от двигателя к обрешиненному валу, протягивающему бумагу, осуществляется редуктором, а поджатие бумаги к обрешиненному валу обеспечивается при помощи цилиндрических пружин. На стенке лентопротяжного механизма укреплен пластинчатая пружина, поджимающая рулон бумаги с торца для обеспечения натяжения ленты при протягивании и для предотвращения ее самопроизвольного раскручивания.

Питание двигателя - импульсное и осуществляется от стабилизатора скорости вращения (ССВ), основным узлом которого является мультивибратор. Включение двигателя, а следовательно, и регистрация ЭКС осуществляются кнопкой «Запись». Переключение скорости вращения (25 или 50 мм/с) обеспечивается изменением частоты работы мультивибратора ССВ.



В аккумуляторном блоке питания предусмотрены: электронное реле минимального напряжения, защищающее аккумуляторную батарею от перезарядки; диод электрической защиты, защищающий схемы при неправильной полярности включения питания; индикатор разряда батареи, выполненный на транзисторе, в цепи нагрузки которого включены два светодиода нормальной зарядки (зеленый цвет) и недостаточной зарядки (красный цвет).

Аналогичную структуру имеет электрокардиограф типа ЭК1 Т-03М2, однако в усилительной части этого электрокардиографа преобладают операционные усилители, а для коммутации отведений используются электронные ключи. В схему подавления синфазных помех введен дополнительный контур обратной связи на экранирующий провод (рис. 2.6).

В этой схеме сигнал с выхода буферного усилителя ОУ1 через повторитель, выполненный на ОУ2, подается на экран (Э) кабеля отведений.

В качестве примера электрокардиографа с микропроцессорным управлением рассмотрим характерные схемотехнические решения, примененные в приборе ЭК1 ТЦ-01 (рис. 2.7).

Кабель
отведений

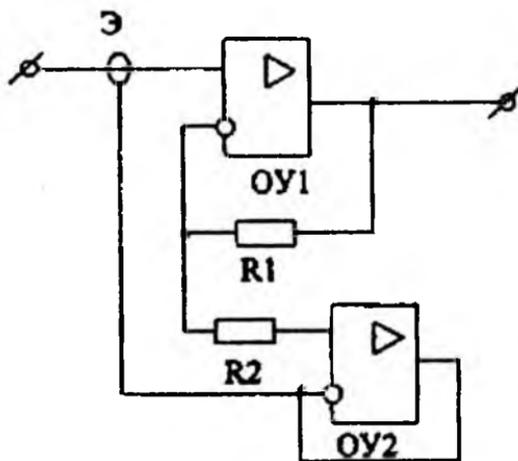


Рис. 2.6. Дополнительный контур обратной связи на экран кабеля отведений.

Сигналы, снятые с электродов, наложенных на тело пациента, поступают на усилители, размещенные в коробке пациента (КП). Эти усилители обеспечивают малый входной ток (не более 0,1 мкА). На входе усилителей установлены разрядники, которые предохраняют их от воздействия импульсов дефибриллятора. Выходные сигналы с коробки пациента поступают через кабель в приборе на систему сопротивлений (СС). С выходов системы сопротивлений сигналы поступают через аналоговый переключатель отведений (мультиплексор) (АМ) на дифференциальный вход входного усилителя (ВУ). Усиленный сигнал поступает на фильтр (Ф) с граничной частотой 35 Гц, предназначенный для подавления помех, вызванных мышечной активностью. Фильтр

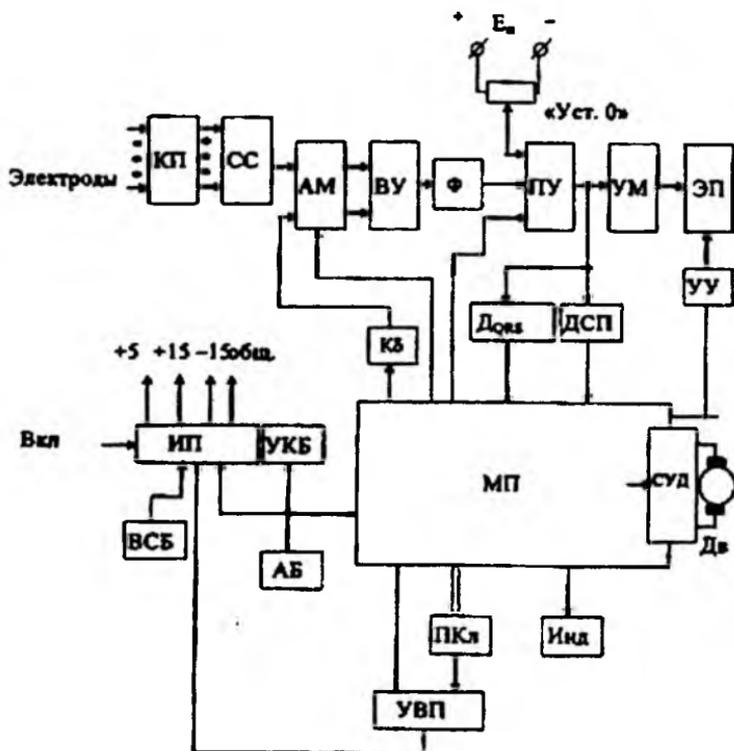


Рис. 2.7. Структурная схема электрокардиографа ЭК1 ТЦ-01.

включается с помощью кнопки, расположенной на лицевой панели. На вход предварительного усилителя (ПУ) поступают сигналы с фильтра Ф и выходное напряжение потенциометра «Уст. О», регулирующего положение нулевой линии (пишущего пера). Коэффициент усиления предварительного усилителя переключается в зависимости от устанавливаемой чувствительности (5; 10; 20 мм/мВ) с помощью клавиатуры оператором. Сигнал ЭКГ с ПУ поступает на QRS-детектор (D_{QRS}), детектор сетевых помех (ДСП) и на усилитель мощности (УМ) электромагнитного преобразователя (ЭП), с которого напряжение поступает на сам ЭП. Детектор QRS выделяет под действием R-зубца ЭКГ-сигнала прямоугольные импульсы, которые поступают в микропроцессор (МП) для вычисления количества ударов в минуту, то есть частоты пульса и высвечивания его значения на жидкокристаллическом индикаторе (Инд).

Детектор сетевых помех измеряет сетевую составляющую ЭКГ-сигнала. Если эта составляющая превышает заранее установленное значение, то на выходе детектора появится логический сигнал, поступающий на МП, с которого сигнал подается на индикатор, индицирующий ее наличие.

Управление электрокардиографом осуществляется микропроцессором, который вырабатывает управляющие сигналы для отдельных схемных блоков, как в режиме ручного управления, так и в режиме автоматического управления. Прибор имеет панель с псевдосенсорной клавиатурой (ПКл) для управления электрокардиографом.

Информацию о функционировании прибора показывает цифробуквенный индикатор (Инд). Управление индикаторами осуществляется через микропроцессор.

Управление двигателем лентопротяжного механизма осуществляется схемой (СУД), которая содержит усилитель мощности, электронный регулятор, обеспечивающий независимую от нагрузки и изменения напряжения питания частоту вращения ротора и, тем самым, стабильную и равномерную скорость перемещения диаграммной бумаги.

Постоянный, равномерный, зависящий от скорости перемещения бумаги, нагрев пишущего пера для тепловой записи обеспечивается схемой устройства управления (УУ).

Калибровка прибора осуществляется через калибратор (К5), который представляет собой делитель на сопротивлениях, запитываемый от эталонного источника напряжения.

Питание электрокардиографа осуществляется от источника постоянного тока аккумуляторной батареи (АБ) с напряжением 10,2... 14,9 В, встроенного в электрокардиограф, или от внешнего сетевого блока питания (ВСБ), питающегося от сети переменного тока частотой 50 Гц с номинальным напряжением 220 В при отклонении напряжения сети не более $\pm 10\%$ от номинального значения.

При работе от батареи напряжение поступает на панель клавиатуры (кнопку «Вкл»). После нажатия кнопки «Вкл» напряжение с батареи поступает на устройство включения питания (УВП), которое запитывает импульсный преобразователь (ИП), вырабатывающий стабилизированные напряжения для питания узлов прибора следующих номиналов: +5; +15; -15 В.

Напряжение с АБ подается на вход устройства контроля батареи (УКБ), которое состоит из трех электронных компараторов, срабатывающих при 100, 50, 25% рабочего напряжения на батарее. Выходные сигналы с компараторов подаются на микропроцессор, который выдает управляющие сигналы на индикатор, высвечивающий уровень напряжения на батарее. При напряжении на батарее, равном 25% рабочего значения, с УКБ выдается сигнал на устройство выключения питания, которое отключает питание прибора. При подключении внешнего сетевого блока питания с помощью разъема к электрокардиографу, питание прибора осуществляется от источника +13 В, вырабатываемого этим блоком. Напряжение батареи в этом случае автоматически отключается от схемы электрокардиографа.

Рассмотрим подробнее некоторые схемотехнические решения для ряда характерных блоков этого кардиографа. На рис. 3.38 приведен фрагмент схемы коробки пациента, на вход которой подаются биоэлектрические сигналы, снимаемые с конечностных и грудных электродов (R, L, F, C1, C2, C3, C4, C5, C6). Эти сиг-

налы, пройдя через радиочастотные фильтры $R1...R9$, $C1...C9$, поступают на неинвертирующие входы предварительных усилителей $OY1...OY9$ (КР544УД1А). Для устранения влияния входной емкости кабеля пациента синфазный сигнал с выходов усилителей $OY1...OY9$ через сопротивления $R14...R22$ поступает на вход повторителя, выполненного на $OY10$ (КР140УД20А). С выхода повторителя синфазный сигнал поступает на экран электродных наконечников $X1...X10$ кабеля пациента.

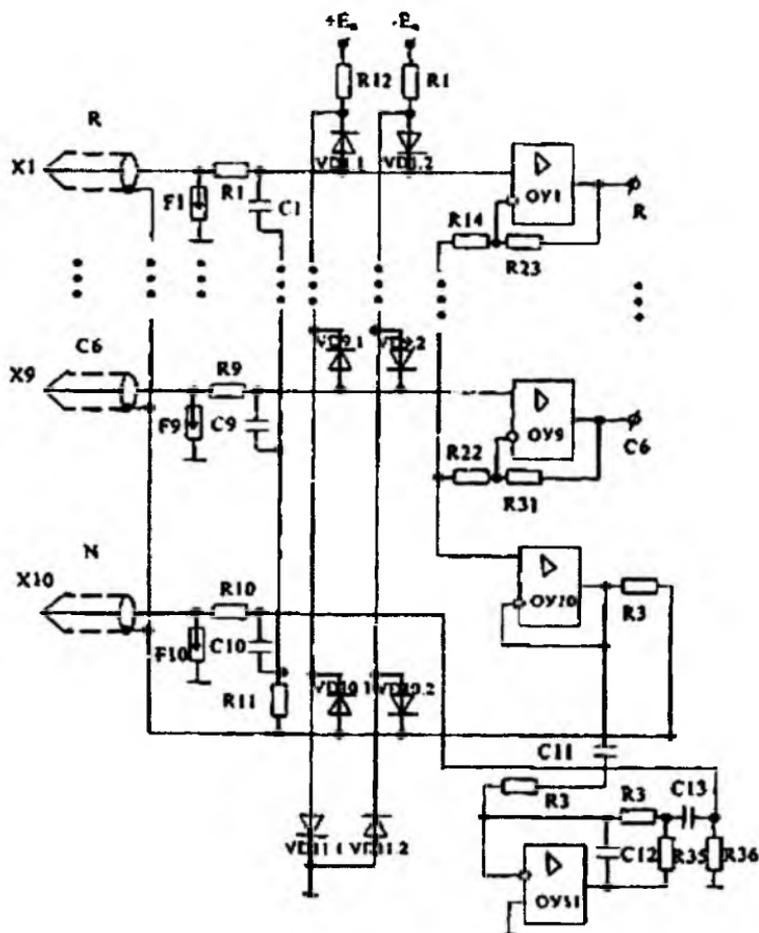


Рис. 2.8. Структурная электрическая схема коробки пациента.

Одновременно для устранения влияния емкостей радиофильтров на входные цепи предварительных усилителей тот же синфазный сигнал с микросхемы ОУ10 через сопротивление R11 подается на обкладку конденсаторов C1...C10. Для повышения степени подавления синфазного сигнала выходное напряжение с усилителя ОУ10 через емкость C1 и сопротивление R33 подается на инвертирующий вход усилителя ОУ11 и, далее, с его выхода через фильтр R34, R35, R36, C12, C13 и через сопротивление R10 подается на электрод N. Для защиты входов операционных усилителей от действия импульса дефибриллятора на их входах установлены разрядники F1...F10, которые снижают величину напряжения до ~ 90 В, а также диодные ограничители VD1.1...VD11.2.

Схема входного усилителя с системой сопротивления (CC), аналоговыми мультимплексором (AM) и калибратором (КБ) приведена на рис. 2.9.

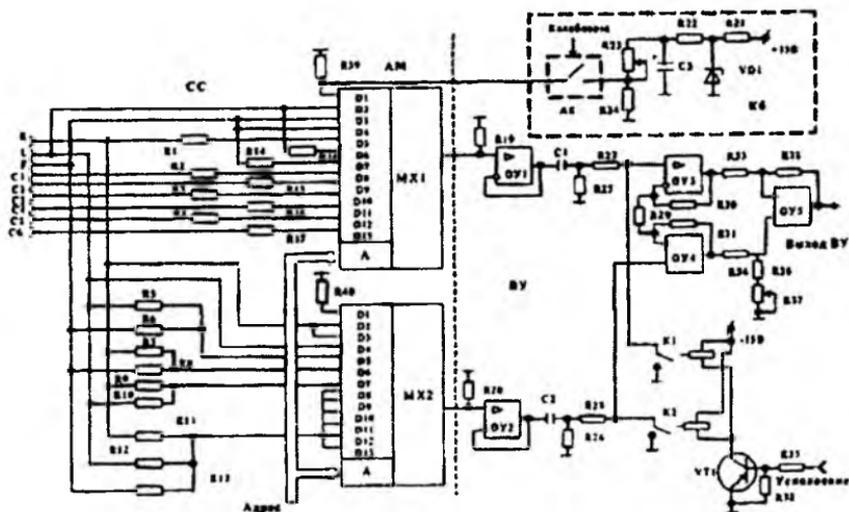


Рис. 2.9. Структурная электрическая схема входного усилителя.

В этой схеме электрокардиосигналы с коробки пациента поступают на систему сопротивлений R1...R18 и, далее, на аналого-

вые мультиплексоры MX1 и MX2 (K591KH3). Последовательное переключение входов мультиплексоров осуществляется по шине адреса, код которого формирует микропроцессор (МП). Сигналы с выхода микросхем MX1, MX2 поступают на повторители, выполненные на операционных усилителях ОУ1 и ОУ2 (КР140УД20А), и далее, через цепочки С1, R25, С2, R26, с постоянной времени 3,2 с поступают на неинвертирующие входы дифференциального усилителя, выполненного на операционных усилителях ОУ3, ОУ4 (КР544УД1 А), ОУ5 (КР140У20А), на которых выполняется формирование двенадцати стандартных отведений путем получения разницы напряжений между электрокардиографическими сигналами, снятыми с электродов R, L, F, С1.. С6 и усиленными в коробке пациента.

На сопротивлениях R5 и R6 формируется напряжение $(L+F)/2$; на сопротивлениях R7 и R8 - $(R+F)/2$; на R9 и R10 - $(R+L)/2$; на R11, R12 и R13 - $(R+L+F)/3$.

Таким образом, после дифференциального усилителя (Выход) при последовательном переключении входов мультиплексора формируются напряжения (отведения):

$$I=L-R; II=F; III=F-L;$$

$$aVR=R-\frac{L+F}{2}; aVL=L-\frac{R+F}{2}; aVF=F-\frac{R+L}{2};$$

$$V1=C1-\frac{R+L+F}{3}; V2=C2-\frac{R+L+F}{3}; V3=C3-\frac{R+L+F}{3}; \quad (2.1)$$

$$V4=C4-\frac{R+L+F}{3}; V5=C5-\frac{R+L+F}{3}; V6=C6-\frac{R+L+F}{3}$$

В режиме калибровки МП для MX1 и MX2 вырабатывает адрес подключения входов D1 к выходу мультиплексоров.

Калибровочное напряжение (1 мВ) с устройства, выполненного на элементах R21, VD1, R22, С3, R23, R24, через аналоговый ключ АК (КР590KH5), который переключается с помощью клавиши на лицевой панели прибора в ручном режиме и с микропроцессора в автоматическом режиме, подается на вход ОУ1 и,

далее, через электрокардиографический усилитель на регистратор.

Перед каждым переключением отведений и включением калибровочного напряжения в схеме предусмотрена блокировка входов.

ОУ3 и ОУ4. После нажатия кнопки «Успокоение» на лицевой панели прибора команда проходит через микропроцессор и включает реле К1 и К2 через транзистор VT1. Контакты реле подключаются к земле, и тем самым исключается прохождение переходных процессов переключений аналоговых ключей МХ1, МХ2 и АК на вход усилителей ОУ3 и ОУ4 и на регистратор.

Структурная схема промежуточного усилителя с фильтром приведена на рис. 2.10.

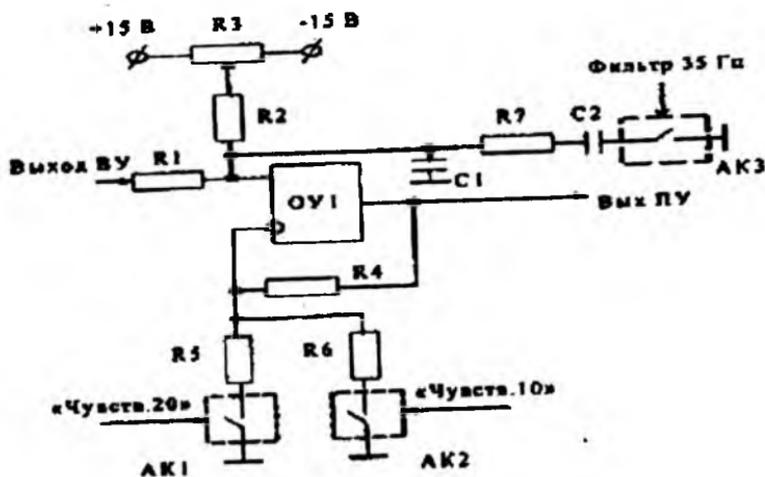


Рис. 2.10. Структурная электрическая схема промежуточного усилителя.

В этой схеме электрокардиографические сигналы с выхода ВУ поступают на фильтр с граничной частотой 100 Гц, выполненный на элементах R1, C1 или фильтр с граничной частотой 35 Гц, выполненный на элементах R7, C2, который подключается с помощью аналогового переключателя АК3.

С выхода фильтра сигналы поступают на операционный усилитель ОУ1, коэффициент усиления которого переключается с помощью аналоговых ключей АК1 и АК2, устанавливающих чувствительность электрокардиографа 5, 10 или 20 мм/мВ с помощью кнопки на лицевой панели прибора.

Для выделения и регистрации пульса в электрокардиографе ЭК1 ТЦ-01 используют QRS-детектор (CZJQRS), схема которого приведена на рис. 3.11. Здесь сигнал с выхода предварительного усилителя поступает через сопротивление R1 на выделитель R-зубца, выполненный на активном фильтре с полосой пропускания от 20 до 30 Гц на элементах C1, C2, R2, операционных усилителях ОУ1, ОУ2 и диодах VD1, VD2.

Выделенные сигналы поступают на усилители ОУ3, ОУ4 и, далее, на детектор, который выполнен на элементах VD3, VD4, R10, C4, с постоянной времени, формируемой цепочкой R10, C4. На выходе детектора формируется постоянный уровень, величина которого зависит от амплитуды б-зубца электрокардиограммы и частоты поступающего сигнала. Относительно этого уровня компаратором, собранным на ОУ6, выделяются все последующие сигналы, которые сравниваются с пороговым напряжением, устанавливаемым делителем R13, R14. С выхода компаратора ЭКГ-импульсы через диод VD5 и микросхему D1 (цифровой инвертор) поступают в процессор, который вычисляет количество ударов в минуту и выдает информацию на индикатор. При отсутствии пульса в течение 40 с процессор выдает сигнал на выключение прибора. Схема выполнена на операционных усилителях КР140УД20А. Схема детектора сетевых помех приведена на рис. 3.12. Сигнал ЭКГ с предварительного усилителя через режекторный фильтр (R1, R2, R3, C1, C2) и операционный усилитель ОУ1 поступает на выпрямитель, выполненный на ОУ2, диоде VD1 и сопротивлениях R5, R8, R9, и далее на интегратор (операционный усилитель ОУ3, R11, C3). После интегратора сигнал через фильтр R12, C4 и ОУ4 поступает на вход сравнивающего устройства (компаратора) ОУ5. Порог срабатывания сравнивающего устройства устанавливается сопротивлением R16. Когда сетевая помеха, выделенная режекторным фильтром, усиленная усилителями и накопленная интегратором превышает пороговое значе-

ние, компаратор на ОУ5 срабатывает. Далее сигнал высокой сетевой помехи формируется элементами VD2, R17, D1 и передается в микропроцессор, который инициирует появление соответствующего символа на экране дисплея.

Управление двигателем лентопротяжного механизма и нагревом пера осуществляется с помощью схемы, представленной на рис. 2.13. Для регулирования скорости вращения вала двигателя и температуры нагрева пера используются делители напряжений на сопротивлениях R1...R8, R16. Подключение делителей осуществляется через аналоговый ключ D1 по коду, получаемому от микропроцессора.

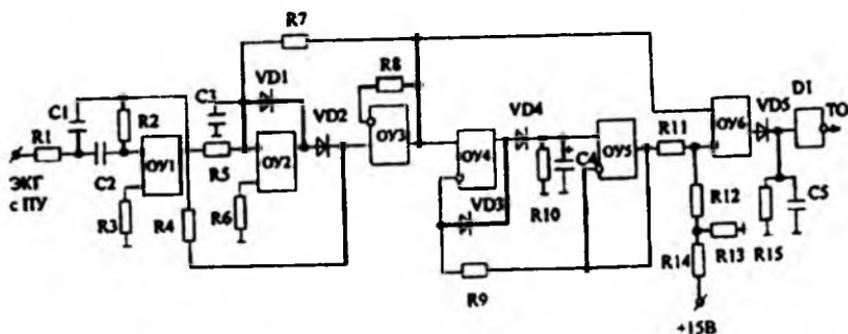


Рис. 2.11. Структурная электрическая схема QRS-детектора.

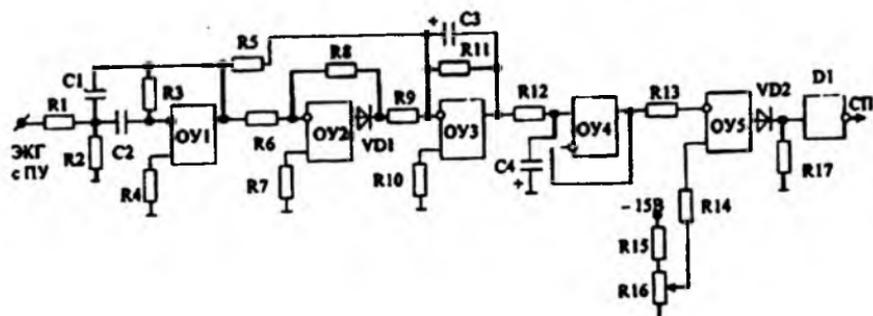


Рис 2.12. Структурная электрическая схема детектора сетевых помех.

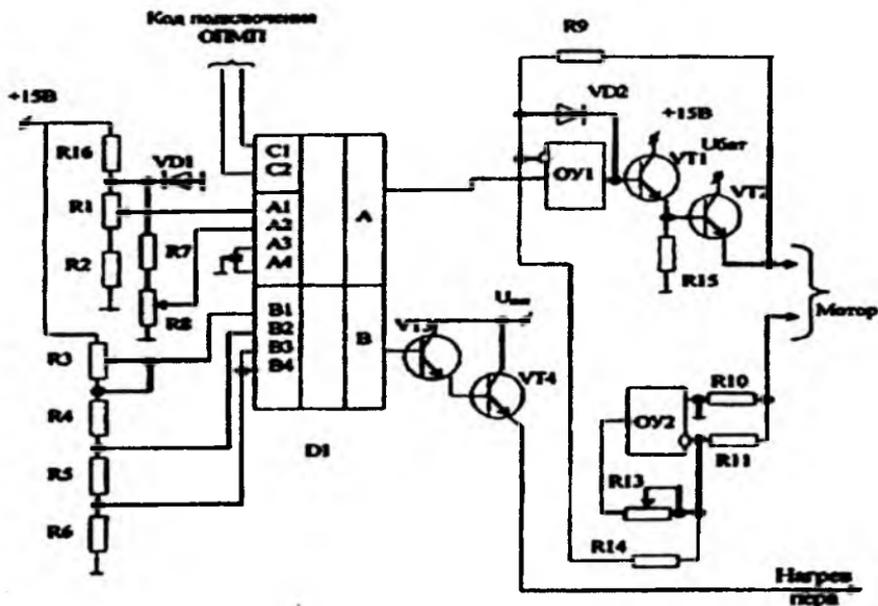


Рис. 2.13. Схема управления двигателем и нагревом пера.

Схема управления двигателем постоянного тока для лентопротяжного механизма выполнена на двух операционных усилителях ОУ1 и ОУ2 и усилителе мощности, выполненном на транзисторах VT1 и VT2. Стабилизация скорости осуществляется за счет введения отрицательного сопротивления в цепи якоря двигателя, компенсирующего его активную составляющую.

Для этой цели напряжение с сопротивления R10, пропорциональное току якоря двигателя, подается на инверсный вход ОУ2 через сопротивление R11. Выходное напряжение этого усилителя подается через сопротивление R14 на инвертирующий вход ОУ1. На неинвертирующий вход этого усилителя с делителя R16, R1, R2 или R7, R8 через аналоговый ключ D1 подается напряжение, пропорциональное скорости вращения вала двигателя (25; 50 мм/с).

Уменьшение скорости двигателя, например, за счет увеличения нагрузки на его валу сопровождается увеличением тока в якоре, вследствие чего увеличивается напряжение на R1, которое

через ОУ1 увеличит напряжение, управляющее скоростью вращения вала двигателя.

Схема управления нагревом пера выполнена на транзисторах VT3, VT4, на которых собран составной эмиттерный повторитель, и аналоговом переключателе D1, на который подается напряжение с делителя на сопротивлениях R3, R4, R5, R6. При включении соответствующей скорости лентопротяжного механизма одновременно подключаются соответствующие напряжения с делителя к усилителю мощности, которые обеспечивают увеличение или уменьшение тока пера.

При включении электрокардиографа выход В микросхемы D1 подключается ко входам В3, В4. В этом случае с делителя снимается напряжение, обеспечивающее начальный нагрев пера. При переключении скорости лентопротяжного механизма (25; 50 мм/с) к выходу В подключаются входы В2 или В1, по которым поступает напряжение, обеспечивающее больший нагрев пера.

Остальные блоки (индикации, клавиатуры, преобразователей и др.) выполняются по традиционным схемам, используемым в электронных изделиях других типов, поэтому в этом разделе не рассматриваются.

В современной медицинской практике все большее распространение находят компьютерные электрокардиографы, представляющие собой приборно-компьютерные системы, основными элементами которых является персональная электронно-вычислительная машина (ПЭВМ) общего назначения с соответствующим программным обеспечением, блок съема кардиосигнала и модуль сопряжения с ПЭВМ.

В настоящее время отечественными фирмами выпускаются несколько модификаций электрокардиографических систем: компьютерный электрокардиограф «Кардис» («Геолинк электронике», Москва); комплекс ЭКГ-диагностики ПК 3060 («Интрон», Краснодар); система регистрации, хранения и исследования электрокардиограмм «Easy EGG» («Атеомедика Софт», Москва); электрокардиоанализатор компьютерный «Кардиограф» (МБН, Москва); цифровой компьютерный электрокардиограф KARDi («Медицинские компьютерные системы», Москва); комплекс функциональных исследований сердца «Polysystem- 4FS» («Ме-

диетк», Москва); электрокардиограф «Диа-мант-К» («Диамант», Санкт-Петербург); портативный 12-канальный электрокардиограф «Кардиометр-МТ» («Микард-Лана», Санкт-Петербург); электрокардиограф «Кармин-12» (НТЦ «Техноцентр», Таганрог), электрокардиографическая система «Валента» («Нео», Санкт-Петербург) и ряд других.

В перечисленных системах программное обеспечение ПЭВМ выполняет следующие основные функции:

- предварительная подготовка;
- ввод ЭКГ;
- предварительная обработка;
- отбор и редактирование записей;
- распознавание характерных элементов;
- расчет информативных параметров и их анализ;
- интерпретация результатов анализа, подготовка врачебных заключений и документирование исследований.

Предварительная подготовка заключается в выборе методики и режимов исследования, нагрузок и функциональных проб, дополнительной аппаратуры (например, велоэргометра). На этом этапе осуществляется настройка компьютерной программы путем определения количества регистрируемых каналов, системы отведения биопотенциалов, коэффициента усиления и частоты дискретизации сигнала, величины калибровочного импульса, полосы пропускания биоусилителей и т.д. В базу данных вводится информация об испытуемом: паспортные данные, предварительный диагноз, сведения о приеме лекарств, дата регистрации. Кроме того, проводится подготовка пациента к обследованию, закрепляются электроды, подключается кабель отведений.

При этом обычно используются 12 отведений: три стандартных (I, II, III), три усиленных однополюсных отведений от конечностей (aVR; aVL; aVF) и шесть однополюсных отведений.

При *вводе информации* в ПЭВМ в перечисленных системах используют частоты дискретизации 250...500 Гц с разрядностью 8... 16 бит. Для решения задач качественной визуализации и дальнейшей обработки ЭКГ полученные данные записываются в соответствующую базу данных.

На этапе *предварительной обработки* для подавления помех используют методы цифровой фильтрации, устраняющие шумы различного происхождения (мышечный тремор, движения пациента, сетевые наводки) и улучшающие за счет этого условия работы последующих алгоритмов.

Требования к фильтрации определяются особенностью обследования. Для подавления мышечных высокочастотных (до 1000 Гц) шумов используют цифровые фильтры низких частот, для дыхательных низкочастотных (менее 3 Гц) волн - фильтры высоких частот и сплайн-интерполяцию. Режекция сетевой наводки (50 Гц) производится с помощью полосовых и адаптивных фильтров. Импульсные артефакты, связанные с движением пациента и плохим контактом электродов с кожей, устраняется с помощью фильтров высоких частот и усреднения.

На этапе предварительной обработки могут использоваться специальные процедуры коррекции изоэлектрической линии (в последнее время для этого стали использовать методы сплайн-интерполяции), фильтрации импульсных помех, а также сжатие последовательности дискретных отсчетов ЭКГ, благодаря которому удастся сократить избыточность исходного представления сигнала и реализовать структурные методы анализа.

Отбор и редактирование данных производится после записи ЭКГ в базу данных и предназначены для выделения участков сигналов с целью дальнейшего анализа. На этом этапе возможно более медленное воспроизведение сигналов на экране монитора с остановками картинки с целью выявления артефактов, связанных с движением пациента, дыханием и т.п. Монитор "является основным инструментом визуального изучения записей, ручного измерения и редактирования.

При записи и визуальном анализе ЭКГ экран монитора может быть покрыт координатной сеткой с отметками времени и амплитуды, размечен маркерами и для выделения и (или) удаления определенных участков записи (например, при высоком уровне помех) на этапе *распознавания характерных элементов* программным путем осуществляется поиск и идентификация зубцов P, Q, R, S, T и обнаружение QRS-комплексов.

Для решения этих задач фирмы разработчики используют следующие методы:

- использующие анализ первой и второй производной сигнала (электрокардиоанализатор «Кармин-12»);

- структурные, основанные на предварительной сегментации сигнала, представляющие его в виде последовательности простейших элементов и последующем грамматическом разборе получаемой при этом цепочки символов (электрокардиографическая система «Валента»).

При *вычислении* первой и второй производной находятся точки перегиба и излома кривой, а знак второй производной в этих точках указывает на минимум или максимум значения.

По минимальному значению первой производной находится место расположения комплекса QRS. Это значение располагается на нисходящей ветви линии, соединяющей пики зубцов R и S. Затем в каждом комплексе QRS определяется место положения вершины зубца R. Оно находится как максимальное значение ЭКГ в пределах интервала времени 0,064 с, предшествующего точке минимума первой производной. Зубец S определяется как наименьшее значение сигнала на интервале 0,046 с после точки минимума первой производной. Зубец Q находится как наименьшее значение сигнала, предшествующее зубцу R. Начало комплекса QRS определяют по значению производной на участке длиной 0,18 с, предшествующей зубцу Q. От этой точки считается изопотенциальная линия, относительно которой рассчитываются амплитуды зубцов. Поиск зубцов P и T производится в заранее заданных диапазонах: зубец P на отрезке 0,26 с влево от зубца R, зубец T - вправо от комплекса QRS.

Приведенный фрагмент алгоритма надежно выделяет характерные участки ЭКС у здоровых людей. Для анализа ЭКС больных людей в программу обработки включаются дополнительные фрагменты, учитывающие возможные расщепления P-зубцов, появление дополнительных пиков, инверсию сигналов и т.д.

В системе «Валента» после распознавания характерных элементов может быть реализован этап *просмотра и корректировки записей*, который позволяет просмотреть все записанные кардиоциклы. На экране монитора указываются границы временных ин-

тервалов и амплитуд QRST-комплексов, которые выбрала система, и представляется возможность их ручной корректировки. Это позволяет редактировать и результаты машинной интерпретации ЭКГ.

Интерпретация результатов анализа и оформление заключений определяются конечной целью исследования и реализуются с использованием различных математических методов и методов цифровой обработки сигналов.

Результаты измерений и расчетов используются для выявления основных электрокардиографических синдромов. В электрокардиографических системах типа «Кармин-12» и «Валента» алгоритмы синдромального анализа ЭКГ основаны на врачебной логике - сравнении параметров ЭКГ с диагностическими критериями, полученными по данным литературы, на основе экспериментальных данных и опыта ведущих специалистов в этой области.

Номенклатура ЭКГ-заключений формируется с учетом общепринятых стандартов и методических рекомендаций и включает следующие диагностические классы:

- 1) нарушение функции синусового узла;
- 2) эктопические импульсы и ритмы;
- 3) синдром ускоренного предсердно-желудочкового проведения возбуждения;
- 4) трепетание и фибрилляция предсердий и желудочков;
- 5) положение электрической оси сердца;
- 6) гипертрофия и острые перегрузки различных отделов сердца;
- 7) нарушения проведения импульсов (блокады);
- 8) изменения ЭКГ при нарушении коронарного кровоснабжения;
- 9) изменения ЭКГ при хронической коронарной недостаточности и обострении ишемической болезни сердца.

Например, программа «Кармин» электрокардиоанализатора «Кармин-12» заключение о гипертрофии левого предсердия формирует при наличии следующих признаков: зубец Р в I, II, aVL, V (5-6) отведениях уширен (больше 0,10 с), расщеплен; в VI-отведении увеличение индекса терминального отклонения $> 0,03$

мм/с. Время внутреннего отклонения для $P > 0,06$ с. Индекс Макруза $> 1,6$.

Для постановки заключения о гипертрофии правого предсердия используются следующие признаки: зубец Р во II, III, aVR отведениях остроконечный, не уширен, амплитуда $> 2,5$ мм. Индекс Макруза $> 1,0$. Зубец Р отрицательный или остроконечный положительный. При выраженной гипертрофии правого предсердия увеличивается число грудных отведений с высоким остроконечным зубцом Р и т.д.

Полный список электрокардиографических заключений программы «Кармин» выглядит следующим образом:

I. Нарушение ритма:

А. Суправентрикулярные ритмы и комплексы:

1. Синусовый ритм.
2. Синусовая аритмия.
3. Синусовая брадикардия.
4. Синусовая тахикардия.
5. Миграция водителя ритма предсердий в пределах синусового узла.
6. Миграция водителя ритма предсердий к атриовентрикулярному (АВ) соединению.
7. Остановка (пауза) синусового узла.
8. Блокада выхода из синусового узла.
9. Эктопический предсердный ритм.
10. Предсердные экстрасистолы с нормальным проведением.
11. Предсердные экстрасистолы с абберантным проведением.
12. Блокированные предсердные экстрасистолы.
13. Многофокусный предсердный ритм.
14. Многофокусная (хаотическая) предсердная тахикардия.
15. Стойкая предсердная тахикардия с регулярным АВ-проведением.
16. Короткий пароксизм предсердной тахикардии с регулярным АВ-проведением (1:1).
17. Предсердная тахикардия с блокадой АВ-проведения.
18. Недифференцированная суправентрикулярная тахикардия.
19. Трепетание предсердий.
20. Фибрилляция предсердий.

Б. АВ-узловые ритмы и комплексы:

21. АВ-узловой ритм.
22. АВ-узловой выскальзывающий ритм.
23. Ускоренный АВ-узловой ритм.
24. АВ-узловые выскальзывающие (замещающие) комплексы.
25. Экстрасистолы из АВ-соединения.

В. Желудочковые ритмы и комплексы:

26. Мономорфные желудочковые экстрасистолы.
27. Полиморфные желудочковые экстрасистолы.
28. Парные желудочковые экстрасистолы.
29. Желудочковые парасистолы.
30. Желудочковая тахикардия.
31. Ускоренный идиовентрикулярный ритм.
32. Мерцание (фибрилляция) желудочков.

II. Аномалии проведения в АВ-соединении:

33. АВ-блокада I степени.
34. АВ-блокада II степени типа Мобитц I.
35. АВ-блокада II степени типа Мобитц II.
36. АВ-блокада II степени с проведением 2:1.
37. АВ-блокада высокой степени (субтотальная).
38. АВ-блокада III степени (полная).
39. Ускоренное АВ-проведение.
40. перевозбуждение желудочков (WPW).
41. Физиологическое замедление проведения в АВ-соединении в сочетании с суправентрикулярными тахиаритмиями.
42. Патологическое замедление проведения в АВ-соединении с суправентрикулярными тахиаритмиями.

III. Комбинированные аритмии с участием АВ-соединения:

43. Вентрикулофазная синусовая аритмия.
44. АВ-диссоциация.
45. Реципрокные комплексы.
46. Сливные комплексы.
47. Ретроградная активация предсердий.
48. Вставочные желудочковые экстрасистолы.

IV. Изменение волны Р.

V. Аномалии положения оси и амплитуды QRS:

49. Отклонение оси QRS влево.
50. Отклонение оси QRS вправо.
51. Электрическая альтернация.

VI. Нарушения внутрижелудочкового проведения:

52. Блокада правой (левой) ножки пучка Гиса полная.
53. Блокада правой (левой) ножки пучка Гиса неполная.
54. Замедление внутрижелудочкового проведения.
55. Блокада задненижнего (передневерхнего) разветвления левой ножки пучка Гиса.

VII. Гипертрофия и увеличение желудочков:

56. Гипертрофия левого (правого) желудочка.
57. Гипертрофия обоих желудочков.

VIII. Инфаркт миокарда:

58. Инфаркт миокарда, острая или подострая стадия.
59. Инфаркт миокарда в стадии рубцовых изменений или неопределенной данности.

Указать область: переднеперегородочная, передняя, переднебоковая, боковая, боковая высокая, диафрагмальная нижняя, задняя.

60. Подозрение на аневризму желудочка.

В электрокардиографической системе «Валента» на этапе вычислительного анализа создаются таблицы амплитудно-временных характеристик всех элементов ЭКГ с кодами конфигурации формы зубцов (P1, P2, Q, R, S, R1, S1, T1, T2, Jv, ST, FP, FST, FT, PQ, QRS, QT). Кроме того, по 40-секундной записи определяются статистические характеристики RR-интервалов. Формирование заключения осуществляется автоматически - в виде машинной интерпретации ЭКГ как электрофизиологического синдромального заключения (для взрослого или детского возраста), представленного в привычной для врача текстовой форме. Интерпретация ЭКГ содержит заключения по контуру и ритму с использованием более 100 элементарных заключений. Номенклатура заключений разработана с учетом существующих методических рекомендаций, состоит из словаря заключений (основных терминов), сформулированных согласно требованиям ВОЗ, и включает 10 диагностических классов. Предусмотрена диагностика нарушений ритма сердца, инфарктов миокарда (включая стадии и ло-

кализацию), блокад пучков Гиса и других нарушений проводимости (в том числе блокад АВ-соединений), гипертрофии и т.д. Врачу предоставляется возможность проконтролировать и отредактировать заключение.

В ходе документирования результатов исследования производится печать числовых и графических результатов и компьютерного заключения, например формируемого электрокардиоанализатором «Кармин-12» (рис. 3.14).

2) серийный электрокардиограф, имеющий стандартный аналоговый выход, подключается к ПЭВМ через специально разрабатываемый блок сопряжения;

3) к ПЭВМ подключается специально разрабатываемая электрокардиографическая приставка.

Рассмотрим обобщенную структурную схему компьютерного электрокардиографа, использующего специально разрабатываемые приставки (рис. 2.15).

Блок съема кардиосигнала (БСК) представляет собой электродную систему (ЭС) с усилителями биопотенциалов (УБП), а модуль сопряжения (МСО) обеспечивает преобразование аналоговых сигналов в цифровой код, передачу цифровых кодов в ПЭВМ и, в некоторых моделях, выдачу управляющих сигналов для настройки и управления усилителями биопотенциалов. По такой схеме реализован электрокардиоанализатор типа «Кармин-12».

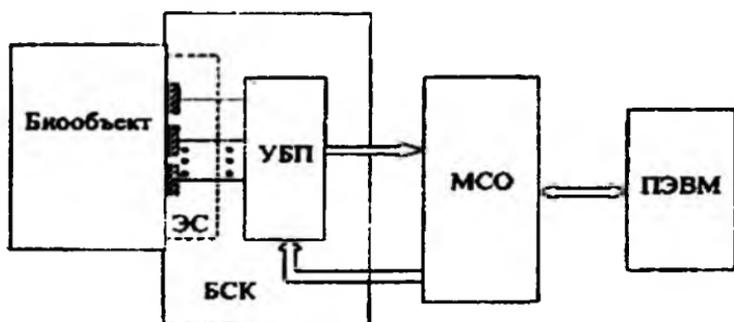


Рис. 2.15. Обобщенная структурная схема компьютерного электрокардиографа.

Примером использования промышленного электрокардиографа со стандартным аналоговым выходом может служить электрокардиографическая система «Валента» со специально разработанным устройством преобразования и ввода ЭКС в ПЭВМ типа IBM PC.

В качестве примера электрокардиографа со встроенным блоком сопряжения с ПЭВМ рассмотрим реализацию портативного шестиканального электрокардиографа типа ECG-9020K (рис. 2.16).

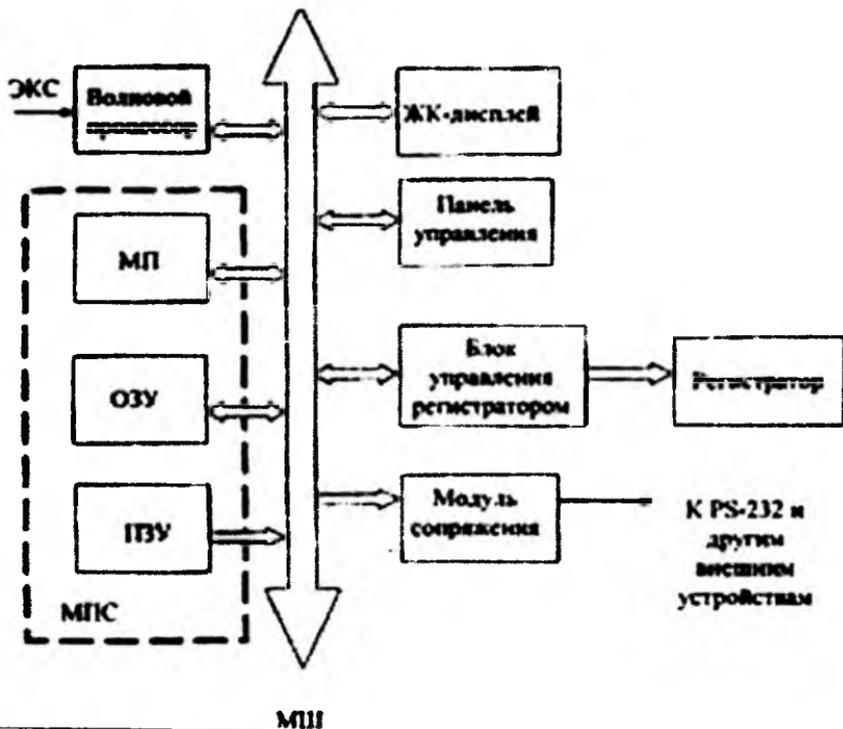


Рис. 2.16. Обобщенная структурная схема электрокардиографа типа ECG-9020K.

В этой схеме волновой процессор выполняет следующие функции: съем ЭКГ в двенадцати стандартных отведениях (I, II, III, aVR, aVL, aVF, VI, V2, V3, V4, V5, V6) и отведениях Кабрера

(aVL, I, aVR, II, aVF, III, VI, V2, V3, V4, V5, V6); усиление и подавление синфазных помех; фильтрация (дрессельный фильтр 50/16 Гц; фильтр нижних частот 75, 100, 150 Гц); изменение чувствительности (5, 10 и 20 мм/мВ); обнаружение статуса (контроль отсоединения электродов, высокого напряжения поляризации, высокого уровня высокочастотных шумов); преобразование аналоговых сигналов в цифровой код с частотой 500 Гц.

Рассмотрим принцип реализации волнового процесса (рис. 3.17).

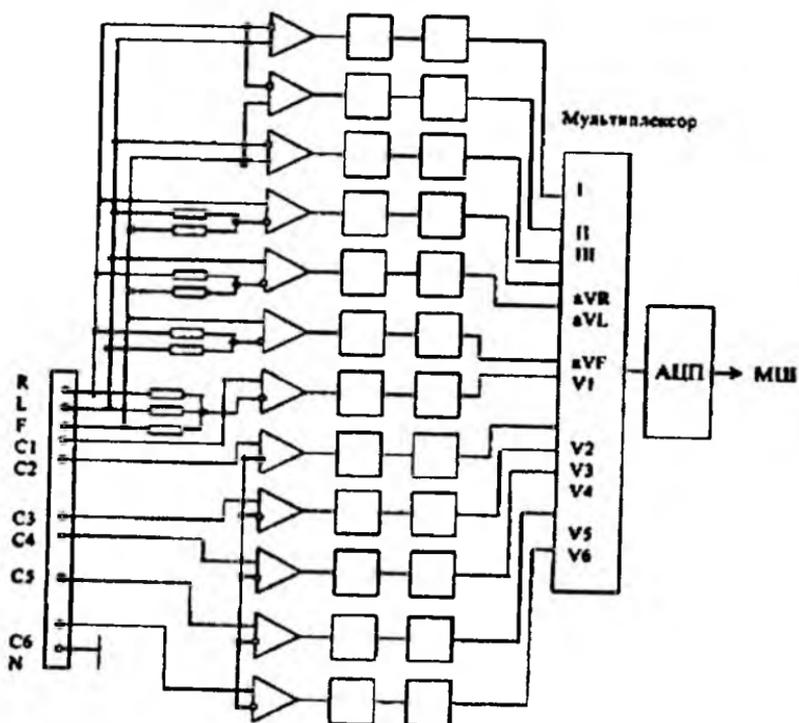


Рис. 2.17. Укрупнения структура схема волнового процесса.

Схема стандартных отведений формируется при помощи входной коммутации перед малошумящими дифференциальными (инструментальными) усилителями, а необходимые вычисления

производятся при помощи делителей напряжения на основе прецизионных резисторов.

В этой схеме сьем потенциалов осуществляется с правой руки (R), левой руки (L), левой ноги (F) и шести точек от правого края грудины до левой среднеподмышечной линии (C1...C6). На основе снятых потенциалов вычисляются отведения по формулам (3.1).

Для индикации отрыва электродов или ослабления их контакта с пациентом используют компараторные схемы (рис. 2.18).

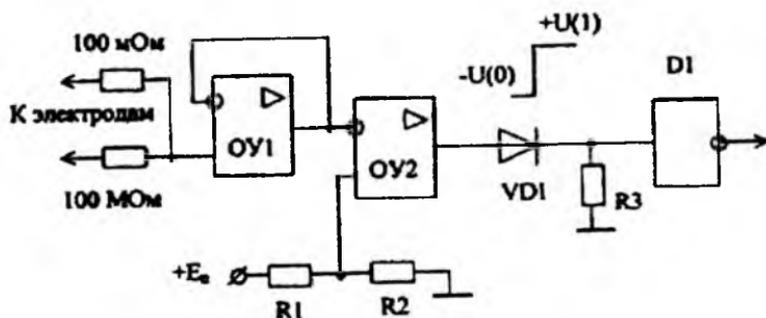


Рис. 2.18. Упрощенная электрическая схема индикатора нарушения контакта электродов.

При отсоединении электродов на выходе сумматора OY1 изменяется напряжение, вызывая срабатывание компаратора, собранного на операционном усилителе OY2 без обратной связи. Порог срабатывания компаратора подбирается делителем на сопротивлениях R1, R2. Преобразование уровня сигнала с OY2 осуществляется элементами VD1, R3 и инвертором D1.

Цифровой сигнал (см. рис. 3.16) через микропроцессорную шину (МШ) поступает на обработку в микропроцессорную систему (МПС), содержащую микропроцессор (МП), постоянное запоминающее устройство (ПЗУ), предназначенное для хранения стандартных программ обработки и управления, и оперативное запоминающее устройство (ОЗУ), обеспечивающее хранение фрагментов ЭКС и результатов вычислений. Микропроцессор осуществляет обработку цифрового сигнала, подготовку изобра-

жений для жидкокристаллического дисплея (ЖК-дисплея), подготовку информации для термопечати на бумажном носителе и передачи ее другим вычислительным средствам, управление всеми составными частями электрокардиографа.

Кроме этого, микропроцессор организует проверку составных частей системы (записывающего устройства, термоголовки, установки разрешающей способности при записи, клавиш, памяти (однократной и непрерывной), ЖК-дисплея, входного блока, системы калибровки, систему связей).

Оперативное запоминающее устройство позволяет сохранять и, затем, отображать или передавать на дальнейшую обработку волны ЭКГ в виде специального файла данных. Этот файл состоит из 10-секундной записи волн ЭКГ с 12-ти отведений, результатов анализа, информации о возрастной группе и поле пациента. В памяти кардиографа могут быть сохранены и оставаться там после выключения питания до 8 файлов данных ЭКГ. На рис. 3.19 показан пример отображения данных на экране ЖК-дисплея в режиме записи ЭКГ сердца в покое.

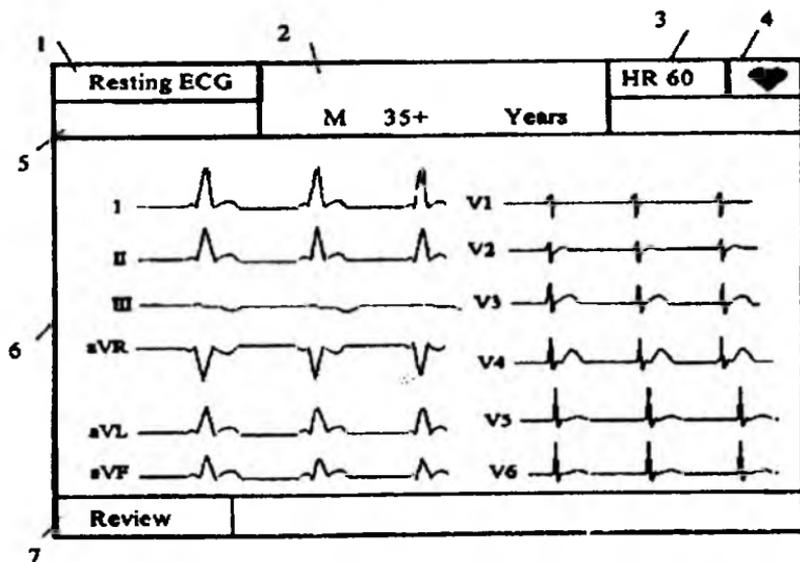


Рис. 2.19. Пример экрана записи ЭКГ сердца в состоянии покоя:

1 - режим, выбранный из экрана Главного меню (Main Menu); 2 - область отображения информации о пациенте (возрастные данные и пол); 3 - ЧСС (обновляется каждые 2 с); 4 – маркер синхронизации QRS-комплекса (мигает синхронно с QRS-волной); 5 - область отображения состояния электродов (сообщение об отсоединении электродов); 6 - область отображения волн ЭКГ (в течение 2,8 с волны ЭКГ с каждого из 12-ти отведений отображаются в двух последовательностях от 6-ти каналов); 7 - область отображения сообщений и функциональных клавиш.

С помощью панели управления (см. рис. 3.16) осуществляется выбор режимов работы и управления реализуемыми функциями (включение и выключение кардиографа, вызов экрана выбора режимов, запись ритма при анализе ЭКГ, подача бумаги, включение фильтра, печать копий, автоматическая запись, включение сигнала калибровки, начало и конец записи, задание возраста и пола пациента).

Функциональные клавиши прибора позволяют реализовать следующие наборы функций:

I. Запись ЭКГ:

А. Автоматическая запись:

- 1) запись в режиме реального времени;
- 2) просмотр записи;
- 3) передача данных ЭКГ (в ручном режиме);
- 4) запоминание данных ЭКГ (в ручном режиме);
- 5) копирование (в ручном режиме);

6) дополнительная запись аритмии и ритма сердечных сокращений;

7) автоматический пуск.

Б. Ручная запись:

- 1) запись ЭКГ в ручном режиме;
- 2) запись внешних сигналов;
- 3) запись ритма;
- 4) запись сигналов ЭКГ с одного отведения «ритм» в течение одной минуты;
- 5) периодическая запись;
- 6) запись внешних сигналов.

II. Управление данными ЭКГ:

- 1) передача данных ЭКГ;
- 2) напоминание данных ЭКГ;
- 3) стирание данных ЭКГ.

Г. Установка параметров системы (экран системных установок):

- 1) установочные параметры записи;
- 2) установочные параметры аппаратуры;
- 3) установочные параметры связи;
- 4) установочные параметры ЭКГ сердца в состоянии покоя;
- 5) установочные параметры автоматической записи;
- 6) установочные параметры периодической записи;
- 7) установочные параметры включения питания.

Кроме этого, на панели управления (см. рис. 3.16) организована подсветка включаемых клавиш, индикация заряда батареи, индикация работы батареи или сетевого питания.

В процессе записи ЭКГ микропроцессорная система реализует программу расширенной записи аритмии. Если во время записи аритмии обнаруживаются колебания RR-интервалов более чем на 20% от их нормального значения, то в этом случае происходит автоматическая запись сердечного ритма с отведения «Ритм» в течение 60 с в виде трех кривых на двух страницах.

Блок управления регистратором из цифровых кодов (см. рис. 3.16) формирует сигналы управления термоголовкой регистратора, управляет ее температурой и двигателем привода бумажной ленты.

Модуль сопряжения обеспечивает формирование сигналов обмена с другими цифровыми устройствами, и в частности с ПЭВМ, в соответствии с протоколом работы порта типа PS-232.

Сравним технические характеристики ряда *электрокардиографов*, используемых в медицинских учреждениях (табл. 3.1).

В ходе развития кардиографии сложились определенные требования к приборам для исследования электрической активности сердца, которые были оформлены в виде государственных и международных стандартов к «Приборам для измерения биоэлектрических потенциалов сердца».

Технические характеристики электрокардиографов

Характеристика	«Поли-спектр-8»	«Прибой ЭК-12»	«UCARD)-200»
1. Количество регистрируемых каналов	12	12	12
2 Входное сопротивление, МОм	50	30	10
3. Защита от дефибриллятора	Есть	Есть	В кабелях отведений
4. Чувствительность мВ/мВ	5, 10, 20	5, 10, 20, 40	5, 10, 20
5 Амплитудно-частотная характеристика, Гц	0,05-100	0,05-100	0,05-150 I
6 Коэффициент ослабления синфазного сигнала, ЛБ	100	100	100
7. Постоянная времени, с	3,2	3,2	3,2
8. Фильтры, Гц	35, 75	30-40	35, 75, 100, 150
9 Ширина записи, мм	40	40	110
10. Частот квантования, Гц	500	400	1000
11 Разряд АЦП бит	12	12	12

Основные параметры, которые должны реализовываться электрокардиографами и электрокардиоскопами в соответствии с ГОСТ 19687-89, следующие:

- Диапазон входных напряжений U , мВ, в пределах от 0,03 до 5
- Относительная погрешность измерения напряжения, %, в диапазонах:

от 0,1 до 0,5 мВ, не более	15
от 0,5 до 4 мВ, не более	± 7
- Нелинейность, %, в пределах:

для электрокардиографов	± 2
для электрокардиоскопов	$\pm 2,5$
- Чувствительность S , м/мВ 2,5; 5; 10; 20; 40
- Относительная погрешность установки чувствительности δ_S , %, в пределах ± 5

- Эффективная ширина записи (изображения) канала 40 В, мм, не менее
- Входной импеданс $Z_{вх}$, МОм, не менее 5
- Коэффициент ослабления синфазных сигналов K_c , не менее:

для электрокардиографов	100000
для электрокардиоскопов	28000
- Напряжение внутренних шумов, приведенных ко входу $U_{ш}$, мкВ, не более 20
- Постоянная времени τ , с, не менее 3,2
- Неравномерность амплитудно-частотной характеристики δ , %, в диапазонах частот:

от 0,5 до 60 Гц	от -10 до ± 5
от 60 до 75 Гц	от -30 до ± 5
- Относительная погрешность измерения интервалов времени δ_t , %, в диапазоне интервалов времени от 0,1 до 1,0 с, не более ± 7
- Скорость движения носителя записи (скорость раз- (допустимы вертки) v_H , мм/с 25,50(допустимы и иные значения)
- Относительная погрешность установки скорости движения носителя записи (скорости развертки) δ_v , %, в пределах:

для электрокардиографов	± 5
для электрокардиоскопов	± 10

Анализ современного рынка электрокардиографов позволяет сделать вывод о все возрастающей роли микропроцессорной техники и ПЭВМ, которые берут на себя многообразные функции по хранению и отображению участков ЭКГ, интерпретаций результатов обследования, контроля неисправностей аппаратной части, контроля за правильными действиями оператора, организации дистанционной передачи данных и т.д.

2.2. Кардиомониторы

К одной из разновидностей аппаратуры для съема и анализа электрической активности сердца относятся кардиомониторы,

предназначенные для длительного, непрерывного наблюдения за электрокардиографическим сигналом и его параметрами. В зависимости от типов решаемых задач непрерывный анализ ЭКС проводится длительностью от 10-15 мин до нескольких суток.

В зависимости от назначения промышленные кардиомониторы (КМ) разделяются на несколько типов [9]:

1) *хирургические*; применяются во время операций на сердце и сосудах, в послеоперационных палатах; измеряют ряд дополнительных параметров: кровяное давление, минутный объем сердца, температуру тела, газовый состав;

2) *кардиологические*; применяются в палатах интенсивного наблюдения за кардиологическими больными в острый период заболевания; их основное назначение - сигнализация о нарушении ритма и проводимости сердца;

3) *акушерские*; устанавливаются в родильных залах, предродовых палатах и отделениях интенсивного ухода за новорожденными; применяются при патологиях сердечно-сосудистой системы рожениц и контроле за новорожденными. Кардиомонитор для новорожденных и детей до двухлетнего возраста, страдающих воспалением легких, измеряет частоту сердечных сокращений (ЧСС), частоту дыхания и сигнализирует о нарушениях ритма сердца и остановках дыхания;

4) *тестирующие*; предназначены для функциональной диагностики состояния сердечно-сосудистой системы здоровых и больных людей; позволяют автоматизировать процесс ЭКГ-исследований под нагрузкой по нескольким отведениям и определять газовый состав выдыхаемого воздуха; а также используются на этапах реабилитации и проверки эффективности назначаемых лекарственных препаратов.

Иногда в отдельный класс выделяют кардиомониторы для точного (холтеровского) наблюдения.

При технической реализации кардиомониторов их разработчики стараются придать им свойства универсальности, когда в одном мониторе обеспечиваются не только возможности различных типов кардиомониторов, но и возможности исследования других функций человеческого организма.

Примером универсального монитора, ориентированного на применение в операционных и отделениях реанимации, может служить серия отечественных мониторов типа «Диамант». Характерной чертой этих мониторов является возможность одновременного расчета, мониторингования и частичной (по выбору) индикации в знаковой зоне экрана более двадцати показателей в реальном времени. Среди них не только традиционные показатели - частота сердечных сокращений, частота дыхания, частота пульса, сатурация кислорода в крови, но и такие, как: ударный объем в крови, минутный объем кровообращения, сердечный выброс, ударный индекс, общее периферическое сопротивление, системный артериальный тонус, количество внеклеточной, внутриклеточной и общей жидкости, статический объем крови, объем плазмы, эритроцитарный объем, индекс тяжести гемостаза и др.

Мониторы обеспечивают возможность отображения на экране до шести кривых: две электрокардиограммы, кардиоинтервалограмму, интегральную реограмму, пневмограмму, плетизмограмму (последнее - только монитор «Диамант-МП») и линейный тренд большинства мониторируемых параметров. Тренд может быть также представлен в виде табуляграммы, отображаемой на экране или распечатываемой с помощью подключаемого принтера.

Кардиомониторы типа «РИТМОН», представляют собой компьютерную систему, предназначенную для круглосуточного мониторингования и анализа ЭКГ от одного до 4 пациентов (по одному отведению) в условиях клиники. Система может использоваться в отделениях интенсивной терапии и реанимации, палатах кардиологического наблюдения. Выбор отведения для наблюдения может осуществляться из семи возможных вариантов: I, II, III, aVF, aVL и V.

Система позволяет решать следующие медицинские задачи:

- круглосуточное наблюдение и регистрация как ЭКГ пациентов, так и динамики ритма сердца и его нарушений для их последующего ретроспективного просмотра и документирования;
- оперативное автоматическое обнаружение угрожающих жизни состояний, а также состояний, предшествующих угрожающим;

- исследования реакции сердечно-сосудистой системы на лечебные мероприятия, дозированные физические нагрузки и медикаментозные воздействия.

Система позволяет осуществлять автоматическое обнаружение аритмий, алгоритм которого основан на измерении RR-интервалов и анализе формы QRS-комплекса. Выявляются следующие виды аритмии:

1) аритмии, непосредственно угрожающие жизни пациента:

- фибрилляция желудочков;
- пароксизмальная желудочковая тахикардия;
- асистолия желудочков сердца;

2) аритмии, которые могут являться предвестниками развития опасных для жизни пациента нарушений сердечной деятельности:

- желудочковые экстрасистолы (в том числе ранние, групповые и полиморфные);

- эпизоды желудочковой бигеминии и тригеминии;
- наджелудочковые экстрасистолы;
- выпадения QRS-комплексов;
- пароксизмы мерцательной аритмии.

Система дает возможность непрерывного анализа ST-сегмента ЭКГ, причем смещение ST-сегмента по отношению к уровню PQ-сегмента измеряется в трех точках кардиоцикла. Графики смещения ST-сегмента позволяют выявлять и количественно оценивать ишемические изменения.

Возможен контроль ЭКГ при электрокардиостимуляции. При этом контролируется частота сердечных сокращений и частота стимулирующих импульсов. Обеспечивается выработка сигнала тревоги (световая и звуковая тревожная сигнализация) при выявлении угрожающих состояний (асистолия и фибрилляция желудочков, пароксизмальная желудочковая тахикардия) или по порогам частоты сердечных сокращений, индивидуально устанавливаемых врачом для каждого пациента.

Аппаратно система представляет собой устройство сопряжения, подключаемое с одной стороны к аналоговому выходу любого электрокардиографа (уровень электрокардиосигнала I В), а с другой - к разъему расширения ЭВМ типа IBM PC, то есть непо-

средственно к машинному интерфейсу. Устройство сопряжения содержит восьмиканальный 10-разрядный АЦП. В системе обеспечивается гальваническая развязка непосредственно связанной с пациентом аппаратуры от остальных устройств, входящих в состав системы.

Система обеспечивает полное восстановление работы после сбоя компьютера или отключение питания с сохранением ранее накопленных данных.

Программное обеспечение системы обеспечивает «дружественный интерфейс» с пользователем.

На этапе задания режима наблюдения предусмотрен ввод данных о пациенте, задание времени наблюдения, включаются режимы тревожной сигнализации и устанавливаются нижняя и верхняя допустимые границы частоты пульса, а также, при необходимости, режим предварительной фильтрации кардиосигнала, после чего выполняется калибровка каналов ввода ЭКГ по уровню 1 мВ.

На этапе «проведение наблюдения» обеспечивается полное запоминание на жестком диске компьютера: всей ЭКГ за время наблюдения и текущей индикации формы 5 очередных кардиоциклов, ритмограммы последних 600 кардиоциклов, частоты сердечных сокращений (каждые 10 с), текущего значения смещения ST-сегмента (каждые 10 с) и числа обнаруженных желудочковых и наджелудочковых экстрасистол (каждую 1 мин). Автоматический экспресс-анализ ЭКГ позволяет, по желанию, вместо ритмограммы отслеживать динамику изменения ЧСС, смещения ST-сегмента или числа обнаруженных экстрасистол. Кроме того, можно наблюдать накапливаемую скатерограмму.

Этап просмотра данных позволяет осуществлять ретроспективный просмотр всей ЭКГ за время наблюдения; при этом предусмотрены несколько режимов поиска требуемого участка. Процедуры ускоренного поиска позволяют быстро находить диагностически значимые фрагменты ЭКГ. Так, отметив выброс на графике ЧСС, можно перейти к ритмограмме, которая наглядно и точно показывает динамику изменения ритма. Выделив нужный фрагмент ЭКГ, можно укрупнить его, а затем измерить интервалы и амплитудные параметры.

Этап вычислительного анализа предусматривает для любого выбранного оператором фрагмента ритмограммы получение элементарной статистики RR-интервалов, построение гистограмм и спектральный анализ ритмограммы. Спектральные оценки вариабельности сердечного ритма несут информацию о регуляции сердечной деятельности со стороны вегетативной нервной системы.

На этапе оформления заключения автоматически создается документ, фиксирующий все диагностически значимые отклонения ЭКГ и оценивающий основные характеристики сердечного ритма за задаваемый оператором промежуток времени. Кроме того, любое изображение с экрана дисплея может быть скопировано как в виде распечатки на принтере, так и в виде файла для последующего просмотра, печати и архивирования.

В системе предусмотрен режим одновременного мониторинга четырех пациентов. При этом экран разбивается на четыре горизонтальные полосы и в каждой из полос отображается информация по одному пациенту.

Для решения задач холтеровского (суточного мониторинга) используются также аппараты со встроенными микропроцессорами типа «*Astrocard Holtersystem-2F*», «Кардиотехника-4000», «МДП-НС-01» и др.

Для наблюдения за состоянием больных из группы повышенного риска промышленностью выпускаются портативные носимые кардиомониторы, информация с которых при появлении опасных симптомов или в соответствии с инструкцией может быть считана для дальнейшей обработки или передана по телефонным или радиоканалам в дистанционные кардиологические центры. Это позволяет осуществлять динамический контроль за больными, оперативную коррекцию проводимой терапии, эффективную адаптацию к бытовым и производственным нагрузкам, оптимизацию ведения больных с инфарктом миокарда на постгоспитальном этапе. Примером такого типа кардиомонитора служит кардиокомплекс «ДИОКС-01-ЭКГ», обеспечивающий трансляцию ЭКС по телефону. Комплекс включает два типа кардиопередатчиков:

- 1) профессиональный - на 12 общепринятых отведений ЭКГ;

2) индивидуальный - на 3 отведения с переключением на 1 отведение для записи сердечного ритма.

Для фиксации электродов к телу больного используется эластичный перфорированный пояс с изменяемым объемом. Приборы выполнены на базе однокристалльной микроЭВМ с 8-канальным АЦП в интегральном исполнении (микросхема TN87C51GB фирмы «Intel») и блока энергонезависимой памяти, содержащего до 16 микросхем репрограммируемого постоянного запоминающего устройства с последовательным обменом данными E2PROM емкостью по 32 Кб (AT24C256 фирмы «Atmel»). Усилители электрокардосигнала собраны на операционных усилителях по типовой схеме с активным подавлением синфазной помехи не менее 110 дБ, входным импедансом 110 МОм и уровнем собственных шумов, приведенных ко входу, не более 20 мкВ. Регистрация ЭКГ производится синхронно во всех отведениях с частотой аналого-цифрового преобразования 250 Гц и 12 бит на канал. Передача записанных отведений ЭКГ по телефону производится последовательно в аналоговом частотно-модулированном виде с несущей частотой 1400 Гц и крутизной преобразования 40 Гц/мВ, что соответствует параметрам отечественных серийных систем «Волна-1» и «Салют». Изменение объема памяти кардиопередатчиков осуществляется простым наращиванием микросхем E2PROM. При каждом включении прибора микропроцессор производит тестирование доступных ячеек памяти с индикацией их числа на табло, что позволяет избежать отказов при выходе из строя отдельных микросхем памяти. В индивидуальном приборе врач, исходя из медицинской задачи, может с помощью органов управления перепрограммировать конфигурацию памяти, то есть изменять длительность и количество фрагментов ЭКГ. В паузах между записями для энергосбережения батареи микропроцессор отключает питание всех цепей и прибор переходит в спящий режим. Профессиональный кардиопередатчик дополнительно комплектуется портативным струйным принтером для автономной распечатки ЭКГ.

Кардиологический дистанционный пульт состоит из микропроцессорного блока приема ЭКГ, обеспечивающего коммутацию, усиление и фильтрацию частотно-модулированного сигнала

с телефонной линии, его демодуляцию, преобразование в цифровой поток и передачу данных в персональный компьютер через порт RS-232. На ПЭВМ устанавливается медицинская база данных «Телекард 1.2». Программа обеспечивает: просмотр принятой ЭКГ; автоматизированное измерение амплитудно-временных параметров желудочного комплекса и описание ЭКГ; хранение кардиологической и клинической информации в базе данных (БД); оперативное сравнение ЭКГ и распечатку протокола обследования на бумажном носителе. Структура базы данных максимально унифицирована, поддерживает различные типы ЭКГ-обследований и допускает индивидуальные настройки всех параметров. Форма ЭКГ-заключения структурирована в соответствии с утвержденной «Единой системой электрокардиографических заключений по синдромальному анализу контура и ритма ЭКГ», что позволяет в диалоговом режиме генерировать запросы и строить выборки из БД по отдельным симптомам. Файловая структура базы данных может быть локальной или сетевой. В последнем случае сама БД физически хранится на файл-сервере, а интерфейсная часть программы размещается на рабочих станциях. Это позволяет организовать универсальные рабочие места врача-кардиолога, объединенные в локальную сеть, с разделением функций и ведением единой БД на всех больных, что обеспечивает эффективное наполнение БД результатами ЭКГ-обследований и другой клинической информации, их долговременное хранение, быстрый поиск, оперативное сравнение динамики и выдачу рекомендаций пациенту, что в конечном счете обеспечит преемственность ведения больных на разных этапах лечения - от стационара до участкового кардиолога.

В кардиомониторах, предназначенных для бригад скорой помощи («ЕК-44», «Кардивит» и др.), решаются задачи оптимизации ранней диагностики острых коронарных синдромов, нестабильной стенокардии, острой коронарной недостаточности, острого инфаркта миокарда и внезапной остановки кровообращения на догоспитальном этапе. Эти кардиомониторы способны вести мониторинг в течение всего времени работы бригады в автоматическом режиме (сторожевой контроль возникновения или купирования аритмии).

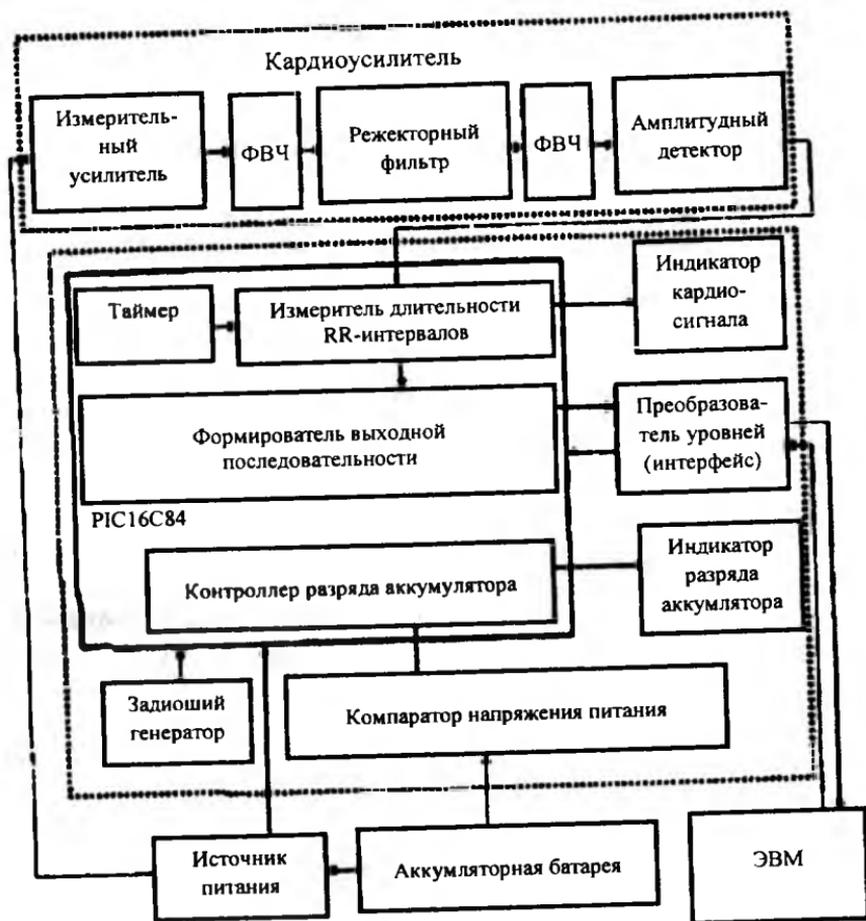


Рис. 2.20. Структурная схема кардиомонитора типа «Ритм-1».

Схемотехнические решения, используемые при построении кардиомониторов, мало чем отличаются от аналогичных решений, используемых в электрокардиографах. Некоторое отличие состоит в том, что здесь предъявляются более жесткие требования к качеству выделения кардиоимпульсов для подсчета частоты сердечных сокращений и соответствующих производных показателей. Кроме этого, чаще чем в электрокардиографии ис-

пользуются узлы или программы для выделения кардиоинтервалов тревожных состояний. Часто для проведения кардиомониторинга используются те же средства, что и для проведения классической электрокардиографии, например электрокардиоанализатор «Кармин-12».

В качестве конкретного примера рассмотрим схемотехнические решения, используемые при построении прикроватного кардиомонитора сердечного ритма типа «Ритм-1». Структурная схема монитора представлена на рис. 3.20 и конструктивно содержит два блока: блок кардиоусилителя и блок измерения кардиоинтервалов и связи с ПЭВМ.

Кардиоусилитель содержит измерительный усилитель, три фильтра и амплитудный детектор. Измерительный усилитель подавляет синфазную составляющую входного сигнала, которая в основном определяется сетевой наводкой, и осуществляет предварительное усиление кардиосигнала. Окончательное подавление промышленной наводки осуществляет режекторный фильтр, настроенный на частоту 50 Гц. Полосу пропускания усилителя 4...10 Гц обеспечивают фильтры низких и высоких частот. Амплитудный детектор обнаруживает максимумы в отфильтрованном кардиосигнале, то есть выделяет R-зубец. Длительность выходного импульса детектора составляет 2-3 мс, амплитуда - 4 В. Минимальный интервал между регистрируемыми R-зубцами составляет 250 мс, что повышает помехозащищенность прибора, в том числе и его невосприимчивость к T-зубцу кардиосигнала при его большой амплитуде.

Ядром цифровой части монитора является микропроцессор PIC16C84, внутренний таймер которого вырабатывает импульсы, следующие с частотой 6,25 кГц, обеспечивая тем самым высокую точность измерения кардиоинтервала (порядка 0,1%), необходимую для расчета параметров вариационной пульсометрии. В момент прихода первого импульса от кардиоусилителя запускается измеритель длительности RR-интервалов. При поступлении последующих импульсов происходит сохранение информации 16-разрядного счетчика, обнуление таймера, запуск следующего цикла измерения, а затем, формирование последовательности для вывода информации на ЭВМ и непосредственно сам вывод. Мо-

мент поступления кардиоимпульса индицируется кратковременным загоранием светодиодного индикатора, расположенного на передней панели монитора. При отсутствии сигнала более 3 с загорается индикатор и на ЭВМ передается сигнал тревоги.

С помощью микроконтроллера также производится анализ разряда аккумуляторной батареи. При достижении критической точки разряда (7,5 В) компаратор вырабатывает логический уровень, соответствующий разряду батареи и производится индикация постоянным свечением светодиодного индикатора. Сигнал разряда батареи передается также на ЭВМ. Программное обеспечение позволяет производить визуализацию и математическую обработку полученных ритмограмм. Оно предназначено для работы в среде Windows 95.

Программа позволяет: принимать данные из памяти регистратора через последовательный интерфейс RS-232 со скоростью до 9600 бит/с в дуплексном режиме и производить визуализацию в реальном времени; сохранять ритмограммы и сведения о пациентах в базе данных Paradox 5.0 с высокой степенью уплотнения; отображать на экране и на бумажном носителе графики ритмограмм, а также гистограммы и скаттерграммы; плотности распределения значений RR-интервалов; производить расчет статистических характеристик ритмограммы - моментов первого и второго порядка.

Для оперативного контроля состояния пациента анализ некоторых параметров ритмограммы идет в реальном масштабе времени. Очередной отчет ритмограммы, поступающий через порт в ЭВМ, выводится на экран и проходит предварительную обработку; при этом врач имеет возможность оперативно следить за отклонениями в состоянии пациента. Результаты отображаются на экране в двух окнах. Одно окно отображает выделенный участок ритмограммы без сжатия и позволяет вести более подробный статистический и спектральный анализ, второе содержит ритмограмму в сжатом виде за длительный участок времени (около 1 ч). На этой ритмограмме цветом выделяются участки, содержащие отклонения параметров от предварительно заданных допустимых пределов. Оба окна взаимосвязаны и позволяют перемещаться по ритмограмме синхронно.

В базе данных помимо самой ритмограммы записывается карточка пациента, которая включает в себя сведения о пациенте, фамилию врача, диагноз, дату и время обследования, заключения и примечания.

Анализ различных вариантов построения кардиомониторов позволяет определить их основные параметры [9,19]:

I. Параметры входных цепей:

Входной импеданс, МОм 2,5...10;
Постоянный ток в цепи пациента через любой электрод, исключая нейтральный, мкА менее 0,1.

II. Параметры тракта усиления ЭКС:

Уровень внутренних шумов, приведенный ко входу, мкВ менее 15;

Коэффициент ослабления синфазных сигналов, дБ 90... 120;

Допустимое постоянное напряжение на входе, мВ ± 300 ;

Входное напряжение ЭКС, мВ 0,05... 5;

Чувствительность, мм/мВ 4...40;

Напряжение калибровочного сигнала, мВ $1 \pm 0,05$

Время успокоения при перепаде напряжения на входе

300 мВ, сек 3,0

Устойчивость к импульсу дефибрилляции, кВ 2 ± 3

III. Частотно-временные параметры тракта усиления и отображения:

Полоса пропускания, Гц: на входе усилителя, 05... 120 при отображении на экране 0,05...50;

Неравномерность АЧХ, %:

– на выходе усилителя ± 10

– на отображении экрана 10 ± 30

Крутизна спада АЧХ вне полосы пропускания, дБ/октава 6;

Выброс на переходной характеристике, % менее 10.

IV. Параметры преобразования ЭКС в цифровую форму:

Частота квантования, Гц 250... 500;

Погрешность частоты квантования, % менее 1,0;

Разрядность, бит 8... 10;

Приведенная погрешность цифрового кода, % менее 3.

V. Параметры, характеризующие устройство отображения:

Ширина изображения, мм	30...70;
Дрейф нулевой изолинии, мм/ч менее	5,0;
Скорость движения изображения ЭКС, мм/с	12,5..100;
Погрешность установки скорости движения ЭКС, % менее	10;
Нелинейность развертки, % менее	10;
Смещение изолинии при регулировке чувствительности, мм	2,0;
Размер развертки по горизонтали, мм менее	50;
Разрешающая способность (растр изображения), не менее	265x512.

VI. Возможность анализа ритма:

Диапазон напряжений уверенного обнаружения R-зубца (комплекс QRS), мВ	0,2..5,0;
Диапазон измерения ЧСС, мин ⁻¹	30...300;
Погрешность измерения ЧСС, мин ⁻¹	±2;
Верхняя граничная частота при обнаружении сигнала, мин ⁻¹	500...600;
Время усреднения ЧСС, с	15,30,60;
Длительность запоминания фрагментов ЭКС по сигналу тревоги, с	8...20;
Время анализа катастрофических аритмий, с	5...10;
Время анализа угрожающих аритмий, мин	1...2;
Число уровней программы сигнализации	2...3.

Таким образом, с точки зрения технической реализации кардиомониторы имеют структурные схемы, близкие к микропроцессорным и компьютерным электрокардиографам. Основное отличие заключается в необходимости длительного слежения за сердечной деятельностью обследуемого с выдачей сигналов тревоги соответствующего уровня в ситуациях, опасных для жизни пациента.

2.3. Электроэнцефалографы

Одним из основных способов изучения работы мозга и нервной системы является регистрация и анализ изменений биопотенциалов, снимаемых с электродов, размещенных на голове пациента. Технические средства для электроэнцефалографии (ЭЭГ) отличаются тем, что они позволяют регистрировать сигналы приблизительно на два порядка меньше, чем у технических средств

для ЭКГ, и используют существенно большее количество электродов, с помощью которых осуществляются отведения. Это обусловлено тем, что при ЭЭГ регистрируются равнодействующие биопотенциалы, отражающие работу многих миллиардов нервных клеток, образующих нервную систему. Диагностический результат получают путем сопоставления кривых изменений биопотенциалов на разных участках головы пациента.

Электрическая активность мозга проявляется в нескольких ритмах (табл. 2.2).

Таблица 2.2.

Параметры основных ритмов ЭЭГ

Параметр	α -ритм	β -ритм	Θ -ритм	δ -ритм	γ -ритм
Частота, Гц	8...13	14...40	3...7	0.5...3	40...100
Амплитуда, мкВ	50...100	5...50	140...250	40...300	5...50

Кроме перечисленных ритмов в сигнале ЭЭГ присутствуют медленные колебания, близкие по форме к синусоиде с периодом 7...8 с при амплитуде 0,3...8 мВ и с периодом 0,5...2 мин с амплитудой 0,5... 1,5 мВ. Отмечено, что эти потенциалы претерпевают значительные изменения при погружении человека в состояние гипноза.

Регистрируются также так называемые спайки. Это резкий всплеск напряжения остроконечной формы длительностью 5...50 мс с амплитудой до сотен и тысяч микровольт. Спайки чаще всего группируются в ветки, что получило название «множественные спайки».

Таким образом, предварительные усилители ЭЭГ-сигналов должны обеспечивать работу с сигналами, амплитуда которых колеблется в пределах 5...300 мкВ и при наличии спайков - до 1000 мкВ и выше. Частота регистрируемых сигналов лежит в пределах 0,1... 100 Гц. По сравнению с электрокардиографией

амплитуда ЭЭГ-сигналов меньше, а сопротивление электродов больше. Поэтому предварительные усилители электроэнцефалографов должны обеспечивать большие коэффициенты подавления синфазных помех и иметь большие входные сопротивления, чем предварительные усилители электрокардиосигналов.

При регистрации электроэнцефалограммы используются несколько систем отведений: одноканальные системы обычно используют для оценки общего функционального состояния мозга; многоканальную регистрацию энцефалограмм, поступающих с разных отделов мозга, применяют для выявления локализованного очага. Обычно число каналов регистрации равно 8 или 16, но известны схемы регистрации биопотенциалов мозга, включающие 4 и даже 2 электрода. Схема расположения электродов должна обеспечить их равномерное распределение по разделам - лобные, затылочные, центральные, теменные и т.д.

Более подробно с техникой организации отведений при съеме ЭЭГ можно ознакомиться в специальной литературе, например в [23], здесь же мы остановимся на особенностях схемотехнических решений, применяемых при построении электроэнцефалографов.

Отечественная и зарубежная промышленность так же, как электрокардиографы, выпускает широкую номенклатуру электроэнцефалографов: реализуемых без применения, с применением микропроцессорной техники; использующих в своем составе персональные компьютеры.

В типовом варианте реализации предварительные усилители электроэнцефалографов подключаются к электродам по одной из трех схем, приведенных на рис. 2.21.

При однополюсном (униполярном) отведении регистрируются изменения потенциалов относительно общей (опорной) точки. В качестве нее часто используют соединенные между собой электроды, расположенные на ушной раковине (см. рис. 2.21,а). В других случаях опорную точку создают, соединяя между собой все электроды через одинаковые резисторы (см. рис. 3.21,б). При биполярном методе отведений регистрируется разность потенциалов между парами точек отведения (см. рис.

2.21,в). Такое отведение позволяет наиболее точно локализовать отдельные вспышки электрической активности мозга.

В простейшем варианте исполнения структура автономного энцефалографа напоминает структуру автономного электрокардиографа и содержит электродную систему, коммутатор, калибратор, усилители биопотенциалов, регистраторы и лентопротяжный механизм. Основное отличие электроэнцефалографов - более сложные схемы усилителей биопотенциалов, что связано с необходимостью усиления сигналов малой амплитуды при достаточно высоком уровне помех.

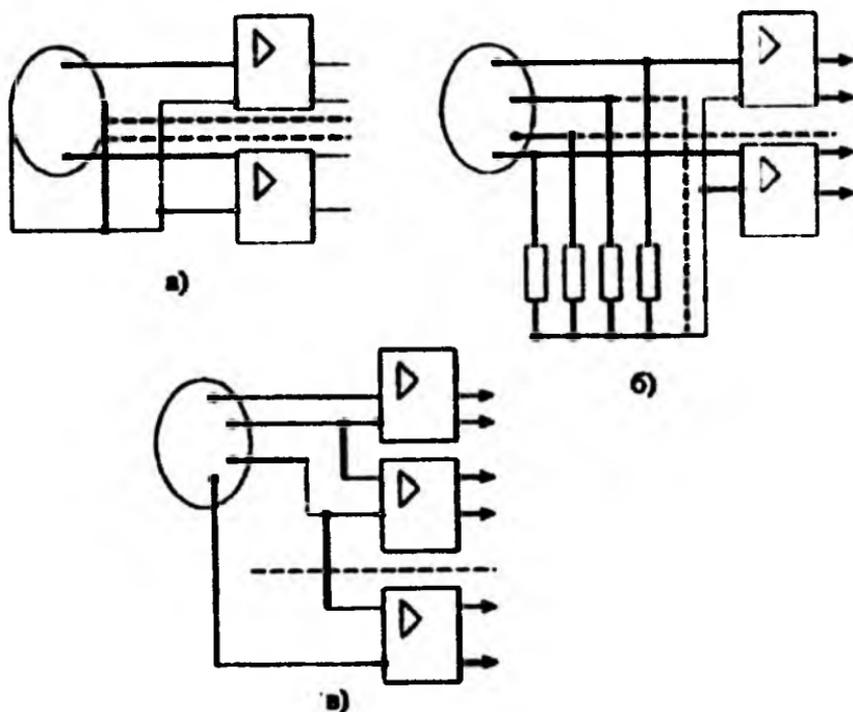


Рис. 2.21. Три способа отведений в электроэнцефалографии:
а - однополюсный; б - униполярный с опорной точкой,
образованной соединением всех электродов между собой;
в - биполярный.

Рассмотрим структуру шестнадцатиканального электроэнцефалографа типа ЭЭГУ16-02 (рис. 2.22). В этом типе электроэнцефалографа электроды (ушные, дисковые и угольные) с помощью кабеля и шнуров отведений через контактные гнезда стойки для подключения электродов (СПЭ) подключаются к пульту входной коммутации (ПВК), который с помощью системы переключателей позволяет подключать ко входам усилителей биопотенциалов (УБП) контактные гнезда СПЭ по выбранным программам коммутации (монтажам).

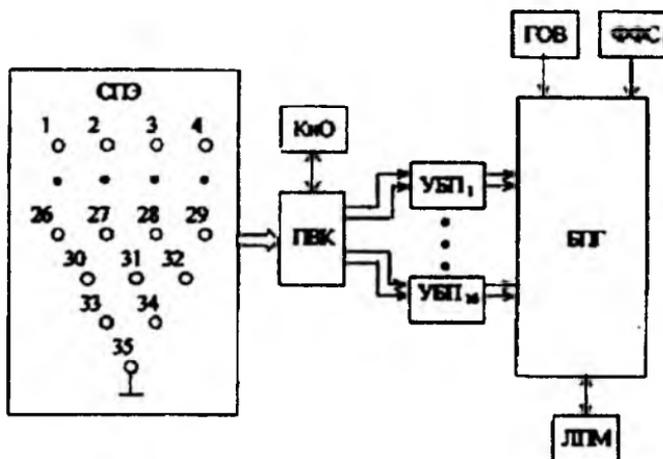


Рис.2.22. Структурная схема электроэнцефалографа типа ЭЭГУ16-02.

Кроме этого, с помощью ПВК ко входам УБП подключается постоянное эталонное напряжение с калибратора и омметра (КиО) в режиме калибровки. В калибраторе предусмотрена возможность проверки коэффициента режекции усилителя путём подачи на входы каналов усилителя синфазных сигналов, амплитуда которых в тысячу раз превышает напряжение калибровки. С помощью омметра блока КиО определяются величины сопротивлений между парами электродов или между любым из электродов и землей. Также омметр регистрирует нарушение контактов электродов с кожным покровом головы пациента. Усиленные сигналы после шестнадцати УБП под-

водятся к шестнадцати перьевым чернильным гальванометрам (БПГ), обеспечивающим регистрацию ЭЭГ на бумажном носителе, протягиваемом лентопротяжным механизмом (ЛПМ). Регулировка положения нулевой линии для каждого перьевого гальванометра производится балансировкой усилителя мощности УБП.

Если к электроэнцефалографу подключается фотофоностимулятор (ФФС), то отметчик раздражений блока перьевых гальванометров регистрирует сигнал световой или звуковой стимуляции. Кроме этого, БПГ может воспроизводить отметки времени от генератора отметок времени (ГОВ), выполненном на мульти-вibrаторе с усилителем мощности.

Одним из самых сложных узлов электроэнцефалографа является усилитель биопотенциалов, структурная схема которого приведена на рис. 2.23. В этой схеме входной усилитель (ВУ) обеспечивает большое входное сопротивление (не менее 100 МОм) и коэффициент ослабления синфазных сигналов не менее 80 дБ. После ВУ установлен переключатель постоянных времени (ППВ), который, переключая переходные конденсаторы между ВУ и первым промежуточным усилителем (ПУ1), обеспечивает задание различных постоянных времени (0,03; 0,1; 0,3; 1,5 с; отключение ВУ от ПУ1 (оо)). Блок фильтров (БФ) позволяет переключать фильтры низких частот с тремя граничными частотами (25; 50 и 75 Гц).

Во втором промежуточном усилителе (ПУ2) предусмотрена схема ступенчатой регулировки усиления как по каждому каналу отдельно, так и по всем каналам вместе.

После второго предварительного усилителя установлена схема ручного успокоения (ключи К1 и К2, замыкающие входы третьего промежуточного усилителя на землю). Плавная регулировка усиления по каждому из каналов осуществляется сдвоенным резистором R. После третьего промежуточного усилителя (ПУ3) включен усилитель мощности (УМ) с регулятором положения нулевой линии (УНЛ). По аналогичной структурной схеме построен восьмиканальный электроэнцефалограф типа EEG-80, который может работать совместно с фотофоностимуляторами типа FFS-22, фоностимулятором типа FNS-2 или фотостимуляторами типа FTS-2, FTS-11

Типовые схемные решения (на уровне упрощенных принципиальных схем), используемые в автономных электроэнцефалографах рассмотрим на примере энцефалографа типа EEG-85. На рис. 3.24 приведена структура одного усилительного канала этого

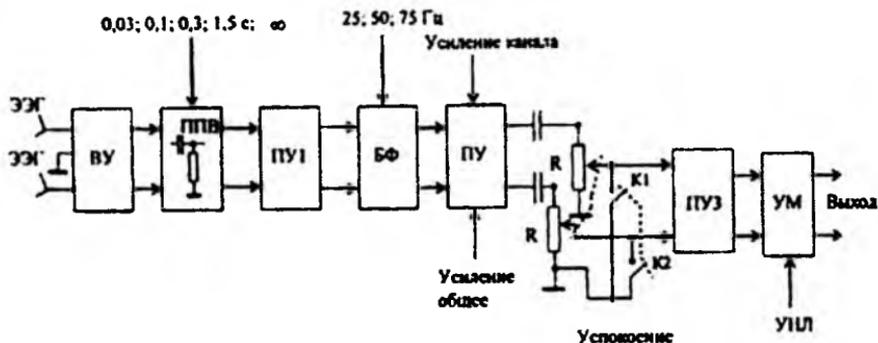


Рис. 2.23. Структурная схема усилителя биопотенциалов электроэнцефалографа типа ЭЭГ У16-02.

прибора. Входной операционный усилитель (А1) типа НАМ-04 обеспечивает входное сопротивление не менее 200 МОм при коэффициенте ослабления синфазного сигнала не менее 100. Второй каскад входного усилителя собран по схеме неинвертирующего усилителя (А2) с коэффициентом усиления около 200. На элементах С3, R8...R11 собран фильтр высоких частот, позволяющий с помощью переключателя S1 дискретно регулировать величину постоянной времени каждого усилительного канала (1; 0,3; 0,1; 0,03 с). Через элементы VT1...VT3 и R5, R7, R12 реализуется второй канал регулирования постоянной времени усилителей биопотенциалов путем подачи управляющего напряжения на затворы соответствующих транзисторов по входу U_p . После третьего каскада усиления (А3) включен перестраиваемый фильтр низкой частоты, управляемый дискретно переключателем S2 (15; 30; 70 Гц). По входу AMPL путем подключения делителей предусмотрена регулировка коэффициента усиления каскада А3. Коэффициент усиления этого каскада определяется выражением

$$K_{УА3} = 1 + R_{14}/R_D,$$

где K_{Σ} - сопротивление между клеммой АМР1 и «землей». Между повторителями напряжения А4 и А5, служащими для согласования работы каскадов, включен активный полосовой фильтр (ПФ) для подавления сетевой помехи (рис. 2.25).

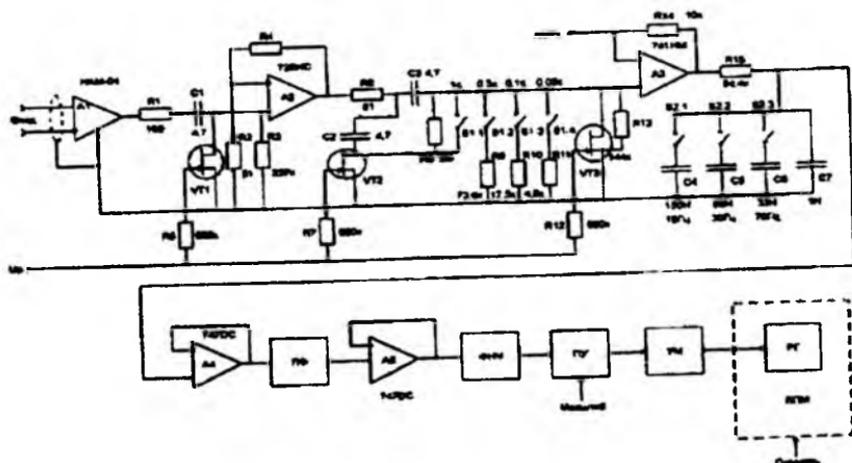


Рис. 2.24. Структурная электрическая схема усилительного канала электроэнцефалографа типа EEG-85.

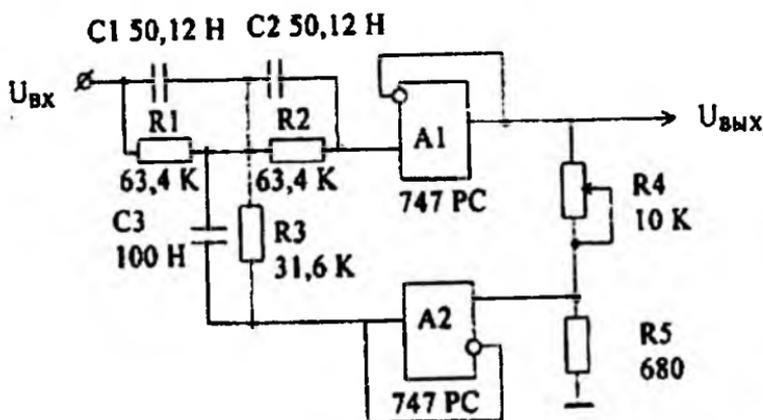


Рис. 2.25. Структурная электрическая схема режсекторного фильтра сетевой помехи.

В этой схеме, отличающейся высокой добротностью, частота режекции определяется выражением $f_p = 1/2 \sqrt{R/C}$. Сопротивлением R4 регулируется добротность фильтра. После повторителя А5 (см. рис. 3.24) для подавления высокочастотных помех включен активный фильтр низких частот (ФНЧ) второго порядка (рис. 3.26).

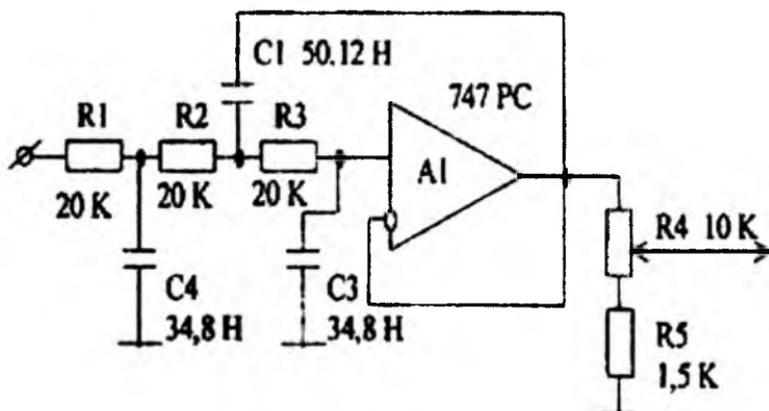


Рис. 2.26. Электрическая схема активного фильтра низкой частоты второго порядка.

Сопротивление R4 регулирует коэффициент усиления промежуточного усилителя (ПУ), содержащего кроме усилительных элементов схемы температурной компенсации и нелинейной коррекции. В схему промежуточного усилителя включены резистивные делители, позволяющие производить регулировку коэффициентов усилителей по каждому каналу и по всем каналам вместе (1; 2,5; 5; 10; 25; 50; 100 мкВ/мм). Усилитель мощности (УМ) выполнен по двухтактной схеме (см. рис. 3.24) с использованием достаточно мощных транзисторов, управляющих регистратором (РГ) лентопротяжного механизма (ЛПМ).

В электроэнцефалографах типа EEG-85 применена схема контроля качества прикрепления электродов (рис. 2.27). Схема содержит: высокочастотный генератор, выполненный на операционном усилителе ОУ1; усилитель-формирователь (ОУ2); вы-

прямитель (VD1, C2); амплитудный ограничитель (VD2, VD3); два компаратора (ОУ3, ОУ4) и два светодиодных индикатора (VD4 и VD5).

В режиме регистрации ЭЭГ-сигналы с коробки пациента (Fp_1, Fp_2, \dots, Fp_2) переключателем S1 отключены от схемы контроля качества прикрепления электродов. Переключатель S1 (положение «Выкл.») коммутирует вход ОУ2 на землю. Напряжение питания (+15 В) поддерживает на выходах компараторов ОУ3 и ОУ4 положительный уровень напряжения. Светодиоды VD4 и VD5 погашены. В режиме контроля качества подсоединения электродов переключателем S1 выбирается контролируемый электрод (Fp_1, Fp_2, Fp_2), при этом кнопка «Контроль» продолжает коммутировать вход ОУ2 с землей. Компараторы не изменяют своего состояния. При нажатии кнопки «Контроль» инвертирующий вход ОУ2 отключается от «земли» и на его выходе появляется сигнал, сформированный из высокочастотного сигнала, формируемого генератором, собранным на ОУ1. Амплитуда этого сигнала будет определяться как параметрами схемы, так и сопротивлением, включающем систему «биообъект–кожно-электродный контакт». При хорошем контакте электрода с биообъектом внешнее сопротивление невелико. Невелико переменное напряжение и на выходе ОУ2. При ухудшении контакта напряжение на выходе ОУ2 растет и достигает своего максимума при отрыве от поверхности кожи головы. Напряжение с выхода ОУ2 выпрямляется выпрямителем VD1, C2 и ограничивается по амплитуде ограничителем (VD2, VD3), чтобы предотвратить выход из строя усилителей ОУ3 и ОУ4 при отрыве электродов. Когда напряжение на выходе выпрямителя превышает порог настройки компараторов (резисторы R11...R13), соответствующий компаратор переключается, включая светодиоды VD4, VD5. Компаратор на ОУ3 настраивается на плохой контакт электродов, а ОУ4 – на отрыв электрода. При замыкании кнопки «Контроль» переменное напряжение небольшой амплитуды высокочастотного генератора попадает на входы УБП, однако гасится их фильтрами и до регистраторов не доходит.

Большинство современных систем для электроэнцефалографических исследований представляют собой компьютерные комплексы, решающие следующие основные задачи:

- анализ фоновой активности (ЭЭГ рассматривается как сумма непрерывных процессов);
- количественная оценка специфических паттернов (острых волн, комплексов пик-волна, К-веретен и т.д.);
- оценка вызванной активности.

К методам оценки фоновой активности, в первую очередь, относят: частотный (спектральный) анализ ЭЭГ; корреляционный анализ; периодометрические методы.

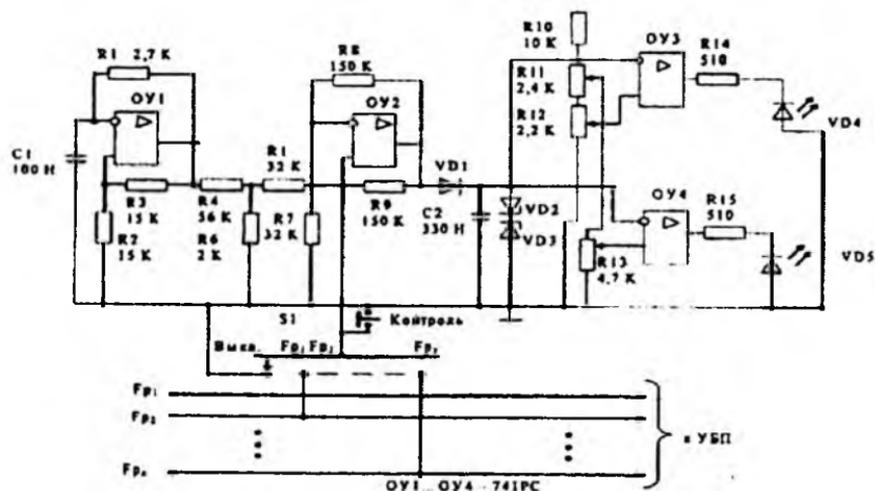


Рис.2.27. Структурная электрическая схема контроля качества прикрепления электродов.

Частотный анализ ЭЭГ может выполняться с помощью набора фильтров или с использованием спектрального анализа.

Фильтрация ЭЭГ-сигналов осуществляется полосовыми фильтрами, полосы пропускания которых соответствуют физиологическим ритмам: а, р₁ 8, 5 и у. Это позволяет оценивать степень выраженности различных ритмов и анализируемой ЭЭГ, а также изменение их во времени и при различных воздействиях.

Пространственные соотношения биоэлектрической активности мозга исследуют в форме топографических карт головы, критерием построения которых является изменение различных параметров ритмов ЭЭГ (фаза, период, амплитуда и т.д.).

Спектральный анализ с использованием преобразования Фурье позволяет получать энергетический спектр, отражающий распределение мощности по частотам, и взаимный комплексный спектр, позволяющий судить о связи двух процессов и их фазовых соотношений. При анализе спектров мощности сигнала чаще всего используют параметры: среднюю частоту спектра (f_{cp}), учитывающую вес всех частотных составляющих ЭЭГ; эффективную полосу частот (f^{\wedge}), характеризующую величину размытости спектра относительно средней частоты; среднюю мощность. Для оценки выраженности отдельных частотных компонентов ЭЭГ вычисляют отношение амплитуды каждого пика, выделенного в спектре, к средней мощности. Это дает возможность количественно оценивать соотношение данного ритма с другими частотными составляющими ЭЭГ, а также сопоставлять степень выраженности анализируемой частоты в разных отделах мозга.

При *корреляционном анализе* фоновой активности исследуют как автокорреляционную, так и корреляционную функции. Построение и анализ автокорреляционной функции является мощным средством выделения гармонических колебаний в квазипериодическом процессе, к которому может быть отнесен ЭЭГ-сигнал. Вычисление корреляционной функции двух ЭЭГ-сигналов позволяет оценивать степень связи биоэлектрических процессов в разных точках головного мозга, временные сдвиги зависимости между процессами и выделять общие периодические составляющие.

Периодометрические методы более простые и позволяют организовать обработку ЭЭГ в реальном масштабе времени. К ним относятся, прежде всего, методы, основанные на представлении каждого анализируемого сигнала в виде элементарных колебаний, характеризующихся определенной длительностью и амплитудой. Выделение этих волн производится разными способами: по пересечению нулевой линии, по локальным экстремумам, по последовательности локальных экстремумов и дополни-

Пространственные соотношения биоэлектрической активности мозга исследуют в форме топографических карт головы, критерием построения которых является изменение различных параметров ритмов ЭЭГ (фаза, период, амплитуда и т.д.).

Спектральный анализ с использованием преобразования Фурье позволяет получать энергетический спектр, отражающий распределение мощности по частотам, и взаимный комплексный спектр, позволяющий судить о связи двух процессов и их фазовых соотношений. При анализе спектров мощности сигнала чаще всего используют параметры: среднюю частоту спектра (f_{cp}), учитывающую вес всех частотных составляющих ЭЭГ; эффективную полосу частот (f^{\wedge}), характеризующую величину размытости спектра относительно средней частоты; среднюю мощность. Для оценки выраженности отдельных частотных компонентов ЭЭГ вычисляют отношение амплитуды каждого пика, выделенного в спектре, к средней мощности. Это дает возможность количественно оценивать соотношение данного ритма с другими частотными составляющими ЭЭГ, а также сопоставлять степень выраженности анализируемой частоты в разных отделах мозга.

При *корреляционном анализе* фоновой активности исследуют как автокорреляционную, так и корреляционную функции. Построение и анализ автокорреляционной функции является мощным средством выделения гармонических колебаний в квазипериодическом процессе, к которому может быть отнесен ЭЭГ-сигнал. Вычисление корреляционной функции двух ЭЭГ-сигналов позволяет оценивать степень связи биоэлектрических процессов в разных точках головного мозга, временные сдвиги зависимости между процессами и выделять общие периодические составляющие.

Периодометрические методы более простые и позволяют организовать обработку ЭЭГ в реальном масштабе времени. К ним относятся, прежде всего, методы, основанные на представлении каждого анализируемого сигнала в виде элементарных колебаний, характеризующихся определенной длительностью и амплитудой. Выделение этих волн производится разными способами: по пересечению нулевой линии, по локальным экстремумам, по последовательности локальных экстремумов и дополни-

тельным ограничениям, связанным с их относительной амплитудой и местоположением. В результате использования различных алгоритмов сегментирования кривой ЭЭГ определяются: средняя частота, средняя амплитуда, относительный временной индекс выделенного ритма, а также соотношение медленных и быстрых компонентов ЭЭГ. Более полную информацию о типе фоновой активности можно получить, рассматривая, наряду с пересечениями нулевой линии изучаемым электрофизиологическим процессом, пересечения нулевой линии ее производными.

Особое значение для клинических исследований имеет распознавание и анализ функционально значимых паттернов, например, в случае контроля появления эпилептических спайков острых волн одновременно по всем каналам обработки ЭЭГ. Задача автоматического распознавания паттернов решается разными способами:

- на основе анализа параметров, выделяемых полуволн ЭЭГ;
- с использованием оптимальной фильтрации сигнала;
- методами обратной фильтрации.

В клинических условиях исследование вызванной активности связано в основном с задачей классификации результатов электрофизиологического обследования и проводится, как правило, с использованием метода синхронного накопления вызванных потенциалов (ВП). Предварительным преобразованием здесь является усреднение ВП, которое должно быть строго синхронизировано относительно стимула, реакции или от любого другого выбранного опорного момента (например, характерного изменения какого-либо биосигнала). При этом усреднение может производиться строго последовательно, выборочно, с отсевом артефактов, предварительной фильтрацией или согласно некоторому сложному логическому условию. Требования к частотному диапазону (от 100 Гц - для медленных ВП до 10 КГц - для стволовых ВП) и размеру эпохи анализа (от 10 с - для медленных ВП до 10 мс - для стволовых ВП) находятся на пределе возможностей аппаратуры, поэтому удовлетворяются лишь при тщательной программной реализации.

В качестве примера рассмотрим реализацию аппаратно-программного комплекса типа «МИЦАР-ЭЭГ» (Санкт-Петербург),

структура которого приведена на рис. 3.28. Комплекс «МИЦАР-ЭЭГ» обеспечивает съем, хранение на жестком диске персонального компьютера (ПК), обработку, отображение на экране монитора ПК и вывод на печатающее устройство электроэнцефалографических и электрокардиографических сигналов. Комплекс состоит из преобразователя биосигналов (ПБС) и персонального компьютера типа IBM PC AT 486 DX2-66 или NOTEBOOK (не хуже чем Pentium-100).

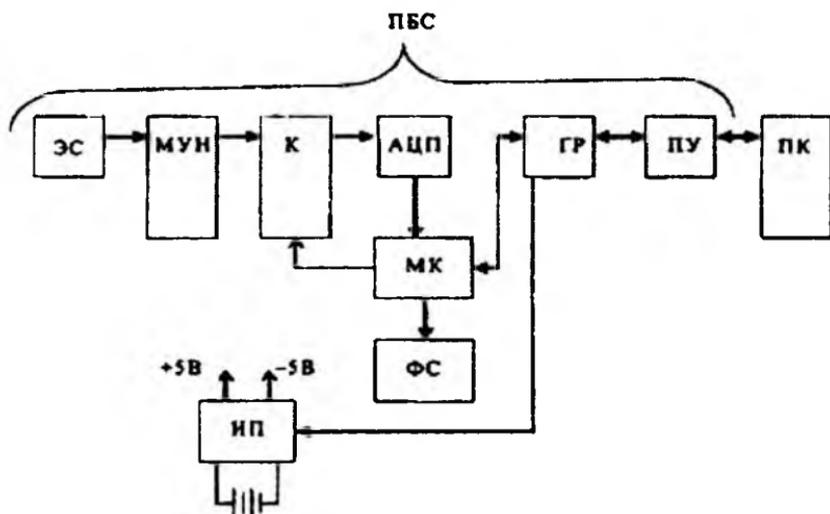


Рис. 2.28. Структурная схема аппаратно-программного комплекса типа «МИЦАР-ЭЭГ».

Электроэнцефалограммы регистрируются с помощью девятнадцати основных каналов (каналы ЭЭГ). Электрокардиограмма регистрируется индикаторным каналом. Поскольку индикаторный канал не соответствует требованиям, предъявляемым к измерительным каналам ЭКГ, введенный сигнал ЭКГ нельзя использовать для расчета показателей ЭКГ и постановки диагноза по форме кривой. Этот сигнал может быть использован для визуальной оценки положения и расчета временных задержек между положением R-зубца ЭКГ и других сигналов.

Электроэнцефалографические и электрокардиографические сигналы отводятся с помощью электродов электродной системы (ЭС) и поступают на входы многоканального усилителя напряжений (МУН). Усилители каналов ЭЭГ обладают следующими основными характеристиками:

Диапазон, мкВ 10...1000;
Входное сопротивление, МОм, не менее 20;
Переключаемые постоянные времени фильтра ВЧ, с 0,5;0,1;0,003;
Перестраиваемая верхняя граничная частота фильтра НЧ по уровню 0,7, Гц 70; 30; 15;
Режекторный фильтр подавления помех 50 Гц, дБ, не менее 20;
Напряжение внутренних шумов, приведенных ко входу в полосе 0,5... 15 Гц, мкВ, не более 2;
Коэффициент ослабления синфазных помех, дБ, не менее 80;
Коэффициент взаимовлияния каналов, %, в пределах ± 2
Диапазон измеряемых временных интервалов, с от 0,2 до 10.
Индикаторный усилительный канал обладает следующими основными характеристиками:

Диапазон входных напряжений, мВ от 0,03 до 5
Коэффициент ослабления синфазных сигналов, дБ, не менее 80
Напряжение внутренних шумов, приведенных ко входу, мкВ, не более 10;
Входное сопротивление, МОм, не менее 100.

В усилителе напряжений электрические сигналы проходят усиление до уровня, согласованного с диапазоном АЦП, и аналоговую фильтрацию (используются фильтры верхних и нижних частот первого порядка).

Усиленные сигналы сворачиваются в один сигнал при помощи коммутатора напряжений (К). Полученный сигнал подается на вход АЦП, который преобразует его в цифровую форму, последовательно для каждого из каналов. АЦП осуществляет преобразование сигнала в 12-разрядный цифровой код (4096 уровней квантования для исполнения 1), или в 14-разрядный (16384 уровней квантования для исполнения 2).

Синхронизацию работы коммутатора, АЦП, управление фотостимулятором (ФС) и обмен данными с компьютером осуществляет микроконтролер (МК). В компьютер данные переда-

ются по стандартному последовательному интерфейсу типа RS-232C через гальваническую развязку (ГР) и преобразователь уровней (ПУ), обеспечивающий согласование уровней гальванической развязки (+5В) и последовательного интерфейса (+/-12В). Гальваническая развязка выполняет роль усиленной изоляции (УИ) и выдерживает напряжение не менее 4 кВ.

Питание ПБС осуществляется от гальванических элементов (внутреннего источника питания). Необходимые для работы устройства напряжения вырабатывает источник питания, который включается по команде программы, а затем поддерживается во включенном состоянии посылкой специальных команд. Если программа закончит передачу команд для поддержания устройства во включенном состоянии или будет нарушена связь с компьютером, источник питания через 2-5 с автоматически выключается.

Программное обеспечение комплекса обеспечивает: формирование массивов значений поступающих сигналов; их первичную цифровую фильтрацию; отображение ЭЭГ в реальном времени на экране ПК в виде кривых (режим запоминающего осциллографа); сохранение введенных данных на жестком диске компьютера и их последующую обработку.

Программное обеспечение позволяет производить:

- ввод электроэнцефалограмм и электрокардиограмм;
- цифровую фильтрацию введенных сигналов с помощью цифровых фильтров: верхних и нижних частот; режекторного фильтра; полосовых фильтров;
- запись введенных значений сигналов на жесткий диск ПК;
- ведение электронного архива пациентов;
- отображение любого записанного участка на экране монитора и распечатку на принтере;
- отображение всех записанных каналов, любого одного или нескольких из них;
- переключение монтажей ЭЭГ во время ввода и обработки;
- изменять масштабы отображения по вертикали и горизонтали;
- использование двух независимых маркеров для измерения, выделения участка записи, обработки или удаления;

-измерение амплитудных и временных характеристик записанных сигналов и выводить результаты измерений на экран монитора и принтер;

-производить спектральный анализ ЭЭГ, амплитудное и частотное цветовое топографическое картирование;

-изменение масштаба просмотра по вертикали и горизонтали.

В качестве второго примера рассмотрим подробное описание электроэнцефалографической системы типа «Телепат-104Д», предназначенной для решения задач функциональной диагностики и проведения контроля эффективности лечебно-профилактических мероприятий в нейрофизиологии, нейрохирургии, педиатрии, анестезиологии и реанимации, спортивной медицине и других областях здравоохранения.

В состав системы входят: биоусилители, имеющие малошумящие прецизионные усилители; схемы автоматической блокировки неиспользуемых усилителей и системы фильтров; интерфейсная плата с аналоговым преобразователем; фотостимулятор и персональный компьютер класса IBM PC с процессором типа 386 и выше. Подключение фотостимулятора и биоусилителей к ПК осуществляется через интерфейсную плату, устанавливаемую в разъем расширения компьютера. Максимальное число регистрируемых отведений 28.

Программное обеспечение системы на этапе подготовки обследования позволяет:

-выбрать одну из семи стандартных методик съема ЭЭГ или сформулировать любое поканальное сочетание отведений;

-установить необходимое количество регистрируемых отведений;

-установить верхние и нижние границы полосы пропускания биоусилителей и их коэффициенты усиления;

-задать частоту дискретизации;

- определить длительность и количество фрагментов записи;

- при необходимости установить параметры фотостимуляции (длительность и частота вспышек);

-задать режимы отображения ЭЭГ на экране монитора (скорость просмотра, вид).

При проведении обследования обеспечивается оперативный контроль проведения исследования, то есть графическое отображение на экране монитора энцефалограмм в режиме реального времени. В этих условиях проводится проверка качества наложения электродов. Запись ЭЭГ возможно осуществлять как в режиме ручного управления (с клавиатуры ЭВМ), так и в автоматическом режиме с установленными ранее параметрами. Включение фотостимулятора выполняется с клавиатуры.

На этапе просмотра и корректировки данных предоставляются возможности выбора участка кривой для последующей обработки и исключения артефактов. Эти процедуры осуществляются с помощью горизонтального и двух вертикальных маркеров. При просмотре возможно изменение вертикального и горизонтального масштабов сделанной записи и определение цифровых значений амплитуд ЭЭГ в интересующих точках.

Вычислительный анализ предусматривает вычисление спектров, построение гистограмм, когерентный анализ и расчет индексов ЭЭГ.

Оформление заключений осуществляется посредством выбора адекватных формулировок из последовательно предлагаемых в окнах сменяющихся автоматически меню. Выбранные формулировки автоматически включаются в текст итогового документа; по окончании выбора текст может быть подвергнут редактированию и дополнен по усмотрению врача. Сохранение результатов исследования предусмотрено в электронном архиве и на бумаге. Одна архивная запись занимает около 50 Кбайт.

Кроме рассмотренных, отечественными фирмами выпускается несколько современных компьютерных электроэнцефалографов, близких по своим характеристикам. Это, в частности: электроэнцефалографическая система «Сопап» («Информатика и компьютеры», Москва); электроэнцефалограф «Нейрон - Спектр-3» («Нейрософт», Иваново); анализаторы компьютерные «Энцефалит 131-01» и «РИСТА 131 ЭЭГ» (НПКФ «Медико Лтд», Таганрог); комплекс компьютерный «Нейровиза» (ТОО «Биокон», Москва); система «Нейро-картограф» (НМФ МБН, Москва); цифровой компьютерный электроэнцефалограф «НейроВизор-24» («Медицинские компьютерные системы», Москва) и ряд других.

Анализируя технические характеристики элетроэнфалографов, можно сделать вывод о том, что к их усилительным каскадам предъявляются более жесткие требования к чувствительности, помехозащищенности и частотным характеристикам, чем к усилителям биопотенциалов электрокардиографов и кардиомониторов.

2.4. Электромиографы

Исследование активности мышц путем регистрации биопотенциалов, возникающих при их работе, называют электромиографией (ЭМГ).

Биопотенциалы с поверхностных мышц обычно снимаются с помощью накожных электродов. Эти электроды используются для регистрации поверхностной ЭМГ, характеризующей уровень общей активности и тонуса отдельных мышц или групп мышц как в состоянии покоя, так и при различных видах мышечных напряжений.

Когда требуется получить сигналы большей величины или исследуют движения группы мышечных волокон, иннервированных одним мотонейроном, применяют вкальываемые в биоткань игольчатые электроды. Они, как правило, вводятся внутримышечно. С их помощью хорошо регистрируется потенциал двигательных единиц (ПДЕ). Он формируется мышечными волокнами, входящими в состав конкретной двигательной единицы при выполнении соответствующих двигательных действий. ПДЕ представляет собой всплески-колебания электрического потенциала, имеющего характерную форму (рис. 2.29).

Длительность ПДЕ составляет 3...12 мс, величина - 0,3... 1,5 мВ. В зависимости от силы мышечных сокращений ПДЕ следуют с частотой 5...60 Гц. Основными параметрами ПДЕ, оцениваемыми при диагностике, являются: длительность t , величина A , количество положительных и отрицательных пиков колебаний. Наибольшую значимость имеет величина ПДЕ.

При проектировании усилителей для регистрации электромиограмм следует учитывать следующее: 1) при исследовании ЭМГ с помощью внутримышечных электродов амплитуда сигнала

При проведении обследования обеспечивается оперативный контроль проведения исследования, то есть графическое отображение на экране монитора энцефалограмм в режиме реального времени. В этих условиях проводится проверка качества наложения электродов. Запись ЭЭГ возможно осуществлять как в режиме ручного управления (с клавиатуры ЭВМ), так и в автоматическом режиме с установленными ранее параметрами. Включение фотостимулятора выполняется с клавиатуры.

На этапе просмотра и корректировки данных предоставляются возможности выбора участка кривой для последующей обработки и исключения артефактов. Эти процедуры осуществляются с помощью горизонтального и двух вертикальных маркеров. При просмотре возможно изменение вертикального и горизонтального масштабов сделанной записи и определение цифровых значений амплитуд ЭЭГ в интересующих точках.

Вычислительный анализ предусматривает вычисление спектров, построение гистограмм, когерентный анализ и расчет индексов ЭЭГ.

Оформление заключений осуществляется посредством выбора адекватных формулировок из последовательно предлагаемых в окнах сменяющихся автоматически меню. Выбранные формулировки автоматически включаются в текст итогового документа; по окончании выбора текст может быть подвергнут редактированию и дополнен по усмотрению врача. Сохранение результатов исследования предусмотрено в электронном архиве и на бумаге. Одна архивная запись занимает около 50 Кбайт.

Кроме рассмотренных, отечественными фирмами выпускается несколько современных компьютерных электроэнцефалографов, близких по своим характеристикам. Это, в частности: электроэнцефалографическая система «Сопап» («Информатика и компьютеры», Москва); электроэнцефалограф «Нейрон - Спектр-3» («Нейрософт», Иваново); анализаторы компьютерные «Энцефалит 131-01» и «РИСТА 131 ЭЭГ» (НПКФ «Медико Лтд», Таганрог); комплекс компьютерный «Нейровиза» (ТОО «Биокон», Москва); система «Нейро-картограф» (НМФ МБН, Москва); цифровой компьютерный электроэнцефалограф «НейроВизор-24» («Медицинские компьютерные системы», Москва) и ряд других.

Анализируя технические характеристики элетроэнфалографов, можно сделать вывод о том, что к их усилительным каскадам предъявляются более жесткие требования к чувствительности, помехозащищенности и частотным характеристикам, чем к усилителям биопотенциалов электрокардиографов и кардиомониторов.

2.4. Электромиографы

Исследование активности мышц путем регистрации биопотенциалов, возникающих при их работе, называют электромиографией (ЭМГ).

Биопотенциалы с поверхностных мышц обычно снимаются с помощью накожных электродов. Эти электроды используются для регистрации поверхностной ЭМГ, характеризующей уровень общей активности и тонуса отдельных мышц или групп мышц как в состоянии покоя, так и при различных видах мышечных напряжений.

Когда требуется получить сигналы большей величины или исследуют движения группы мышечных волокон, иннервированных одним мотонейроном, применяют вкальываемые в биоткань игольчатые электроды. Они, как правило, вводятся внутримышечно. С их помощью хорошо регистрируется потенциал двигательных единиц (ПДЕ). Он формируется мышечными волокнами, входящими в состав конкретной двигательной единицы при выполнении соответствующих двигательных действий. ПДЕ представляет собой всплески-колебания электрического потенциала, имеющего характерную форму (рис. 2.29).

Длительность ПДЕ составляет 3...12 мс, величина - 0,3... 1,5 мВ. В зависимости от силы мышечных сокращений ПДЕ следуют с частотой 5...60 Гц. Основными параметрами ПДЕ, оцениваемыми при диагностике, являются: длительность t , величина A , количество положительных и отрицательных пиков колебаний. Наибольшую значимость имеет величина ПДЕ.

При проектировании усилителей для регистрации электромиограмм следует учитывать следующее: 1) при исследовании ЭМГ с помощью внутримышечных электродов амплитуда сигнала

лов может меняться от 0,3 до 100 мВ; сопротивление таких электродов велико, что требует использования высокоомных (до сотен МОм) входных каскадов усилителя; 2) при использовании накожных электродов амплитуда сигнала лежит в пределах 0,1... 1 мВ; электродное сопротивление не превышает величин десятка килоом (в зависимости от типа электродов, их площади, места наложения и т.д).

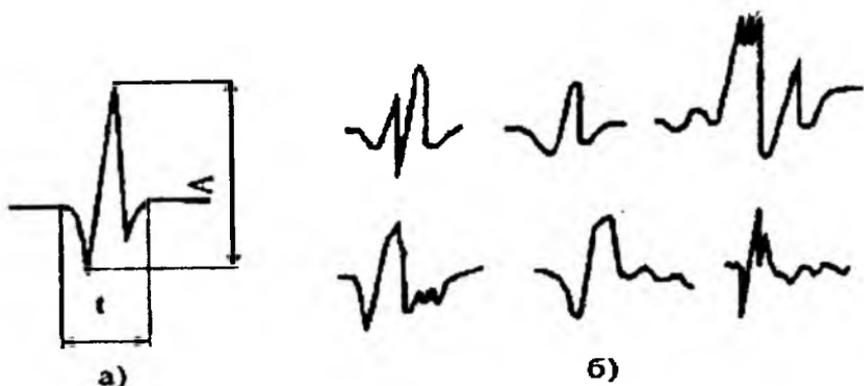


Рис. 2.29. Идеализированный ПДЕ (а) и примеры реальных ПДЕ (б).

Различные типы электромиограмм занимают полосу частот от 1 до 2000 Гц. Если усилитель миограмм проектируется для использования внутримышечных и накожных электродов, то он должен иметь входное сопротивление не менее 100 МОм, низкий уровень напряжений внутренних шумов, приведенных ко входу (соизмеримый с усилителями ЭЭГ), и широкий динамический диапазон по амплитуде, что достигается использованием механизмов переключения коэффициентов усиления.

Анализ схемотехнических решений, используемых в усилителях для регистрации ЭМГ, показывает, что они аналогичны решениям, используемым в усилителях для ЭКГ и ЭЭГ, поэтому здесь усилительная часть миографов не рассматривается.

Отличительной особенностью миографов является то, что для количественной оценки мышечной активности исходный сигнал

интегрируется (усредняется) аппаратными или программными средствами. Вариант реализации аппаратного интегратора приведен на рис. 2.30.

В этой схеме усиленная УБП электромиограмма выпрямляется прецизионным выпрямителем (ПВ) на операционных усилителях и интегрируется интегратором на ОУ1. Когда интеграл от электромиограммы достигнет некоторого порогового значения, сработает компаратор, выполненный на ОУ2:

$$U_{y_u} = -\frac{1}{R_1 C} \int_0^{t_u} U_{x_u}(t) dt.$$

Фронтом с коммутатора запускается одновибратор, длительность импульса которого рассчитывается из условия разрядки конденсатора С интегратора, через открытые транзисторы VT1 и VT2 аналогового ключа. Компаратор возвращается в исходное состояние и цикл интегрирования ЭМГ повторяется.

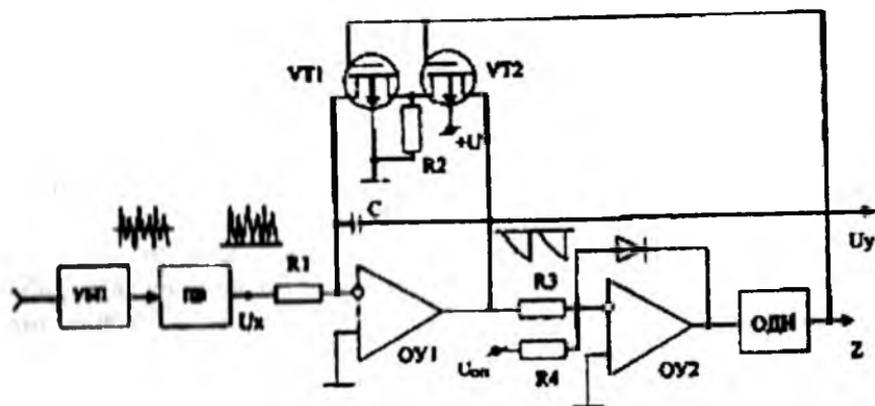


Рис. 2.30. Структурная схема интегратора ЭМГ.

Если циклы интегрирования не прерывать, то операционный усилитель достаточно быстро может войти в режим насыщения, прекратив операцию интегрирования.

На одном цикле интегрирования, где t_n - время от начала цикла; U_x - входное напряжение на цикле измерения.

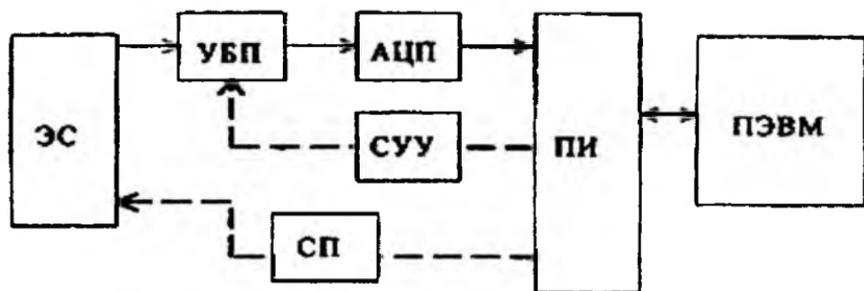


Рис. 2.31. Обобщенная структурная схема компьютерного миографа.

Полное значение интеграла от момента начала интегрирования можно определить из выражения:

$$U_n = n \cdot U_{yc} + U_{yn}$$

где n - число сбросов интегратора; U_{yc} и U_{yn} - соответственно напряжение на выходе интегратора к моменту его сброса (срабатывания компаратора) и в момент определения полного интеграла.

За сравнительно длительный промежуток времени среднюю мышечную активность можно определить по количеству срабатываний одновибратора (Z). Для этого схема рис. 3.30 дополняется счетчиком числа Z , индикатором состояния счетчика и схемой запуска интегратора, обнуляющей показания счетчика и разряжающей конденсатор интегратора C .

В компьютерном варианте исполнения общая структура миографа аналогична компьютерным электрокардиографам и электроэнцефалографам (рис. 3.31).

Мышечные биопотенциалы снимаются электродной системой (ЭС), усиливаются усилителем биопотенциалов (УБП), преобразуются аналогово-цифровым преобразователем (АЦП) в

цифровой код и через плату интерфейсов (ПИ) передаются в ПЭВМ. При многоканальном съеме ЭМГ в схему включается аналоговый мультиплексор, управляемый со стороны ПЭВМ. При необходимости управления параметрами (например, при программируемом изменении коэффициентов усиления) используется схема управления усилителями (СУУ).

В состав промышленных электромиографов обычно входит стимуляторная приставка (СП), которая позволяет обследовать мышцу не только в состоянии покоя и произвольного движения, но и определить реакцию на искусственное электрическое раздражение. Благодаря ей удается проводить электронейромиографию (ЭНМГ). Термин «электронейромиография» характеризует методы изучения вызванных потенциалов мышц (стимуляционная электромиография) и нерва (стимуляционная электронейромиография).

При подаче на мышцу электрического импульса, величина которого достаточна для возбуждения всего двигательного комплекса, все мышечные волокна сократятся одновременно, формируя биопотенциалы возбужденных волокон. В результате будет зарегистрирована сравнительно четкая их равнодействующая. Длительность ее около 10 мс. Без внешней электростимуляции, например при движении, возбуждение двигательных комплексов происходит в разное время из-за различной скорости распространения импульсов в отдельные волокна. Поэтому равнодействующая биопотенциалов имеет большую длительность (100 мс и более). Форма её будет менее четкой, а величина существенно меньшей.

Вызванные потенциалы «отводятся» с помощью электродов, расположенных на известном расстоянии друг от друга. Зная расстояние между электродами и разницу во времени между сигналами, можно рассчитать скорость распространения возбуждения у отдельных мышц. У здорового человека скорость распространения составляет 40..60 м/с, у больного падает до 10 м/с.

При необходимости определения рефракторной фазы мышц (латентный период) применяют раздражение двумя импульсами. Если второй импульс слишком быстро следует за первым, то мышца находится в рефракторном состоянии и на новое раздра-

жение не реагирует. Если время между импульсами увеличивать, то за некоторое значение времени, которое называют критическим, мышца «воспринимает» пару импульсов как два самостоятельных импульса. Критическое время у здорового человека 60...200 мс.

Для определения числа функционирующих двигательных единиц (ДЕ) в стимулирующую часть электромиографа включают блоки, позволяющие получать напряжения, плавно меняющиеся во времени. При этом наблюдается ответная реакция, характеризующаяся дискретным увеличением величин вызванных потенциалов, поскольку при увеличении силы тока в двигательный акт включаются все новые двигательные единицы.

В качестве примера реализации автономного портативного нейростимулятора рассмотрим аппарат типа «Нейротест-01» (рис. 2.32). Аппарат может работать в двух режимах: TOF (стимуляция пачкой из четырех импульсов) и DBS (стимуляция двойными пачками).

Формирование временных параметров выходных сигналов обеспечивает микропроцессор (МП), который управляет работой всего устройства по командам, поступающим от устройства управления (УУ). Источник питания (ИП) содержит батарею и стабилизатор напряжения. Преобразователь (ПН) формирует напряжение, необходимое для работы выходного каскада (ВК) прибора.

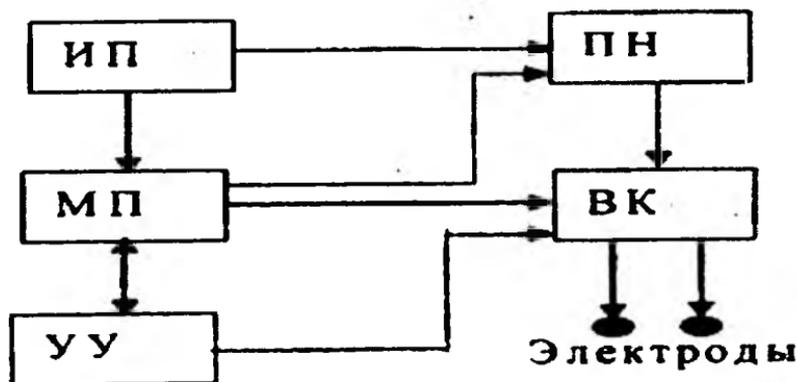


Рис. 3.32. Структурная схема аппарата «Нейротест-01».

В периодическом режиме запуска период следования стимулов составляет 10 с; при этом длительность импульсов стимуляции составляет 200 мкс. В режиме TOF частота импульсов в пачке составляет 2 Гц. В режиме DBS количество импульсов в пачке - три. Частота следования импульсов в пачке 50 Гц. Временной сдвиг пачек составляет 750 мс. Максимальная амплитуда тока стимуляции при активной нагрузке 1 кОм не менее 60 мА.

Кроме режимов TOF и DBS, для оценки нейромышечной функции используют режимы: ST (стимуляция одиночными импульсами); Т (тетаническая стимуляция); РТС (посттетаническая стимуляция с подсчетом ответов).

В режиме ST-стимуляции используют одиночный импульс с амплитудой 50...60 мА и частотой не более 1 Гц. При Т-стимуляции воздействие осуществляется импульсами с частотой следования 50... 100 Гц при длительности воздействия около 5 с. РТС стимуляция представляет собой комбинацию из Т- и ST-стимуляций.

Анализ технических характеристик ряда отечественных и зарубежных электронных стимуляторов мышц позволил сделать выводы, что в большинстве из них формируются прямоугольные импульсы, частота которых может меняться от 1 Гц до 20 кГц (в некоторых случаях ограничиваются частотой 100 Гц). Длительность электрического импульса от 0,05 до 2 мс. Величина напряжения плавно регулируется от 0 до 100...500 В. Импульсы могут быть одиночными или следовать пачками. Длительность пачки 500... 1000 мс.

Для решения задач определения стойкого нарушения передачи возбуждения от двигательного нерва к мышце, например во время наркоза, используются системы мониторинга нейромышечной блокады (НМБ), которые могут выполняться как автономные приборы или включаться в состав компьютерных комплексов (через блок СП; см. рис. 2.31). Вариант структуры автономного монитора НМГ представлен на рис. 2.33.

В этом мониторе для определения реакции мышцы используется специальный датчик вызванного мышечного ответа (ДВО). Однокристалльная ЭВМ (ОЭВМ) выполняет функции формирования импульсной последовательности стимулов требуемого ре-

жима электро-нейромиостимуляции (ЭНС) и обработки сигналов ответа по алгоритму, позволяющему индицировать на экране дисплея величину уровня НМБ, выраженную в процентах.

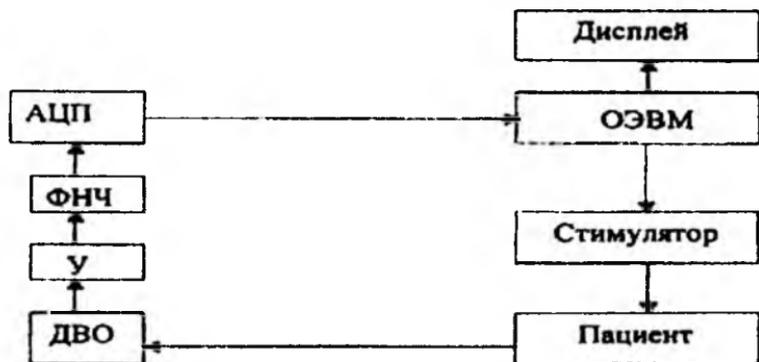


Рис. 2.33. Структурная схема монитора НМБ.

Сигнал с датчика ДВО, пропорциональный силе мышечного сокращения, усиливается усилителем (У), фильтруется в ФНЧ и после преобразования в цифровую форму с помощью 8-разрядного АЦП подается на вход ОЭВМ. Алгоритм работы программного обеспечения прибора заключается в следующем.

В предварительном режиме калибровки устанавливается ST-стимуляция с частотой 2 Гц в течение 10 с, за которые путем ручной регулировки, наблюдая на дисплее величину мышечного сокращения, выбирают значение, большее максимальной амплитуды тока, которое запоминается в памяти на время мониторинга.

В автоматическом режиме ТОF-стимуляции происходит генерация 4-импульсной последовательности.

В этом мониторе для определения реакции мышцы используется специальный датчик вызванного мышечного ответа (ДВО). Однокристалльная ЭВМ (ОЭВМ) выполняет функции формирования импульсной последовательности стимулов требуемого режима электро-нейромиостимуляции (ЭНС) и обработки сигналов ответа по алгоритму, позволяющему индицировать на экране дисплея величину уровня НМБ, выраженную в процентах.

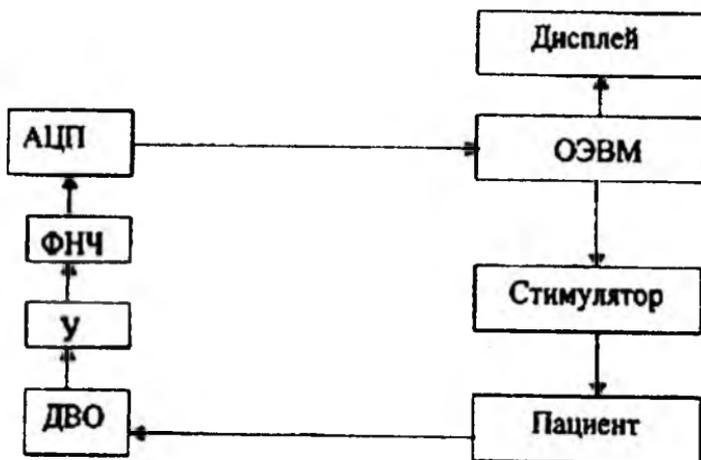


Рис. 2.33. Структурная схема монитора НМБ.

Сигнал с датчика ДВО, пропорциональный силе мышечного сокращения, усиливается усилителем (У), фильтруется в ФНЧ и после преобразования в цифровую форму с помощью 8-разрядного АЦП подается на вход ОЭВМ. Алгоритм работы программного обеспечения прибора заключается в следующем.

В предварительном режиме калибровки устанавливается ST-стимуляция с частотой 2 Гц в течение 10 с, за которые путем ручной регулировки, наблюдая на дисплее величину мышечного сокращения, выбирают значение, большее максимальной амплитуды тока, которое запоминается в памяти на время мониторинга.

В автоматическом режиме ТОF-стимуляции происходит генерация 4-импульсной последовательности. При анализе ответов сначала определяется число ответов в реакции. Для определения отношения измеряется первый ответ на ТОF-стимуляцию в момент времени, соответствующий первому импульсу ТОF-стимуляции. Первый ответ считается обнаруженным, если он превышает уровень 8% от возможного максимального значения.

Если первый ответ не проходит по данному критерию 3 раза подряд (стимуляция осуществляется с частотой 0,1 Гц), то принимается решение об отсутствии мышечных ответов и существова-

нии интенсивной НМБ. На дисплей при этом выдается значение «99%» НМБ.

Если первый ответ обнаружен, то запоминается его амплитуда и начинается поиск второго ответа, затем третьего и четвертого. В случае обнаружения одного первого ответа на дисплей выдается значение «90%», первого и второго - «80%», первого, второго и третьего ответов - «75%». При обнаружении всех четырех ответов вычисляется ТОФ-отношение. Если отношение меньше 0,75, то НМБ оценивается на уровне «50%», если отношение становится больше 0,75 - «5%», что соответствует полному снятию НМБ.

В мониторах НМБ измерение силы мышечной реакции на ЭНС осуществляется с помощью миниатюрных акселерометров. Такие датчики выпускаются в виде монолитных интегральных схем, содержащих чувствительный элемент и устройство измерения, позволяющее получить выходной сигнал, пропорциональный величине измеряемого ускорения. В качестве примера можно привести акселерометр ADXL05 фирмы «Analog Devices». Чувствительным элементом датчика является балансир, закрепленный на гибкой подвеске, с пластиной, являющейся подвижным элементом дифференциального емкостного преобразователя. Неподвижные пластины преобразователя питаются противофазным прямоугольным напряжением с частотой 1 МГц. Подвижная пластина преобразователя соединена с синхронным детектором, дающим напряжение, пропорциональное величине смещения подвижного элемента при действии на датчик ускорения движения. Коэффициент преобразования датчика составляет 0,2... 1,0 В/г. Датчик оказывается способным реагировать на достаточно низкочастотные движения, возникающие при мышечном ответе на ЭНС. Промышленностью выпускается целая серия автономных приборов и компьютерных комплексов для проведения электромиографии. По своей структурной реализации они практически не отличаются от рассмотренных ранее электрокардиографов и электроэнцефалографов. Различие в схемотехнике заключается в обеспечении требуемых амплитудно-частотных характеристик и наличии электростимуляторов, управление которыми со стороны ПЭВМ аналогично управлению усилительными блоками компьютерных электрокардиографов и электроэнцефалографов. При-

мером автономных электромиографов со встроенными элементами микропроцессорной техники служат приборы «Neuropack 2», MEM 7102K и «Sigma MEB - 55004G».

Электромиограф «Neuropack-2» обеспечивает двухканальное измерение: принудительных/непринужденных и возбужденных ЭМГ; скорости передачи нервного импульса; соматосенсорного возбужденного потенциала. Аппаратно прибор содержит: набор электродов; блок усиления и ввода данных; графический дисплей для отображения ЭМГ и сопутствующей буквенно-цифровой информации; электростимулятор; вычислительное устройство (микропроцессор для обчета параметров миограмм и статистического анализа данных); дисковод для гибких магнитных дисков; низкоразмерную клавиатуру и встроенное печатающее устройство.

Электромиограф «Sigma MEB - 55004G» представляет собой 4-канальную систему измерения возбужденных потенциалов. Прибор имеет набор электродов, блоки усиления и преобразования, блок электростимуляции, графический дисплей, клавиатуру и собственное программное обеспечение, с помощью которого создаются 30 различных меню, включая меню раздела измерений возбужденных потенциалов и меню сектора ЭМГ.

Электромиограф типа МЕВ-9102 выполнен в виде компьютерной приставки к компьютеру типа Notebook PC. Базовый модуль (компьютерная приставка) подключается к пациенту с помощью сменных электродов через гибкий фиксированный кабель пациента. В состав базового модуля входят: 2- и 4-канальные усилители биопотенциалов; акустический стимулятор; шаблонный стимулятор видеосигнала со светодиодными очками; электрический стимулятор постоянного тока. В электромиографе этого типа предусмотрена программируемая педаль управления. К компьютеру базовый модуль подключается через систему аналоговых и триггерных интерфейсов. Системная программа электромиографа реализована с изменяемой меню структурой и, обеспечивает функции редактора миограмм, распечатку активной структуры или отчета по миограмме.

Пакеты прикладных программ реализуют: функции автомаркировки; скрининг слухового порога и сравнение со стандарт-

ными значениями; стимуляцию с управлением по ЭКГ для исключения артефактов; переворот и высвечивание шаблона в виде шахматной доски или вертикальных (горизонтальных) полос; функции усреднения кривых и автоматического измерения пиковых значений; оценку нейропроводимости; программируемую последовательность стимуляции; определение рефлекса на вспышку; амплитудный анализ и анализ интерференционного образца; выработку сигналов тревоги при переходе пороговых значений при электрической, акустической и визуальной стимуляции; определение частоты разрядки и блокировки 4-х каналов с одновременным представлением триггерных и усредненных миограмм; микронейрографическое отведение симпатических нервов с анализом кожного рефлекса и RR-интервалов; постановку ряда диагнозов по архивным миограммам. Дополнительно могут поставляться программы мониторинга ЭМГ и диагностики ряда заболеваний нервной системы.

Таким образом, современные миографы представляют собой достаточно сложные вычислительные системы с развитым программным обеспечением, с одновременной регистрацией не только миографических, но и других электрофизиологических (чаще всего ЭКГ) сигналов.

2.5. Аппаратура для измерения электрических характеристик кожи и биологически активных точек

Электрические характеристики кожи часто связывают с информацией о гомеостазе. В настоящее время единство мнений о биологической природе воздействия электрического тока на электродермальные реакции отсутствует. Однако по ряду литературных источников можно сформулировать несколько практических рекомендаций по выбору режимов измерения. Так, среди медицинских исследователей распространено мнение, что большая плотность электрического тока и высокое напряжение сильно искажают электродермальную реакцию.

Аппаратура для измерения электрических характеристик кожи 123 (увеличивают электропроводность) [4]. Поэтому плотность измерительного электрического тока рекомендуют брать не

более 5... 10 мкА на 1 см² площади электрода. Электрическое напряжение выбирают порядка 0,5... 1 В на 1 см² площади электрода [10].

В приборах для электропунктурной диагностики при использовании источника тока электрический ток берут порядка 1... 15 мкА, при использовании источника напряжения - порядка нескольких вольт. Например, в приборах типа «ПЭП» и «Элита» в режиме холостого хода у зажимов обеспечивают напряжение на них 9 В, в методике «Накатани» - 24 В. Внутреннее сопротивление у них устанавливается таким, чтобы в режиме короткого замыкания электродов ток в цепи был бы равен 20 мкА (методика Нечушкина) и 200 мкА (методика Накатани). В работе [10] содержится утверждение, что при плотности тока 10^{-7} А/см² свойства биоткани не меняются и пробой кожного покрова не происходит. Разночтение в цифрах в какой-то степени обусловлено тем, что в разных приборах используются электроды с разной площадью поверхности. Так, при использовании методики Накатани применяют «влажный» электрод (вата, пропитанная физиологическим раствором) диаметром 1 см, а в отечественных приборах - металлические электроды, диаметром 1... 3 мм.

В отношении значений электрической мощности, которой следует воздействовать на биологическую ткань при измерениях электрического сопротивления, однозначного мнения так же нет. В работе [10] отмечается, что при увеличении мощности свыше 1,3 мВт в импульсе длительностью 1... 1,5 мс пациент начинает ощущать электрическое воздействие. Поэтому рекомендуется динамический диапазон генератора электрической мощности выбирать таким, чтобы имелась возможность получения выходного напряжения на уровне 24 В (возможное пиковое значение напряжения). Выполнение этого условия позволяет обеспечить заданную электрическую мощность рассеивания электрической энергии при практически любых параметрах биологической ткани, которые могут встретиться на практике.

Измерение сопротивления проводят с использованием постоянного или переменного токов. При использовании постоянного тока даже при сравнительно малых плотностях тока наблюдается поляризация измерительных электродов, вносящая существенные

погрешности в процесс измерения. Для уменьшения влияния этого явления используют слабополяризующиеся хлорсеребряные электроды (Ag/AgCl). На переменном токе поляризационные явления отсутствуют, но биологический объект оказывается под влиянием переменного тока, который вызывает большую ответную реакцию, чем постоянный ток. К тому же, из-за нелинейности электрического сопротивления биоткани, происходит преобразование спектра воздействия на организм. Кроме основной частоты будет воздействовать группа высокочастотных гармоник. При использовании импульсных измерительных сигналов общая картина процессов существенно сложнее и зависит от длительности и формы импульсов и частоты их следования. В этом случае влияние поляризации на результаты будет меньше, чем при постоянном токе, так как в промежутке между импульсами будет наблюдаться рассасывание заряда поляризации. Тем самым теоретически можно увеличить уровень мгновенного воздействия. Но, с другой стороны, импульсный сигнал может с большей вероятностью приводить в действие механизмы ответных реакций, которые не проявляются на постоянном токе.

Еще одной особенностью измерительной процедуры является то, что на частотах больше 1 кГц на результаты измерений начинает оказывать влияние пульсация крови в сосудах.

При построении технических средств, предназначенных для получения информации о квазистатических электрических сопротивлениях и их медленных временных изменениях, используются те же подходы и те же схемотехнические решения, которые применяются для измерения соответствующих параметров у объектов неживой природы.

В качестве примера рассмотрим вариант схемной реализации измерителя сопротивления БАТ, примененного в аппарате типа «Эллада-7» (рис. 3.34). В этом аппарате используется активная мостовая схема на операционных усилителях ОУ1 и ОУ2 типа К140УД7.

Изменение электрического сопротивления R_x фиксируется микроамперметром (р.А) мостовой схемы. Сопротивлением R_2 регулируется чувствительность аппарата. Когда измерительный

электрод находится в зоне пониженного сопротивления (зона биологически активной точки), усиленный услителем ОУ3 сигнал разбаланса мостовой схемы в зависимости от полярности сигналов зажигает один из светодиодов VD1 и VD2.

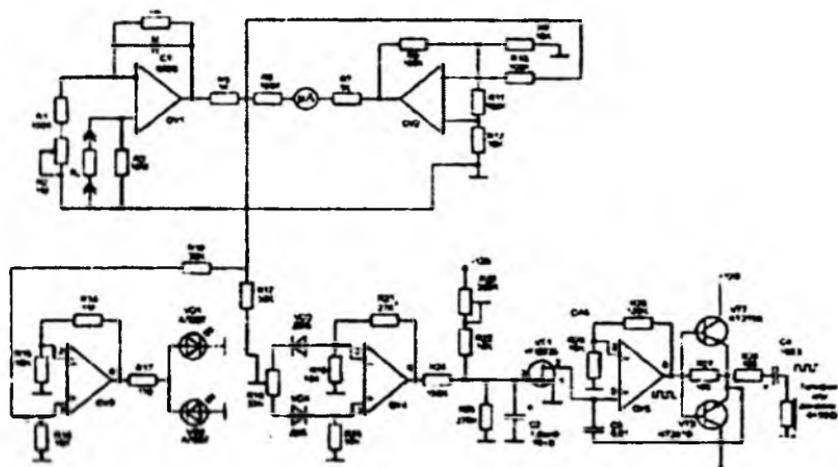


Рис. 2.34. Структурная электрическая схема измерительной части аппарата «Эллада-7».

Кроме того, усиленный услителем ОУ4 сигнал через транзистор VT1 включает генератор, собранный на элементах ОУ5, VT2 и VT3, в результате чего найденная зона БАТ будет сопровождаться звуковым сигналом.

Значительную долю приборов для исследования электрических характеристик кожи составляют регистраторы кожно-гальванического рефлекса (КГР) - реакции электрических параметров кожи на раздражители различной модальности. Такой тип приборов используют и при реализации так называемых «детекторов лжи».

Наиболее распространенными способами регистрации КГР является измерение кожного потенциала и кожной проводимости при воздействии на человека каким-либо раздражителем (электрическим, световым, звуковым, информационным и т.д.).

Считается, что наиболее информативным показателем при решении различных задач психофизиологии является проводимость кожи на постоянном токе.

Сигнал КГР, получаемый при измерении проводимости кожи на постоянном токе, разделяется на тоническую и фазическую составляющие или на фоновый уровень и реакцию. Считается, что они относительно самостоятельны и отражают состояние активности различных структур (мезэнцефальной и таломической ретикулярной формации).

Тоническая составляющая КГР обусловлена постоянно существующей фоновой проводимостью кожи, которая медленно изменяется во времени. Фазическая составляющая - быстро протекающие изменения проводимости кожи, возникающие на фоне тонической составляющей в результате воздействия различных раздражителей. Величина фазической реакции составляет несколько процентов от тонической (рис. 2.35).

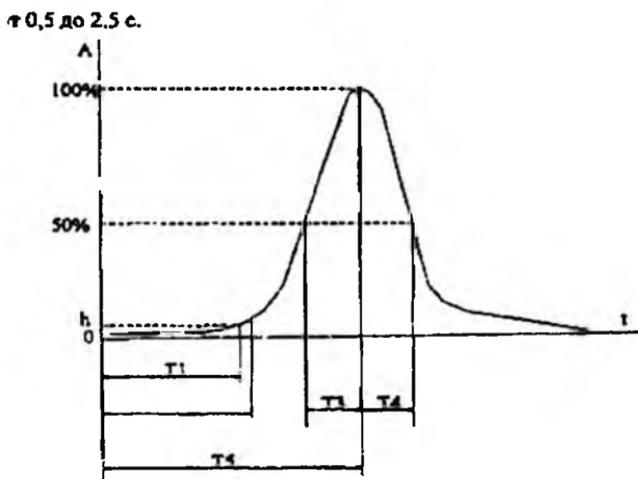


Рис.2.35. Параметры физической составляющей сигнала КГР, где t -время, A -амплитуда сигнала.

Основная часть энергии тонической составляющей находится в полосе частот $0 \dots 0,05$ Гц, а фазической - в полосе $0,05 \dots 25$ Гц.

- При анализе этого сигнала выделяют следующие параметры:
- латентный период, или период от момента подачи раздражителя до момента появления реакции (Т1) - от 1,5 до 3 с;
 - период от момента подачи раздражителя до максимальной амплитуды сигнала (Т2) - от 3 до 6 с;
 - период нарастания реакции от 50 до 100% амплитуды сигнала (Т3)-от 0,5 до 1,5 с;
 - период нарастания реакции от 100 до 50% амплитуды сигнала (Т4)-от 0,5 до 2,5 с.

В качестве примера практической реализации рассмотрим структуру автоматизированного комплекса регистрации и анализа КГР (рис. 3.36), разработанного во ВНИИ медицинской техники (Москва).

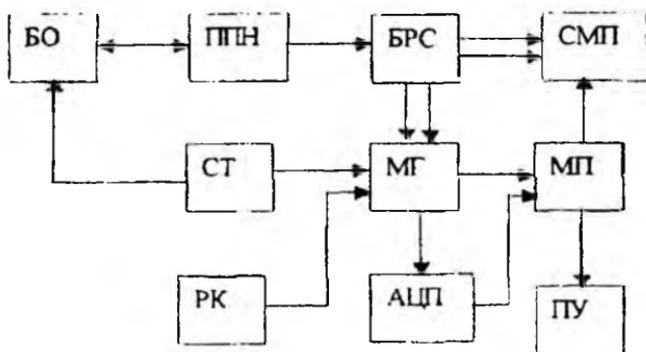


Рис. 2.36. Блок-схема комплекса регистрации и анализа КГР.

В этой схеме измерительная цепь представляет собой преобразователь проводимости в напряжение (ППН), создающего в цепи биообъекта (БО) измерительный ток напряжением в один вольт. Стимулятор (СТ) вырабатывает серию импульсов звукового раздражения. В блоке разделения сигналов (БРС) разделение тонической и фазической составляющих осуществляется аппаратно с помощью фильтра верхних частот, имеющего постоянную времени 1 с. Для подавления сетевых помех промышленной частоты в БРС использован фильтр нижних частот с частотой среза 10 Гц на уровне 6 дБ.

На рис. 2.37 приведены типовые формы фазической (ФС) и тонической (ТС) составляющих на фоне сигналов, характеризующих отметки подачи звукового раздражителя (ЗС). На рис. 2.37 приведены типовые формы фазической (ФС) и тонической (ТС) составляющих на фоне сигналов, характеризующих отметки подачи звукового раздражителя (ЗС).

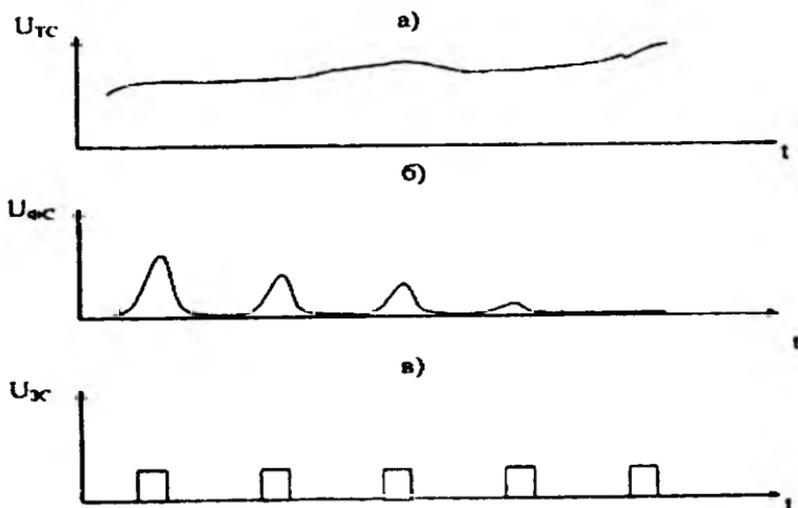


Рис. 2.37. Временные диаграммы сигналов тонической (а) и фазической (б) составляющих, вызываемых звуковым раздражителем (в).

Выделенные сигналы могут регистрироваться самописцем (СМП) и четырехканальным магнитографом (МГ).

Аппаратура для измерения электрических характеристик кожи быть записан по экспериментальным данным.

Фазическая и тоническая составляющие преобразуются с помощью аналогово-цифрового преобразователя в цифровой код и передаются на обработку в микропроцессор (МП). Результаты обработки могут быть распечатаны печатающим устройством (ПУ).

Микропроцессор комплекса обеспечивает выделение и оценку следующих параметров КГР: уровня тонической составляющей; амплитуды фазической составляющей, выраженной в процентах от уровня тонической составляющей; латентного периода, определяемого по достижении амплитуды сигнала установленного порога; латентного периода, определяемого косвенно, по форме сигнала реакции; периода от момента подачи раздражителя до максимальной амплитуды сигнала; период нарастания реакции от 50 до 100% амплитуды сигнала; периода спада реакции от 100 до 50% амплитуды сигнала.

2.6. Реографы

Бескровный (неинвазивный) метод исследования общего или органного кровообращения называется реографией, или импедансной плетизмографией. В основе его лежит явление изменения электрического сопротивления участка биологической ткани при пульсирующем движении крови в артериях и венах. При этом часто считают, что кровоток в артериолах, мелких венах и капиллярах остается почти постоянным и мало влияет на регистрируемые изменения электросопротивления. При электрореографических исследованиях колебания сопротивления определяют с помощью подводимой извне электрической энергии, причем исследуемые колебания имеют малые значения (0,5... 1 %) от общего сопротивления.

Считается, что между изменениями электрического сопротивления и пульсовыми колебаниями объема крови существует линейная зависимость: в момент увеличения объема крови, вызванного систолическим сокращением желудочков сердца, электропроводность этой зоны увеличивается, а электрическое сопротивление уменьшается. Повышение электрического сопротивления обусловлено спадом пульсовой волны.

Реография позволяет оценить артериальное кровенаполнение, состояние тонуса артериальных: сосудов, венозный отток, микроциркуляцию, ударный и минутный объемы кровообращения и т.д. При синхронной записи вместе с ЭКГ удается получить информацию о сократительной способности изолированного

миокарда левого и правого желудочков. При двухканальной записи реограммы от симметрично расположенных электродов можно оценить асимметрию левого и правого кровеносных путей.

В зависимости от расположения электродов на пациенте различают центральную (реография аорты, легочной артерии) и органную реографии (реоэнцефалография - кровенаполнение сосудов головного мозга; реогеопатография - оценка кровенаполнения в бассейне печеночной артерии; реовазография - оценка кровенаполнения сосудов конечностей).

Используют три типа электродов: прямоугольные (для исследования легких, печени, конечностей); круглые (для регистрации рео-энцефалограмм); ленточные (для исследования тела и конечностей). Для улучшения их электрического контакта с кожей используют или электропроводную пасту, или марлевые прокладки, смоченные 5-10%-м раствором хлорида натрия.

В медицинской практике используются два способа подключения электродов к биообъекту - двух- (биполярное) и четырех-электродное (тетраполярное). На рисунке 2.38 приведена упрощенная схема измерительной цепи реографа с биполярным съемом информационного сигнала. В этой схеме осуществляется измерение сопротивления между двумя электродами Э1 и Э2, которое преобразуется в напряжение U с помощью классического преобразователя сопротивления в напряжение R/U .

В медицинской практике используются два способа подключения электродов к биообъекту - двух- (биполярное) и четырех-электродное (тетраполярное).

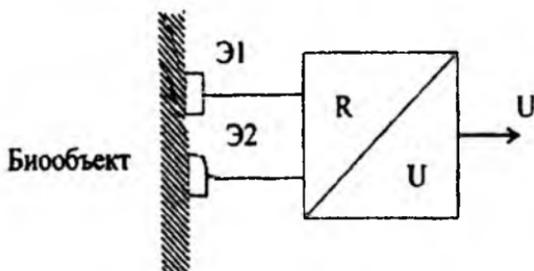


Рис. 2.38. Структурная схема реографа типа P4-02.

На рисунке 2.38 приведена упрощенная схема измерительной цепи реографа с биполярным съемом информационного сигнала. В этой схеме осуществляется измерение сопротивления между двумя электродами Э1 и Э2, которое преобразуется в напряжение U с помощью классического преобразователя сопротивления в напряжение R/U .

Рис. 2.38. Измерительная цепь реографа при биполярном съеме информационного сигнала

Биполярные реографы надежны и просты в изготовлении, но обладают рядом недостатков, обусловленных методической погрешностью вследствие повышенной чувствительности к электропроводности приэлектродных зон.

Четырехэлектродные схемы более помехоустойчивы к паразитным модуляциям электрического сопротивления приэлектродной зоны. На рисунке 2.39 показана эквивалентная схема подключения тетраполярного (биоимпедансного измерительного преобразователя) (БИИП) к биообъекту.

Генератор G переменного тока подключен к паре электродов. Переменный ток, проходя через биообъект, создает падение напряжения на сопротивлении биообъекта, часть которого регистрируется второй парой электродов. Изменение импеданса биообъекта приводит к изменению падения напряжения на регистрирующей паре электродов.

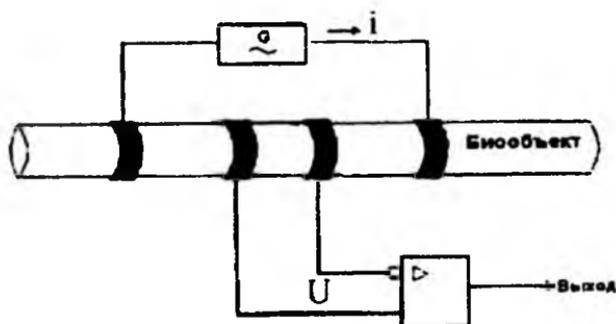


Рис. 2.39. Эквивалентная схема подключения тетраполярного (БИИП) к биообъекту.

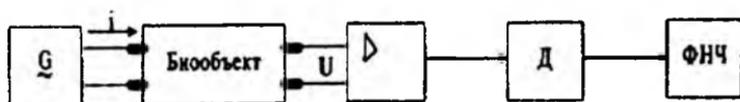


Рис. 2.40. Схема включения 4-электродного реографа.

Генератор G задает ток стабильной амплитуды. Напряжение с биообъекта усиливается, детектируется детектором (Д) и фильтруется фильтром низких частот (ФНЧ), после чего низкочастотный сигнал, пропорциональный импедансу биообъекта, может быть дополнительно усилен. Учитывая, что спектры реограмм лежат в пределах 10 Гц, верхнюю частоту фильтра, во избежание фазовых искажений, устанавливают в пределах 30...40 Гц.

В качестве примера рассмотрим структуру и характерные технические решения, примененные в реографе типа Р4-02, реализующем тетраполярную схему измерения (рис. 2.41).

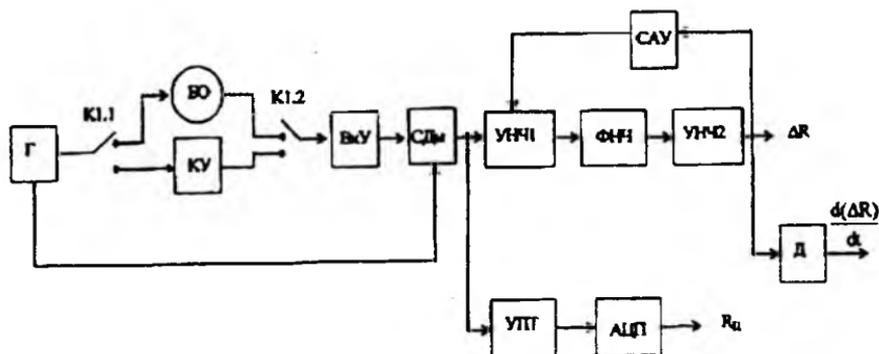


Рис. 2.41. Структурная схема реографа типа Р4-02.

В этой схеме высокочастотный зондирующий ток прямоугольной формы вырабатывается генератором (Г). Подключение биообъекта в измерительную схему осуществляется синхронно работающими контактами реле K1.1 и K1.2, переключающими режимы работы прибора. В нижнем положении контактов в схему прибора включается калибровочное устройство (КУ). Сигнал с биообъекта или КУ поступает на входное устройство (ВхУ)

и далее, через синхронный демодулятор (СДм), на вход первого усилителя низкой частоты (УНЧ1), после чего фильтруется фильтром низких частот (ФНЧ) и окончательно усиливается вторым усилителем низкой частоты (УНЧ2). Для разрядки переходных конденсаторов УНЧ1 используется схема автоматического успокоения (САУ). Для получения дифференциальной реограммы используется дифференциатор (Д). Кроме этого, реограф содержит масштабирующий усилитель постоянного тока (УПТ) и аналогово-цифровой преобразователь (АЦП). Цифровая информация на выходе АЦП представляется в коде, предназначенном для непосредственного управления трехдекадным цифровым табло с семисегментными индикаторами. В составе прибора Р4-02 имеется усилитель кардиосигнала (на схеме рис. 2.41 не показан), выполненный по классической схеме с устройством автоматического успокоения и гальванической трансформаторной развязкой.

Рассмотрим упрощенную схему задающего генератора, используемого в реографе Р4-02 (рис. 2.42).

Он состоит из генератора прямоугольных импульсов, собранного по схеме мультивибратора на элементах Д1.1 и Д1.2 и делителя частоты на два, собранного по схеме Т-триггера (микросхема Д2). Такое построение схемы генератора дает возможность формировать импульсы с равными полупериодами и стабильной амплитудой, определяемой стабильностью питающего напряжения. Прямоугольные импульсы с частотой 40 кГц с выхода Д2 поступают на генератор тока, выполненный на транзисторе VT1 (КТ315Б), в коллекторную цепь которого включена первичная обмотка трансформатора Т1, служащего для гальванической развязки электронной схемы от пациента и уменьшения эффекта поляризации электродов. Кроме этого, сигналы с выхода триггера Д2 (Q и Q) используются для работы синхронного демодулятора (СДм). Токовая электродная группа (электроды П и 12) подключается ко вторичной обмотке Т1 через конденсаторы С2 и С3 и замкнутые контакты SA реле К1. Коэффициент трансформации Т1 выбран 1:1, что создает амплитуду зондирующего тока 1,6...2,0 мА

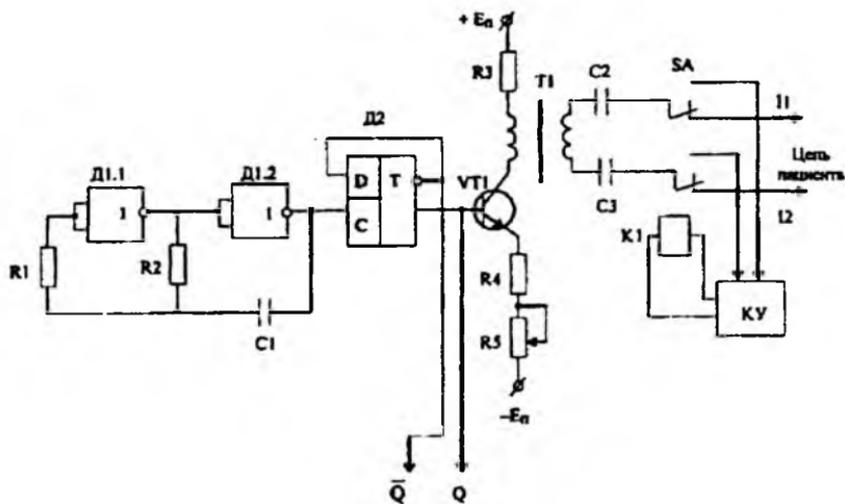


Рис. 2.42. Структурная схема задающего генератора реографа P4-02.

Величина зондирующего тока регулируется с помощью сопротивления R5. В режиме калибровки срабатывает реле K1 и вторичная обмотка T1 подключается ко входам калибровочного устройства (KY).

Теперь рассмотрим упрощенную схему входного устройства (ВхУ) реографа P4-02 с синхронным демодулятором (рис. 2.43).

В режиме измерения часть падения напряжения, создаваемого при прохождении зондирующего тока через биообъект, снимается потенциальными электродами U1 и U2.

Через контактную группу SA и конденсаторы C1 и C2 входное напряжение подается на первичную обмотку трансформатора T1. Вторичная обмотка этого трансформатора нагружена на симметричные усилители-инверторы ОУ1 и ОУ2 с коэффициентом передачи 3. Усилители-инверторы служат для повышения входного сопротивления входного устройства, которое ограничивается сопротивлением обмотки трансформатора и частотой работы генератора зондирующего тока. В реографе P4-02 для детектирования снимаемого сигнала используется схема фазочувствительного синхронного детектора, что позволяет получать входной

сигнал, характеризующий изменения активной составляющей импеданса (активного сопротивления).

Фазочувствительный демодулятор (синхронный детектор) выполнен на аналоговых коммутаторах АК1 и АК2, управляемых прямым (Q) и инверсным (\bar{Q}) сигналами зондирующего тока, то есть сигнал на вход фазочувствительного демодулятора поступает синхронно с зондирующим током. При этом, если фазовый сдвиг между детектируемым и управляющим сигналами равен нулю, сигнал на выходе детектора повторяет полуволны входного сигнала. При девяностоградусном фазовом сдвиге сигнал на выходе детектора отсутствует. В общем случае на выходе аналоговых коммутаторов формируется сигнал, огибающая которого пропорциональна мгновенным значениям активного сопротивления биообъекта. На выходе синхронного детектора стоит фильтр низкой частоты из элементов R6, R7, C3, сглаживающий высокочастотные пульсации. После синхронного детектора низкочастотная составляющая через конденсаторы C4 и C5 поступает на входы дифференциального усилителя низкой частоты с коэффициентом передачи 50. Для ускоренного перезаряда емкостей C4 и C5, а также переходной емкости второго усилителя низкой частоты в реографе используется схема автоматического успокоения (рис. 2.44).

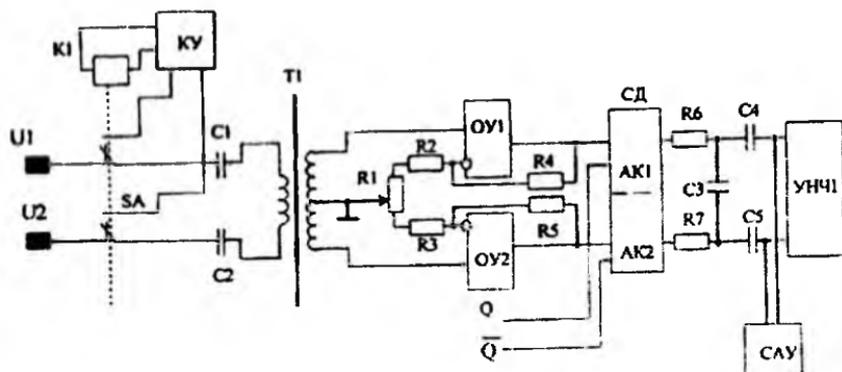


Рис. 2.43. Структурная схема входного устройства с синхронным демодулятором.

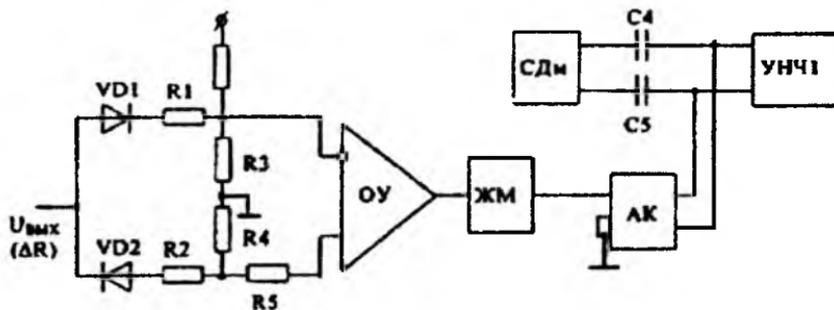


Рис. 2.44. Структурная схема автоматического успокоения.

В этой схеме используется компаратор биполярных напряжений на операционном усилителе ОУ. Когда выходное напряжение реографа ($U_{\text{вых}}$) превысит некоторые допустимые пределы, компаратор срабатывает, запуская ждущий мультивибратор (ЖМ). Импульсом идущего мультивибратора транзисторные ключи аналогового коммутатора (АК) подключают переходные емкости $C4$ и $C5$ к «общему» проводу с нулевым потенциалом.

Для получения первой производной реограммы в реографе Р4-02 используется схема дифференциатора, приведенная на рис. 3.45.

На операционных усилителях ОУ 1 и ОУ2 выполнены активные фильтры. Операцию дифференцирования реализует дифференциальная цепочка на элементах $C5$, $R5$, после которой собран масштабирующий усилитель на операционном усилителе ОУ3 с коэффициентом передачи 100.

Калибровочное устройство реографа представляет собой транзисторное сопротивление, управляемое генератором синусоидального сигнала, работающего с частотой 1,59 Гц. Калибровка осуществляется по известному значению управляемого сопротивления. Благодаря этому можно не предъявлять излишне жесткие требования к характеристикам высокочастотного генератора электрического тока и преобразовательной части прибора.

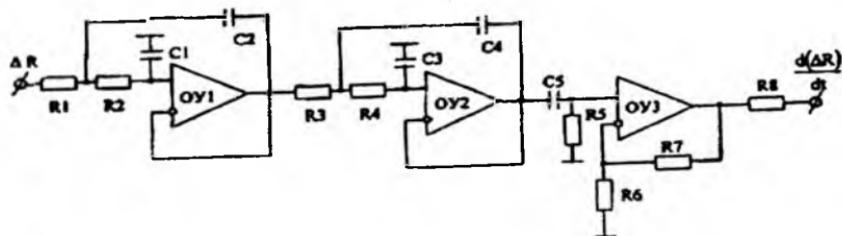


Рис. 2.45. Структурная электрическая схема дифференциатора реографа Р4-02.

В реографах, ориентированных на получение информации об изменении электрического импеданса, используют амплитудную демодуляцию высокочастотного сигнала, амплитуда которого модулирована информационным параметром. В этих реографах вместо фазочувствительного детектора используют амплитудные детекторы. С использованием амплитудного детектора построен реоплетизмограф типа РПГ2-02 (рис. 3.46). Прибор имеет два тетраполярных измерительных канала с устройством калибровки. Переключатели $S1.1...S1.8$ показаны в положении измерения импеданса. Генератор высокой частоты (ГВЧ) формирует сигнал частотой 40 кГц, который через генератор тока (ГТ) подается на токовые электроды (ТЭ1 и ТЭ2), общие для обоих каналов реоплетизмографа. С измерительных электродов (ИЭ1...ИЭ4) напряжение, пропорциональное измеренному импедансу, поступает в блоки входных усилителей первого и второго каналов (БВУ). Каждый из этих каналов содержит последовательно соединенные входной повторитель (ВП), усилитель высокой частоты (УВЧ) и амплитудный детектор (АД). Усиленные усилителем высокой частоты сигналы детектируются симметричным и линейным детектором, где выделяется сигнал, пропорциональный изменениям кровенаполнения. С линейного детектора, являющегося частью АД, сигнал через выходной повторитель (ВыхП) поступает на вход усилителя постоянного тока (УПТ) с компенсацией уровня для записи плетизмограммы.

С симметричного детектора, также являющегося составной частью АД, сигнал, пропорциональный изменениям кровенаполнения, усиливается усилителем низкой частоты (УНЧ), фильтруется ФНЧ1 и поступает на регистратор для записи реограммы. Для регистрации первой производной реограммы используются дифференцирующие усилители (ДУ) со своими фильтрами низких частот (ФНЧ2).

Калибруется прибор на эквивалентном сопротивлении, подключаемом переключателями S1.1...S1.8 взамен пациента. Калибровка реограммы обеспечивается изменением управляемого сопротивления в модуляторе эквивалентного импеданса (МИЭ) по синусоидальному закону от генератора калибровки (ГК) с нормированными амплитудами, эквивалентными 0,1 и 0,5 Ом. При частоте генератора калибровки 1,59 Гц на выходе дифференцированной реограммы обеспечивается калибровочный сигнал косинусоидальной формы с нормированной амплитудой 1 и 5 Ом/с.

Для регистрации сигналов может использоваться регистратор типа И 338, электрокардиограф типа «ЭЛКАР» или другие приборы при наличии соответствующих согласующих устройств.

Отличительной особенностью реоплетизмографа типа РПГ2-02 является наличие амплитудного детектора (рис. 2.47).

Усилитель высокой частоты собран на операционном усилителе ОУ1 с коэффициентом передачи 20. Селекция сигнала производится с помощью высокодобротного контура высокой частоты с частичным включением в выходную цепь усилителя. Детектор собран на операционном усилителе ОУ2 по схеме двухполупериодного выпрямителя с фильтрами в цепи обратной связи, что обеспечивает высокую (до 1%) линейность каскада и, следовательно, точный отчет модуля полного электрического сопротивления при хорошей термостабильности. Регулировка нулевого выходного напряжения осуществляется резистором R10 в цепи делителя инвертирующего входа. Сигнал с линейного выхода и сигналы симметричного выхода в последующие каскады схемы передаются через согласующие повторители напряжения. Другие элементы реоплетизмографа типа РПГ2-02 имеют типовые схемотехнические решения.

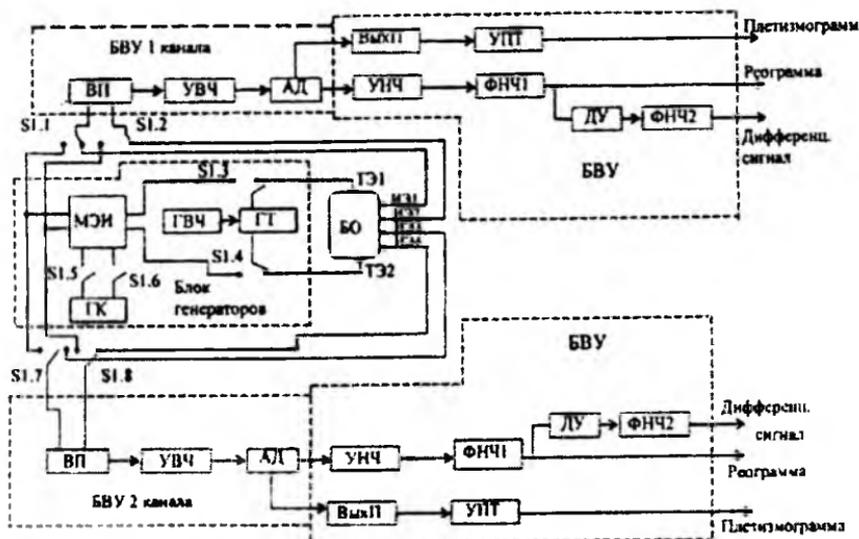


Рис. 2.46. Структурная схема реоплетизмографа типа РППГ2-02.

В качестве примера реализации аппаратно-программного комплекса для проведения реографических исследований рассмотрим организацию системы типа «МИЦАР-РЕО». Комплекс предназначен для снятия, сохранения на жестком диске персонального компьютера (ПК), обработки, отображения на экране ПК и вывода на печатающее устройство реографических (модуля межэлектродного сопротивления области участков тела и его изменений) и электрокардиографических сигналов. Комплекс позволяет снимать реограммы тетра- и биполярными методами. Он обеспечивает съем 4-х каналов реограмм с их синхронным отображением. Одновременно может использоваться индикаторный канал съема и отображения электрокардиосигнала.

Аппаратно комплекс состоит из преобразователя биосигналов (ПБС) и персонального компьютера не хуже IBM PC AT 486DX2-66. Управление преобразователем осуществляется только со стороны ПК по специально разработанной программе.

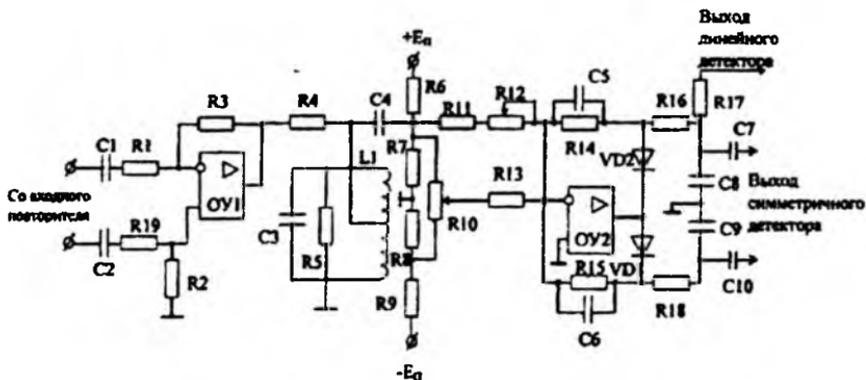


Рис. 2.47. Структурная схема амплитудного детектора с усилителем высокой частоты.

Структурная схема комплекса типа «МИЦАР-РЕО» приведена на рис. 2.48. В этой схеме информация с биообъекта снимается системой электродов (СЭ) и поступает на вход многоканального усилителя напряжений (МУН). Измерительный (зондирующий) ток частотой 50 или 100 кГц формируется источником тока (ИТ) и через выходной коммутатор (ВК) подается на каждую пару реоэлектродов для биполярного метода или на дополнительную пару электродов - для тетраполярного. Частота зондирующего тока выбирается программно. Для исключения взаимовлияния каналов зондирующий ток в них подается с разделением во времени. Временное разделение реализуется выходным коммутатором. В многоканальном усилителе напряжений, кроме усиления, реализуется аналоговая фильтрация фильтрами верхних и нижних частот первого порядка. Сигналы, усиленные до уровня, необходимого для работы аналогово-цифрового преобразователя (АЦП), с помощью коммутатора (К) сворачиваются в цифровой код последовательно для каждого из каналов. В этом типе реографа используется 12-разрядный АЦП, который преобразует величину базового сопротивления и изменения импеданса (реограммы для каналов реограмм), электрокардиограмму и напряжение питающей батареи в цифровой код.

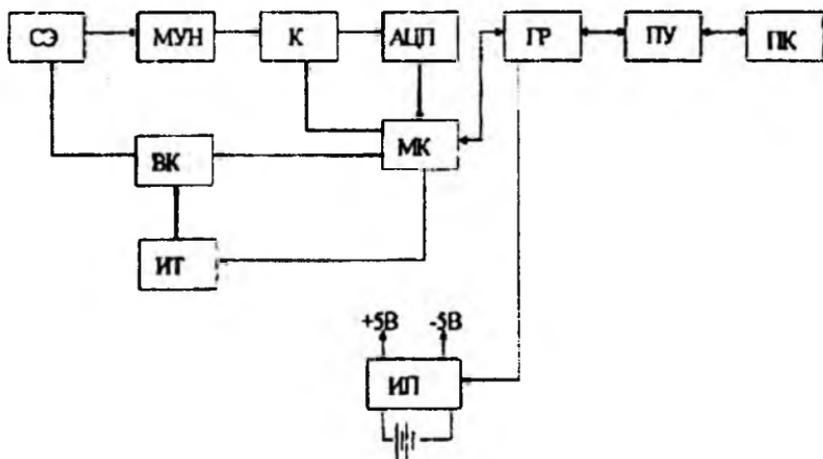


Рис. 2.48. Структурная схема реографа типа «МИЦАР-РЕО».

Синхронизацию работы коммутатора, АЦП, генерацию зондирующих импульсов и обмен данными с компьютером осуществляет микроконтроллер (МК). В компьютер данные передаются по стандартному последовательному интерфейсу типа RS-232C через гальваническую развязку и преобразователь уровней, обеспечивающий согласование уровней сигналов МК и последовательного интерфейса (± 12 В). Гальваническая развязка выполняет роль усиленной изоляции и выдерживает напряжение не менее 4 кВ.

Питание ПБС осуществляется от гальванических элементов (внутреннего источника питания). Необходимые для работы устройства напряжения вырабатывает источник питания (ИП), который включается по команде программы, а затем поддерживается во включённом состоянии посылкой специальных команд. Если программа закончит передачу команд для поддержания устройства во включённом состоянии или будет нарушена связь с компьютером, источник питания через 2-5 с автоматически выключится.

Программное обеспечение комплекса формирует массивы значений поступающих сигналов, выполняет их первичную цифровую фильтрацию, отображает в реальном времени на экране

ПК кривые реограммы (режим запоминающего осциллографа), сохраняет введенные данные на жестком диске компьютера и осуществляет их последующую обработку.

Программное обеспечение позволяет производить:

- ввод сигналов базового сопротивления, реограмм, кардиограмм;
- запись введенных значений сигналов на жесткий диск ПК;
- отображение любого записанного участка на экране монитора и распечатку на принтере;
- возможность отображения всех записанных каналов, любого одного или нескольких из них;
- изменение масштабов отображения по вертикали (чувствительность) и горизонтали (развертка);
- использование двух независимых маркеров для измерения, выделения участка записи, обработки или удаления;
- измерения амплитудных и временных характеристик записанных сигналов и выводить результаты измерений на экран монитора и принтер.

Реографический программно-аппаратный комплекс типа «Диамант-Р» построен по схеме «реограф - устройство сопряжения - персональный компьютер». Комплекс «Диамант-Р» предназначен для: исследования кровообращения в конечностях, мозгового кровотока, центральной гемодинамики во взаимосвязи с изменениями дыхательной системы и состояния водного баланса организма человека; диагностики и контроля эффективности лечебно-профилактических мероприятий кардиологии, пульмонологии, анестезиологии и реанимации, спортивной медицины, при скрининговых обследованиях населения и в других областях здравоохранения.

Комплекс позволяет проводить реовазографию, интегральную реографию тела, торакальную реографию.

Способы измерения реосигнала - тетра- и биполярный. Анализ реографического сигнала осуществляется с использованием опорного электрокардиографического сигнала.

Сопряжение с компьютером осуществляется посредством интерфейса RS-232C с гальванической развязкой. Количество каналов регистрации - 2 реографических и 1 электрокардиографиче-

ский. Точность и стабильность измерений повышается за счет применения прецизионного калибровочного сигнала.

Программное обеспечение поддерживает дружелюбный интерфейс с пользователем. Предусмотрена удобная справочная подсказка. На этапе планирования обследования осуществляется выбор методики, установка текущего отведения, выбор интересующих показателей, вводится фамилия врача, данные пациента и базисные сопротивления.

При проведении обследования обеспечивается оперативный контроль и отображение на экране монитора регистрируемых реограмм. Допускается проведение до 8 тестов (каждый тест до 120 с) в одном исследовании. Предусмотрена возможность проведения функциональных проб.

В режиме просмотра и редактирования записей осуществляется контроль качества автоматического выполнения разметки, выявление двигательных артефактов. При необходимости предусмотрена возможность ручной коррекции: выбор участка кривой для обработки, изменение расположения опорных точек на реограмме. Здесь же принимается решение о методе расчета количественных показателей - по усредненной реограмме или по одной реограмме.

Модуль вычислительного анализа обеспечивает расчет необходимых показателей. К ним относятся: ударный и минутный объемы крови; ударный и сердечный индексы; количество вне- и внутриклеточной общей жидкости; частота сердечных сокращений; показатели гемодинамической обеспеченности и напряженности дыхания; реографический, дикротический, диастолический индексы; длительность анакротической и дикротической фаз; время распространения систолической волны; венозный отток и другие (всего более 70 показателей). Проводится автоматическое нормирование показателей с учетом роста, веса, пола и возраста обследуемых. Обработка реограмм, анализ и оценка результатов не превышает 10 с.

На этапе оформления заключения осуществляется автоматизированная оценка результатов и предлагается синдромальное заключение по различным методикам, которое может быть откорректировано врачом.

Модуль работы с архивом предусматривает сохранение результатов обследования в электронном архиве и на бумаге. Имеются возможности поиска в архиве по номеру или по фамилии пациента. Одна архивная запись занимает около 20 Кб.

В настоящее время отечественной промышленностью выпускается несколько типов компьютерных систем, обеспечивающих детальное изучение структуры исследуемых реограмм, расчет статистических показателей, планирование обследования, ведение соответствующей документации и т.д. К таким системам относятся: «Реограф РФ-02» (НИОТК АМТН РФ, Ижевск), реографическая система «Реан-131» ЩПКФ «Медиком Лтд», Таганрог), компьютерный 6-канальный реограф «Реокартограф» (МБП, Москва), комплекс для оценки параметров центральной гемодинамики «Реодин» («Медасс», Москва) и ряд других.

Сравним основные технические характеристики некоторых из промышленных реографов (табл. 2.6).

Технические характеристики реоэнцефалографов

Параметры	Реан-131	РП Г2-02	МИЦАР-РЕО	Диамант-Р
1. Диапазон измеряемого импеданса, Ом	20...400	10... 100	20... 500	10...400
2. Диапазон преобразования переменной составляющей импеданса. Ом	0.02...0,5	реограммы 0.1 .0.5; плетизмограммы 0.1...1.0	0,02...0,5	0.02...0,5
3. Величина зондирующего тока, мЛ	12	1,8	0,5	-
4. Частота зондирующего тока. кГц	34	40	50; 100	10; 30; 40; 50; 75; 100; 200; 500

5. Уровень шумов (приведенных ко входу при сопротивлении ЮО Ом). Ом, не более	0.003	0,004	0.004	Мет данных
6. Компьютерная регистрация данных	Да	Нет	Да	Да
7. Компьютерная обработка данных	Да	Нет	Только амплитудные и временные характеристики	Боле 70 показателей
8. Контроль ЭКГ	Есть	Нет	Есть	Есть

Таким образом, отличительной особенностью аппаратуры для реографических исследований является наличие генераторов, формирующих через токовые электроды зондирующие электрические сигналы, частота и амплитуда которых выбирается исходя из задач исследования. При этом следует иметь в виду малые значения регистрируемых сопротивлений по сравнению с их базовыми требованиями к преобразователям сопротивления в напряжение.

Контрольные вопросы

- 1.Перечислите показатели, регистрируемые при исследовании биоэлектрической активности организма.
- 2.Сформулируйте требования, предъявляемые к входному усилителю электрокардиографов.
- 3.Нарисуйте структуру электрокардиографа с микропроцессорным управлением.
- 4.Чем отличаются усилители ЭЭГ от усилителей ЭКГ?
- 5.Нарисуйте структурную схему контроля качества контактов.

6. Чем отличаются схемы усилителя ЭМГ от усилителей ЭКГ и ЭЭГ?

7. Охарактеризуйте режимы работы нейромышечных мониторов.

8. Нарисуйте схему прибора для исследования кожно-гальванического рефлекса.

9. Нарисуйте схему прибора для регистрации активной составляющей тетраполярной реограммы.

ТЕСТОВЫЕ ЗАДАНИЯ

1. Наиболее информативная часть ЭКГ занимает полосу частот:

- а) 0...5 Гц;
- б) 0...25 Гц;
- в) 0,05...69 Гц;
- г) 0,05...120 Гц;
- д) 50...1000 Гц.

2. Рекомендуемая пороговая чувствительность входного усилителя, определяемая уровнем внутренних шумов, приведенных ко входу, выбирается из условия:

- а) $U_{ш} \leq 20 \text{ мкВ}$;
- б) $U_{ш} \leq 20 \dots 50 \text{ мкВ}$;
- в) $U_{ш} \leq 50 \dots 100 \text{ мкВ}$;
- г) $U_{ш} \leq 0,1 \dots 0,2 \text{ мкВ}$;
- д) $U_{ш} \leq 0,2 \dots 0,5 \text{ мкВ}$.

3. Для защиты от импульса дефибриллятора во входных цепях электрокардиографов ставят:

- а) трансформаторную развязку;
- б) емкостную развязку;
- в) аналоговые коммутаторы;
- г) диодные ограничители;
- д) транзисторные ключи.

4. Для подавления синфазного сигнала в электрокардиографах, кроме дифференциального входного усилителя, используют:

- а) схему отрицательной обратной связи между усилителем мощности и промежуточным усилителем;
- б) схему автоматического успокоения;
- в) схему отрицательной обратной связи, подключаемой между входным усилителем и ногой пациента;
- г) промежуточный усилитель и усилитель мощности делают дифференциальными;
- д) схему смещения изолинии.

5. В состав автономных электрокардиографов без микропроцессорного управления входят следующие основные блоки: входная цепь с переключателем отведений; схема защиты от перенапряжений; входной усилитель; схема обрат-

ной связи; промежуточный усилитель; усилитель мощности; корректирующее устройство; электромагнитный преобразователь; преобразователь напряжения; лентопротяжный механизм с двигателем и стабилизатором скорости вращения; _____ (допишите предложение).

6. Для защиты от высоковольтного импульса дефибриляции в некоторых типах электрокардиографов, кроме диодных ограничителей, устанавливают _____ (допишите предложение).

7. В электрокардиографе типа ЭК1ТЦ-01 детектор QRS-комплекса состоит из последовательно включенных: активного полосового фильтра с полосой пропускания от 20 до 30 Гц; двух усилителей; _____; компаратора; согласующей цифровой микросхемы (вставьте название пропущенного блока).

8. При формировании отведений во входных цепях электрокардиографов для отведений V2 производятся вычисления по формуле:

$$V_2 = (...) - \frac{R + L + F}{3} \text{ (допишите формулу).}$$

9. В промышленных кардиомониторах принято, что диапазон напряжений уверенного обнаружения R-зубца лежит в интервале:

- | | |
|-------------------|---------------|
| а) 0,1 ...0,5 мВ; | г) 0,2...5мВ; |
| б) 0,5...! мВ; | д) 3...5мВ. |
| в) 0,1...2 мВ; | |

10. Время анализа катастрофических аритмий в кардиомониторах составляет:

- | | |
|---------------|------------------|
| а) 0,2...5 с; | г) 0,5... 1 мин; |
| б) 3. .5 с; | д) 1...2мин. |
| в) 5. Юс; | |

11. При выборе входного усилителя электроэнцефлографов следует учитывать, что амплитуда входного сигнала колеблется в основном в пределах:

- а) 50 .100 мкВ;
- б) 0,1..5мкВ;
- в) 5...50 мкВ;
- г) 5.300 мкВ;
- д) 0,01... 1 мВ.

12. Усилительный канал электроэнцефалографа типа EEG-85 содержит последовательно соединенные: входной усилитель; неинвертирующий усилитель с перестраиваемым фильтром высокой частоты; усилитель с перестраиваемым фильтром низкой частоты; повторитель; _____; повторитель; фильтр низких частот; промежуточный усилитель; усилитель мощности; лентопротяжный механизм (вставьте название пропущенного блока).

13. Аппаратно-программный комплекс «МИЦАР-ЭЭГ» содержит следующие основные блоки: электродную систему; многоканальный усилитель напряжения; _____; АЦП; многоконтроллер; отостимулятор; гальваническую развязку; преобразователь уровней; персональный компьютер; источник питания (вставьте название недостающего блока).

14. Автономный монитор нервно-мышечной блокады состоит из следующих (последовательно соединенных) блоков: однокристалльной ЭВМ с дисплеем; стимулятора, подключенного через пациента к датчику вызванных мышечных ответов; усилителя; аналогово-цифрового преобразователя, подключенного к однокристалльной ЭВМ (вставьте название недостающего блока).

15. В приборах для исследования электрических характеристик кожи в расчете на 1 см^2 площади электрода выбирают напряжение в диапазоне:

- а) 5. .10 В;
- б) 0,5.1 В;
- в) 1.5 В;
- д) 10. .20 В.

в) 0,05...0,5 В;

16. Основная часть энергии тонической составляющей сигнала кожно-гальванического рефлекса находится в полосе частот:

а) 0.5 Гц;

г) 0... 0,05 Гц;

б) 1...3Гц;

д) 10...50 Гц.

в) 0,05...25 Гц;

17. Реограф типа Р4-02 состоит из следующих основных блоков: генератор; калибровочное устройство; входное устройство; _____; два усилителя низкой частоты; фильтр низких частот; схема автоматического успокоения; дифференциатор; усилитель постоянного тока; АЦП (допишите название недостающего блока).

18. Блок генераторов реоплетизмографа типа РПГ2-02 состоит из следующих основных узлов: модель эквивалентного импеданса; генератор высокой частоты; генератор калибровки; (допишите название недостающего узла).

Наиболее широко в медицине используются методы *фонокардиографии*, позволяющие анализировать шумы, создаваемые работой сердца, которые лежат в диапазоне частот 10...800 Гц.

ГЛАВА 3. АППАРАТЫ И СИСТЕМЫ, КОМПЛЕКСЫ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ НЕ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК ОРГАНИЗМА.

3.1 Технические средства для проведения фонокардиографии

Во время работы сердца, в результате ритмических движений клапанного аппарата, сокращения сердечных мышц и гидравлических факторов внутрисердечной динамики, возникают колебательные движения, которые распространяются через окружающие ткани к поверхности грудной клетки, проходя через существенно неоднородные структуры. Для анализа звуковых колебаний используют следующие основные характеристики: высоту звука, силу (интенсивность) и тембр. Высота звука определяется частотой колебаний: чем больше частота тем выше звук, и наоборот. Сила звука зависит от амплитуды колебаний. Тембр - окраска или оттенок звука - зависит от характера, количества и последовательности возникновения обертонов. Звуковая волна есть комбинация ряда синусоидальных колебаний. Наиболее низкое считается основным, а остальные считаются обертонами. Громкость звука есть сложная функция интенсивности звука и его частоты. При одинаковой интенсивности низкочастотные звуки имеют меньшую громкость, чем высокочастотные. При таком определении громкость представляет собой качественную характеристику слухового ощущения.

Одним из существенных источников акустических колебаний является турбулентное движение кровяной струи, при этом параметры звука зависят как от скорости кровотока, так и от неровностей поверхности и выраженных изменений размеров «камер», через которые она протекает.

Все звуковые явления, связанные с сердечной деятельностью, с физической точки зрения являются шумами, которые возникают в определенные моменты времени и различаются продолжительностью. Звуки, характеризующие работу сердца, в норме

представляют собой короткие по длительности шумы. Патологические шумы длются значительно дольше.

Звуковые колебания, попадающие в диапазон слышимых частот, наблюдаются на поверхности грудной клетки. В простейших случаях для этого используется фонендоскоп. Прослушивание тонов сердца называют аускультацией. Тоны здорового сердца близки к музыкальным и содержат мало высокочастотных гармоник. Тоны больного сердца обычно содержат большое количество высокочастотных гармоник и напоминают шумы в бытовом смысле. Поэтому употребляют выражение «шумы в сердце».

В качестве датчиков при регистрации фонокардиограммы (ФКГ) используются микрофоны различных типов.

При съеме ФКГ микрофон может размещаться как на грудной клетке, так и на некотором расстоянии от нее, то есть реализуется контактный и воздушный способы съема ФКГ. При воздушном способе съема информации тоны сердца передаются к мембране микрофона через слой воздуха. Наличие его приводит к сужению диапазона передаваемых частот, а кроме того, велика чувствительность к посторонним шумам.

Контактные микрофоны имеют механический контакт с грудной клеткой и улавливают звуковые колебания, приходящие к нему. Такой способ получения информации менее чувствителен к воздействию внешних шумов. Используются электродинамические и пьезоэлектрические микрофоны. Первые имеют высокую чувствительность, широкий частотный диапазон преобразования акустических сигналов, хорошую линейность амплитудной характеристики, но в них всегда имеется воздушная прослойка между объектом и мембраной.

Пьезоэлектрические микрофоны могут быть как контактными, так и воздушными. Они имеют высокую чувствительность, но худшую, чем у электродинамических, линейность амплитудно-частотной характеристики. Такие микрофоны иногда выполняются с нелинейной амплитудной характеристикой или нелинейность создают при преобразовании информационного сигнала. Исходя из вида амплитудной характеристики такие микрофоны подразделяют на линейные, стетоскопические и логарифмические. Стетоскопические микрофоны выполняются так, что

они улавливают все колебания грудной стенки, кроме тех низкочастотных колебаний, которые находятся в полосе частот ниже 10 Гц. Они регистрируют кривые колебаний звука, которые при использовании фонендоскопа воспринимаются слуховым анализатором врача, при этом имеется возможность оценить как относительно высокие, так и относительно низкочастотные колебания.

Логарифмический микрофон, подобно человеческому уху, искажает звуковые колебания. Коэффициент его преобразования увеличивается с частотой, близкой к логарифмическому закону. Поэтому при использовании такого микрофона роль низкочастотных колебаний невелика (по сравнению с высокочастотными). Он обычно используется для регистрации высокочастотных колебаний и шумов.

Следует иметь в виду, что при использовании линейных микрофонов требуемые характеристики можно легко получить или с помощью частотной фильтрации, или путем соответствующей обработки полученного информационного сигнала с помощью ПЭВМ. При этом, используя один микрофон, можно оценивать различные частотные компоненты регистрируемого шума.

В ряде случаев одновременно устанавливают два или более микрофонов в различных точках грудной клетки, а затем оценивают взаимные отклонения фонокардиограмм по времени и амплитуде. При фонокардиографии следует учитывать то, что грудная клетка является, по существу, фильтром низких частот с существенно индивидуальной амплитудно-частотной характеристикой (АЧХ). Определить ее экспериментально достаточно сложно. Для практических расчетов считают, что АЧХ уменьшается пропорционально квадрату частоты (рис. 3.1).

На нормальной фонокардиограмме различают четыре звука. Звуки I и II возникают в фазе систолы сердца, хорошо воспринимаются при аускультации сердца и называются нормальными систолическими звуками; III и IV - в фазе диастолы и называются нормальными диастолическими звуками.

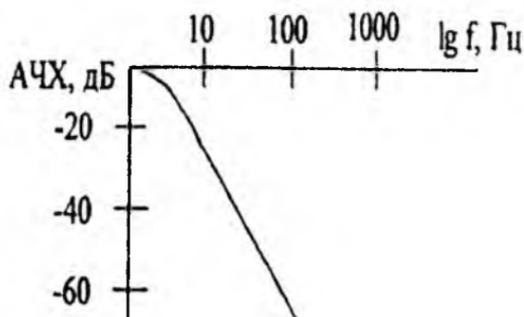


Рис. 3.1. Частотная характеристика грудной клетки.

Оценку фонокардиограммы осуществляют в привязке к другим электрофизиологическим сигналам, чаще всего к ЭКГ. Рассмотрим типовую «привязку» ЭКГ и ФКГ (рис. 3.2).

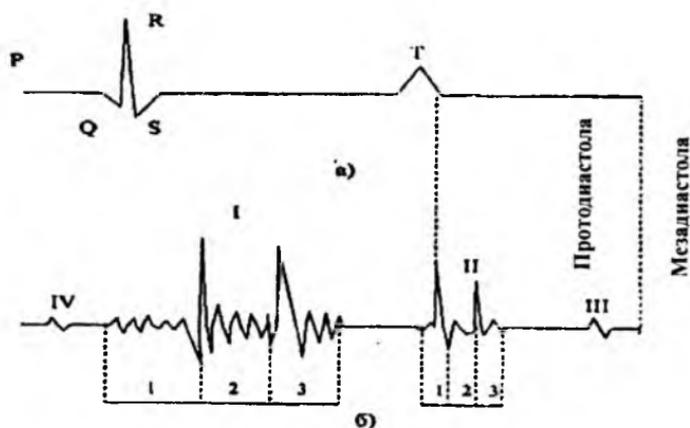


Рис. 3.2. Электро- (а) и фонокардиограммы (б).

Звук I возникает в начале систолы желудочков и кончается к моменту начала изгнания крови. Его условно разделяют на 3 или 5 участков. Первая часть (1) состоит из колебаний низкой частоты, характеризующих напряжения в миокарде, стенках желудочков и створках клапанов. Эти колебания длятся 0,02...0,04 с. Вторая часть (2) представляет собой высокочастотные колебания и длится 0,05 с.

Предполагается, что эти звуки имеют клапанное происхождение. Третья часть (3) состоит из низкочастотных колебаний длительностью 0,02...0,04 с. Она имеет сосудистое происхождение. Интенсивность звука I характеризует сократительные функции миокарда левого желудочка.

Звук II возникает к концу систолы желудочков и длится в течение их изометрического расслабления. Начальная низкочастотная часть (1) предшествует закрытию клапанов. Центральная высокочастотная (2) - отражает закрытие клапанов аорты и легочной артерии, конечная низкочастотная (3) - открытие трехстворчатого и митрального клапанов.

Звуки III и IV плохо слышны, являются низкочастотными (10...50 Гц) и могут быть зарегистрированы не всегда. Звук III возникает в начале быстрого пассивного наполнения желудочков кровью. Он содержит одно или два небольших колебания. Звук IV возникает в фазе быстрого активного наполнения желудочков. Он по параметрам аналогичен звуку III.

Следует отметить, что уровень акустических колебаний, а также их форма в определенной степени зависят от места установки чувствительных элементов, воспринимающих их.

Патологические изменения в организме приводят к существенным изменениям фонокардиограммы и изменениям временных интервалов между характерными пиками электро- и фонокардиограммы. Исследование звуков открывает возможности дифференциального изучения характеристик аортального и легочного компонентов функционирования организма. Кроме нормально определяемых звуков, при сокращении сердца фиксируются и дополнительные звуки, например: щелчок открытия митрального клапана; щелканье открытия полулунных клапанов; предсердные звуки; шум трения перикарда; звуки от колебаний воздуха в желудке; систолические и диастолические шумы и пр.

Фонокардиография является важным дополнением к результатам, получаемым при электрокардиографическом анализе состояния сердечной системы, а также имеет и самостоятельное значение при медицинских исследованиях.

С точки зрения технической реализации фонокардиографы выполняют как автономные приборы с микропроцессорами и без

них, а также как приборнокомпьютерные системы с достаточно мощным математическим обеспечением.

Рассмотрим структурную схему простейшего автономного фонендоскопа (рис. 3.3), позволяющего осуществлять раздельное выслушивание различных фаз сердечного ритма с их временной селекцией без «привязки» к электрокардиограмме длительность импульса.

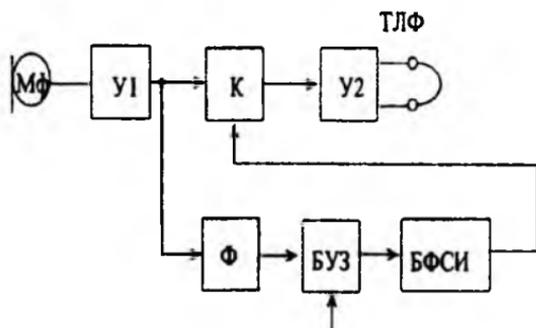


Рис. 3.3. Структурная схема фонендоскопа с временной селекцией фаз сердечного ритма.

В этой схеме сигнал с контактного микрофона (Мф) усиливается первым усилителем (У1) с подъемом высоких частот 6...10 дБ на октаву и поступает на входы управляемого ключа (К) и формирователя (Ф). Последний из сигналов первого тона фонокардиограммы формирует импульс запуска для блока управляемой задержки (БУЗ), длительность импульса которого регулируется в пределах 0,01...0,6 с. Блок управляемой задержки включает блок формирования стробирующего импульса (БФСИ) фиксированной длительности 0,4 с, который открывает ключ (К) для передачи сигнала с первого усилителя на второй (У2) и, далее, на головные телефоны. Регулировка длительности импульса БУЗ приводит к сдвигу во времени фрагментов прослушиваемых сигналов. Во втором усилителе осуществляется подъем высоких частот на 6... 10 дБ на октаву, благодаря чему можно прослушать все аномалии недостаточности клапанов или шумов от тромбов в коронарных сосудах. При задержке 0,01 с прослушивается систола, при задержке 0,3 с можно прослушать второй тон, при задержке 0,4.. 0,6 с - диастола.

Следует заметить, что при приведенных временных соотношениях нормальное выделение фаз сердечных циклов осуществляется при частоте сердечных сокращений 40... 120 ударов в минуту, а качество принимаемых решений сильно зависит от субъективных способностей врача.

Для более точного выделения фаз сердечных циклов используется канал электрокардиограммы, в котором различными техническими средствами, включая применение микропроцессоров, выделяют R- и T-зубцы ЭКГ, относительно которых и определяются фазы сердечных циклов для раздельного их прослушивания врачами.

В компьютерных фонокардиографах, как правило, задействуются два канала - ФКГ и ЭКГ.

В этой системе сигнал с микрофона (Мф) усиливается усилителем фонокардиограммы (УФКГ), а сигнал электрической активности сердца - усилителем электрокардиограммы (УЭКГ). Поочередная коммутация этих сигналов для подачи их на аналого-цифровой преобразователь (АЦП) осуществляется коммутатором (Км), управляемым со стороны модуля сопряжения (МСУ). Цифровой код о параметрах ФКГ и ЭКГ поочередно через МСУ передается в ПЭВМ на обработку. Фильтрация сигнала на выделенном временном отрезке осуществляется в ПЭВМ, которая в этом случае выполняет роль цифрового фильтра. В результате обработки сигнала на экране монитора могут быть получены акустические сигналы во всей полосе интересующих частот, воспринимаемых микрофоном с требуемым масштабированием в каждой полосе частот.

Важным элементом в съеме и обработке ФКГ является процесс калибровки, для реализации которого можно использовать звуковые сигналы с известной амплитудой и частотой, подводимой к грудной клетке через блок калибровки (БКАЛ). Регистрируемые в процессе исследования ФКГ и ЭКГ отображаются на экране монитора фоно-кардиографа или рисуются самописцем.

Для получения точных значений частоты для различных участков ФКГ, амплитудной и временной характеристик сердечных звуков используют различные математические методы, в частности классический и трехмерный спектральный анализ. Используя

данные специальной математической обработки, можно построить экспертные системы, позволяющие делать заключения на врачебном языке. Аналогично можно построить системы для регистрации и обработки внутрисердечных, внутритрахеальных и внутрипищеводных звуков.

3.2. Аппаратура для исследования акустических характеристик легких

При исследовании акустических характеристик легких чаще всего используются методы, основанные на изучении акустических сигналов на поверхности грудной клетки, возникающие при произнесении стандартных фраз пациентом или при прохождении искусственно создаваемых акустических сигналов, подводимых к верхним дыхательным путям.

В качестве первого примера рассмотрим вариант реализации устройства для бронхофонии, т. е. определения параметров проведения голоса в гортани по воздушному столбу бронхов на поверхность грудной клетки (рис. 3.4).

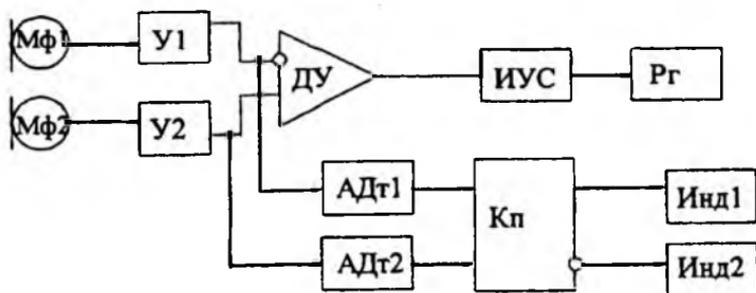


Рис. 3.4. Структурная схема для определения бронхофонии.

При использовании этой схемы микрофоны Мф1 и Мф2 располагают на симметричных участках грудной клетки (слева и справа). Испытуемый произносит предлагаемую ему стандартную фразу, в ходе воспроизведения которой сигналы с микрофонов Мф1 и Мф2 усиливаются усилителями У1 и У2 и вычитаются дифференциальным усилителем (ДУ). Разностный сигнал,

являющийся информационным признаком, подается на вход измерителя уровня сигнала (ИУС) и регистрируется регистратором (Рг). Кроме этого, сигналы с выходов У1 и У2 подаются на входы амплитудных детекторов АДт1 и АДт2, фиксирующих максимальные уровни сигналов. Преобладающий по уровню сигнал управляет работой компаратора (Кп), который включает соответствующий индикатор - Инд1 или Инд2. По информации в регистраторе (Рг) и индикаторах судят о симметричности проведения звука. Естественным недостатком регистрирующей части этой схемы является то, что сигнал формируется голосом самого пациента. Приведем пример схемы преобразовательной части фонопальмографа (рис. 3.5), в котором производится измерение звукового сигнала на поверхности грудной клетки, проходящего от верхних дыхательных путей по легочному тракту пациента. К верхним дыхательным путям от внешнего электронного генератора и электроакустического преобразователя подводится постоянный по частоте и амплитуде акустический сигнал. При прохождении по легочному тракту его амплитуда модулируется частотой дыхания. В этой схеме загубник через шланг связан с тройником. Через динамик (Дн) звуковой сигнал подается к верхним дыхательным путям через верхнее отверстие тройника. Частота его и амплитуда задается генератором (Г), который выполнен управляемым. Амплитуда его выходного сигнала определяется сигналом усилителя У1. Уровень звукового давления в тройнике и в верхних дыхательных путях контролируется с помощью микрофона Мф1.

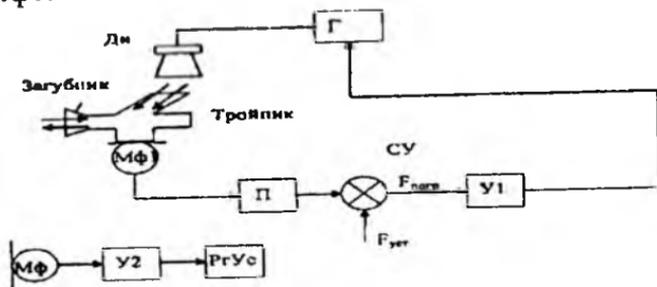


Рис. 3.5. Структурная схема преобразовательной части фонопальмографа.

Воспринимаемые им изменения акустического давления после преобразования выходного сигнала в преобразователе (Π) вычитаются из сигнала установки ($F_{уст}$) в сравнивающем устройстве ($СУ$). Если выходной сигнал преобразователя отличается от сигнала установки ($F_{уст}$), с помощью которого задан уровень акустического давления, сигнал погрешности ($F_{погр}$) усиливается $У1$. Если коэффициент усиления этого усилителя имеет достаточно большое значение ($K_{у \rightarrow \infty}$), то $F_{погр} \rightarrow 0$ из-за действия цепи отрицательной обратной связи. Благодаря этому обеспечивается постоянство подводимого к пациенту звукового давления при любых изменениях акустического сопротивления его легочного тракта.

Звуковые колебания с поверхности грудной клетки, которые претерпели изменения в процессе прохождения по легочному тракту, воспринимаются пьезоэлектрическим микрофоном Мф2. Сигнал его усиливается $У2$ и после дальнейшего преобразования подается на регистрирующее устройство ($РГУс$) или для дальнейшей обработки через аналогово-цифровой преобразователь в микропроцессорную систему или ПЭВМ.

Индикация фаз дыхания производится по разности температур воздуха в фазах вдоха и выдоха, воспринимаемых термисторным датчиком, вмонтированным в трубке вблизи загубника.

Калибровка фонопультмографа осуществляется с помощью специальных калибровочных устройств (камер). При поверке камера устанавливается вместо загубника, и к ней присоединяются акустические преобразователи. В тройник обычно вкладываются сменяемые бактериологические фильтры.

Движение крови по сосудам и механизм формирования артериального давления представляют собой сложный процесс, зависящий от работы сердца, эластичности сосудистых тканей, тонуса гладкой мускулатуры, количества и вязкости крови, сопротивления потоку крови в капиллярном русле, величины оттока крови через прекапиллярное русло.

Изменение артериального давления ($АД$) за один сердечный цикл состоит из постоянной составляющей давления и пульсового колебания. Наибольший размах пульсовые колебания дости-

падают в крупных артериях, по мере сужения сосудов они падают, становясь практически неразличимыми в артериолах.

В клинической практике наиболее часто используются следующие параметры, характеризующие АД крови: минимальное (диастолическое), среднее динамическое и максимальное (систолическое) давление. Рассмотрим типовую кривую пульсации АД (рис. 3.6).

Диастолическое давление (P_d) представляет собой величину минимального давления крови, достигаемую к концу диастолического периода сердечного цикла. Минимальное давление зависит от степени проходимости или величины оттока крови через систему прекапилляров, частоты сердечных сокращений (ЧСС), упруговязких свойств артериальных сосудов. Систолическое давление (P_c) равно максимальному давлению, достигаемому в момент, соответствующий выбросу крови из сердца. Максимальное давление складывается из бокового систолического (составляющая, действующая на боковую стенку артерии в период систолы) и ударного давлений.

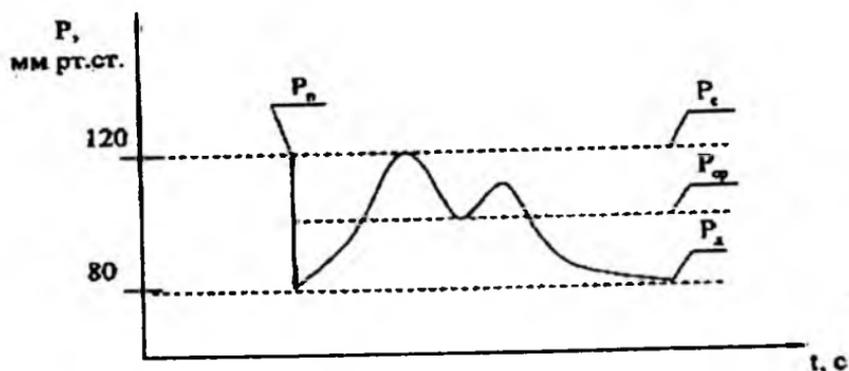


Рис. 3.6. Кривая давления крови в аорте.

Среднее динамическое давление ($P_{ср}$) определяется интегрированием текущего значения АД за время сердечного цикла. В первом приближении величину среднего значения можно определить по формуле Вецлера и Богера:

$$P_{cp} = 0,42 P_c + 0,58 P_d \quad (4.13)$$

или по формуле Хикема:

$$P_{cp} = P_c + \frac{(P_c + P_d)}{3}. \quad (4.14)$$

Движение крови через артериолы и капилляры происходит под влиянием среднего артериального давления. Среднее динамическое давление - достаточно постоянная величина, мало изменяющаяся под действием физических нагрузок и при действии сильных раздражителей.

Измерение параметров давления может осуществляться прямым или косвенным методами. При прямых методах измерения используются различные типы датчиков давления. (Принцип построения и работы таких измерителей рассматривался нами в п. 4.2.).

Косвенные методы основаны на определении давления воздуха в манжете, охватывающей участок ткани, которое уравнивает (компенсирует) давление крови в сосуде под манжетой. Известны также методики, основанные на оценке движений сосудистых стенок с помощью ультразвуковых методов и измерении скорости кровотока с помощью использования эффекта Доплера.

Считается, что наиболее объективные результаты получаются при использовании прямых методов, хотя введение в сосуд катетера изменяет его упругие свойства, создаёт болевой эффект, значение давления зависит от расположения сосуда, в котором выполняется измерение.

Косвенные методы дают результаты, которые обычно различаются между собой при использовании разных подходов к получению измерительной информации. Кроме того, при последовательном повторении идентичных методов измерительных операций с использованием данного подхода получают значения, несколько отличающиеся друг от друга. В силу этих причин точность результата косвенных измерений ниже результатов прямых измерений. Избыточное давление в манжете, охватывающей уча-

сток тела с кровеносным сосудом, создается ручным или механическим компрессором. Это давление нарушает движение крови в сосуде, и по характеру этих нарушений можно судить о величине давления крови в сосудах. На практике нарушение давления обычно осуществляется с помощью манжеты, которая чаще всего охватывает верхнюю часть руки. При заполнении манжеты воздухом создаётся внешнее давление (противодавление), сжимающее сосуд под манжетой, что приводит к нарушениям движения крови. Оценка измерения движения крови и сопоставление с давлением воздуха в манжете позволяет определять параметры артериального давления (АД).

Существуют два основных способа определения давления с помощью пережимающей манжеты:

- искусственно создают нарушение кровообращения, вплоть до перекрытия сосудистого русла, и по реакции на известную помеху определяют давление (аускультативный метод Короткова);

- измеряют параметры, зависящие от давления крови в сосудистой системе, и, зная эту взаимосвязь определяют величину давления (осциллометрические, пальпаторные и другие методы).

В первом варианте (по способу Н.С. Короткова) манжета одевается на верхнюю часть руки, охватывая её. На первом этапе измерений давление в манжете увеличивают до полного прекращения кровотока. Артериальный пульс при этом полностью исчезает и перестаёт «прослушиваться». На втором этапе включают плавную декомпрессию (сравливание воздуха из манжеты). В некоторый момент времени кровоток через артерию начинает возобновляться с появлением звуковых явлений (тонов Короткова). Этот момент наступает тогда, когда давление крови при максимуме артериальной пульсации становится чуть больше давления воздуха в манжете. Давление в манжете, соответствующее появлению первых тонов, принимается за значение систолического давления. Это давление может быть измерено с помощью тензометрических или емкостных датчиков. Для обнаружения тонов Короткова можно использовать миниатюрные пьезомикрофоны в полосе частот 10...80 Гц. Таким образом, величина давления в манжете в момент возникновения тонов Короткова чис-

ленно равна величине АД, что может быть зарегистрировано человеком или соответствующими техническими средствами.

Возникновение тонов Короткова объясняется тем, что кровь под давлением проталкивается через пережатый ний давление в манжете увеличивают до полного прекращения кровотока. Артериальный пульс при этом полностью исчезает и перестаёт «прослушиваться». На втором этапе включают плавную декомпрессию (сравливание воздуха из манжеты). В некоторый момент времени кровоток через артерию начинает возобновляться с появлением звуковых явлений (тонов Короткова). Этот момент наступает тогда, когда давление крови при максимуме артериальной пульсации становится чуть больше давления воздуха в манжете. Давление в манжете, соответствующее появлению первых тонов, принимается за значение систолического давления. Это давление может быть измерено с помощью тензометрических или емкостных датчиков. Для обнаружения тонов Короткова можно использовать миниатюрные пьезомикрофоны в полосе частот 10...80 Гц. Таким образом, величина давления в манжете в момент возникновения тонов Короткова численно равна величине АД, что может быть зарегистрировано человеком или соответствующими техническими средствами.

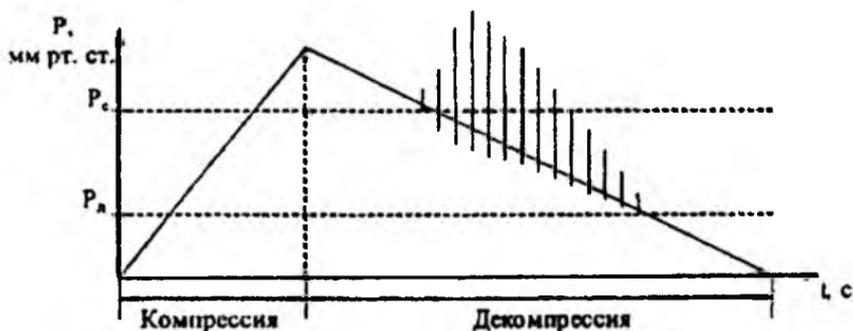


Рис. 3.7. Кривая давления в манжете с наложенными тонами Н.С. Короткова.

Возникновение тонов Короткова объясняется тем, что кровь под давлением проталкивается через пережатый манжет.

На интервале времени «Компрессия» в манжету нагнетается воздух, приводя к плавному росту давления. На интервале «Декомпрессия» воздух из манжеты стравливается, а на интервале от P_c до IV, наблюдаются звуковые явления (на рис. 3.7 показаны вертикальными черточками).

В качестве измерителя давления обычно используют anerоидную коробку, состоящую из соединённых друг с другом профилированных - гафрированных мембран 1 и 2 (рис. 3.8).

Герметичная полость коробки соединена с манжетой с помощью трубки 3. Изменение давления в манжете приводит к изменению прогибов стенок anerоидной коробки на величину Δl . Эти изменения могут быть превращены в движение стрелки (ручное измерение) либо в электрический сигнал тензометрическими, ёмкостными или индуктивными датчиками (автоматическое измерение). Современная микрoэлектронная технология позволяет изготавливать кремниевые микромембраны вместе с тензорезисторами, роль которых в частном случае могут выполнять структуры на основе р-р-переходов. В датчиках давления рекомендуют верхнюю частоту пропускания выбирать не менее 50 Гц.

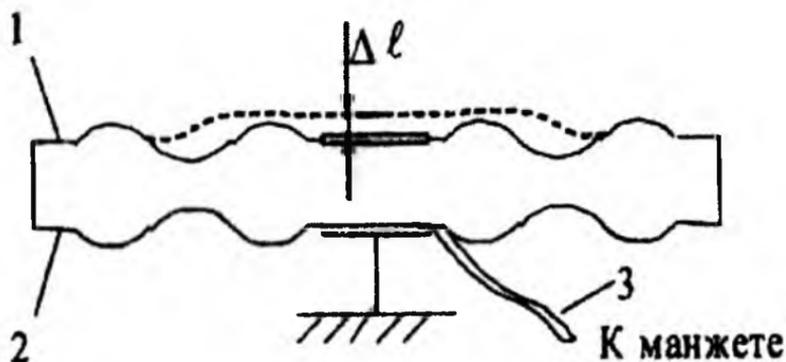


Рис. 3.8. Функциональная схема преобразователя давления в механическое перемещение.

В автоматических системах используются встроенные компрессоры с электродвигателями, реализующими различные режимы компрессии-декомпрессии. В одном из вариантов таких

устройств реализуются два цикла компрессии-декомпрессии. В первом цикле создаётся компрессия порядка 150 мм рт.ст. и производится декомпрессия, во время которой определяются диастолическое и систолическое давления. Если этого диапазона недостаточно, то автоматически производится вторая операция компрессии до большего давления и декомпрессии, при которой определяются искомые величины. Для повышения точности в ряде приборов используется программное изменение давления в манжете (рис. 3.9). Так, у прибора АVM-2 фирмы «Медикор» диастолическое давление определяется автоматически на стадии компрессии, причём после появления тонов Короткова давление быстро уменьшается, а потом продолжает нарастать с небольшой скоростью (2-3 мм рт. ст./с). Затем скорость компрессии снова становится большой (20...25 мм рт.ст./с). Максимальное давление устанавливается автоматически и немного превышает систолическое давление. Затем начинается плавная декомпрессия, которая может выполняться с большой скоростью после установления значения систолического давления. На приведенном рисунке точками выделены моменты времени, соответствующие измерению систолического (P_c) и диастолического (P_d) давлений.

Для снижения погрешности измерений, обусловленной близостью спектральных тонов и звуковых артериальных пульсаций, попадающих в микрофон, а также для ослабления артефактов движения используется дифференциальный метод выделения тонов. В нижней части окклюзиональной манжетки устанавливается микрофон, состоящий из двух чувствительных элементов - А и Б (рис. 4.53). При снижении давления в манжетке до систолического, ниже манжетки регистрируются пульсации давления и тоны.

Акустические характеристики манжетки таковы, что она плохо передаёт высокочастотные тоны. Сигналы, регистрируемые микрофоном по каналам А и Б, будут различаться: по каналу А регистрируется весь спектр колебаний, в который входят пульсации давления, тоны, артефакты движения, а по каналу Б - сигналы в диапазоне 0,5...5 Гц, в который попадают только пульсации и артефакты давления.

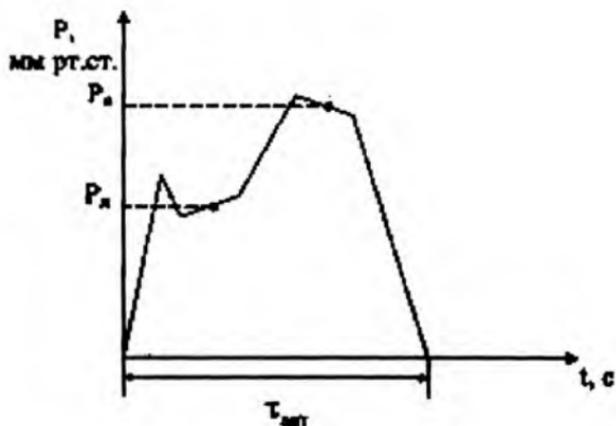


Рис. 3.9. Диаграмма изменения давления при программном его управлении.

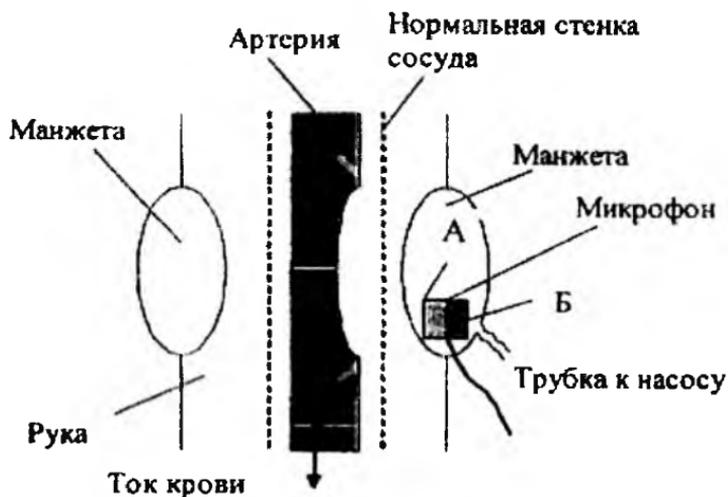


Рис. 3.10. Функциональная схема измерения тонов Короткова.

Таким образом, при вычитании сигналов А и Б можно получить точное выделение тонов, что существенно снижает погрешность измерения АД.

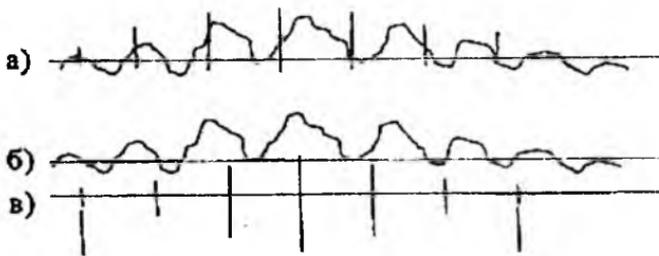


Рис. 3.11. Выделение тонов при вычитании сигналов дифференциального датчика: а - сигнал А; б - сигнал Б; в - сигнал А-Б.

Рассмотрим обобщённую структурную схему микропроцессорного устройства измерения АД по методу Н.С. Короткова (рис. 3.12).

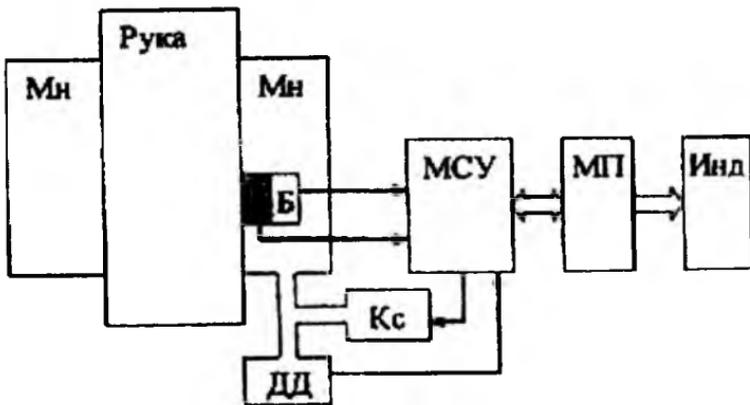


Рис. 3.12. Обобщенная структурная схема устройства измерения АД по методу Н.С. Короткова.

В этой схеме в манжету (Мн) вмонтирован микрофон, состоящий из двух элементов - А и Б. К манжете подключена коробка с датчиком давления (ДД) и компрессор (Кс), который управляется через модуль сопряжения с устройством (МСУ) микропроцессором (МП). Информация с датчика давления и микрофона передается в МП через МСУ. Микропроцессор дает команды на вклю-

чение режимов компрессии-декомпрессии, выделяет тоны Короткова, их начало и конец, снимает величины давлений в манжете и осуществляет индикацию (Инд) систолического и диастолического давлений.

Приведенная схема является базовой для: автоматических измерителей давления «Микролайф» типа ВР2ВНО, ВРЗВТО-А, NISSEI DS1862; измерителей давления, входящих в состав систем интенсивного наблюдения типа «Соната» и др.

Наличие микропроцессоров и микроконтроллеров в составе измерителей артериального давления позволяет, кроме функций индикации давления, реализовывать дополнительные сервисные функции (память нескольких замеров, индикация ошибок, контроль уровня заряда батареи, автоматическое выключение прибора, контроль пульса, вычисление среднего значения и т. д.), а также алгоритмически и схемотехнически повышать достоверность измерения. Например, в измерителях давления системы интенсивного наблюдения «Соната» для борьбы со случайными ошибками измерений используются алгоритмы, построенные на основе математической теории проверки статистических гипотез. На рисунке 3.13. приведён фрагмент схемы выделения тонов Короткова (ТК) повышенной надёжности прибора «Соната».

В этой схеме входной сигнал с измерительного преобразователя (датчика) тонов Короткова (ИПтк), через согласованный фильтр (СФ), увеличивающий отношение сигнал-шум, поступает на первое и второе 9В пороговые устройства (ПУ1 и ПУ2). Первым пороговым устройством сигнал с датчиков ТК сравнивается с пороговым напряжением для полезного сигнала $U_{ТК}^{ПОП}$ а вторым - с пороговым напряжением помехи $U_{ПОМ}^{ПОП}$, причем первый пороговый элемент имеет прямой и инверсный выходы. Если сигнал с ИПтк превышает $U_{ТК}^{ПОП}$ сигналом с ПУ1 открывается первая схема – момент появления опорного сигнала (ОС), согласованного с ударами пульса, вырабатывается сигнал наличия тона Короткова (ТК). В противном случае через вторую схему И2 вырабатывается сигнал отсутствия тона Короткова (ТК). При появлении мощной помехи (например, при резких движениях пациента) срабатывает второе пороговое устройство и через

третью схему ИЗ вырабатывается сигнал «Помеха», прерывающий процесс измерения.

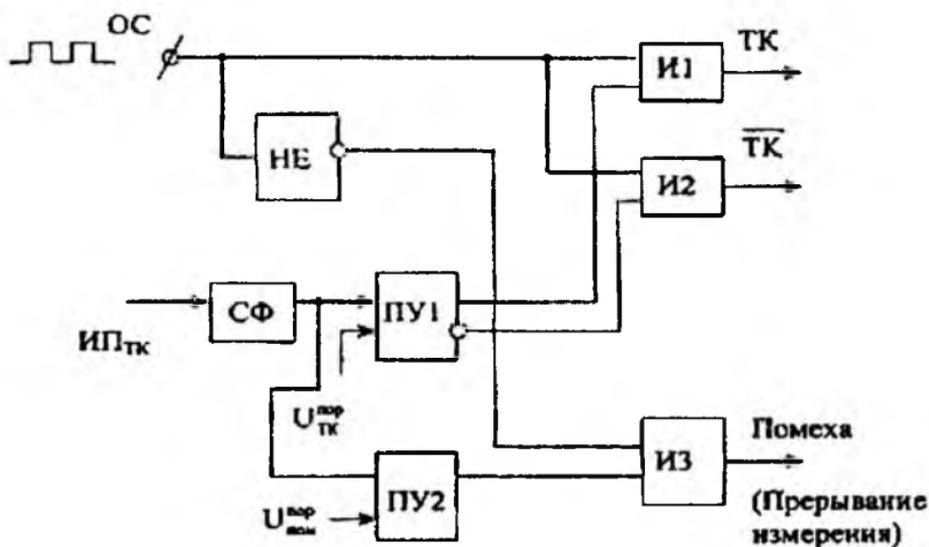


Рис. 3.13. Фрагмент схемы выделения сигналов тонов Короткова прибором «Соната»

Далее рассмотрим фрагмент схемы принятия решений (рис. 3.14), обеспечивающей работу прибора не с первого появления и пропадания тона Короткова (они могут быть случайной помехой), а после регистрации n последовательных полезных сигналов - ТК (n - число пульсовых тактов за время одного дыхательного цикла).

При измерении систолического давления управляющим сигналом СА первый коммутатор (Км1) подключает шину сигнала ТК к счетному входу первого счетчика (Сч1) и ко входу сброса (R) второго счетчика (Сч2), а второй коммутатор (Км2) подключает шину сигнала ТК ко входу сброса первого счетчика и ко счетному входу второго счетчика. Таким образом, в этом режиме первый счетчик будет накапливать сигналы наличия токов Короткова, а второй - этими сигналами будет обнуляться. Второй счетчик будет накапливать сигналы отсутствия тонов Короткова (ТК) и сбрасываться при их наличии. Третий счетчик

(Сч3) накапливает сигналы ТК₁ и ТК₂. Выходы счетчиков соединены со входами цифровых компараторов (ЦКп1, ЦКп2 и ЦКп3), вторые входы которых подключены к числовым порогам ($n = 4, m = 2, k = 7$). Если число пришедших ТК достигает величины n , то схемой принимается положительная гипотеза (H_p^+); при этом считается, что давление в манжете соответствует систолическому. Декомпрессия останавливается и давление фиксируется.

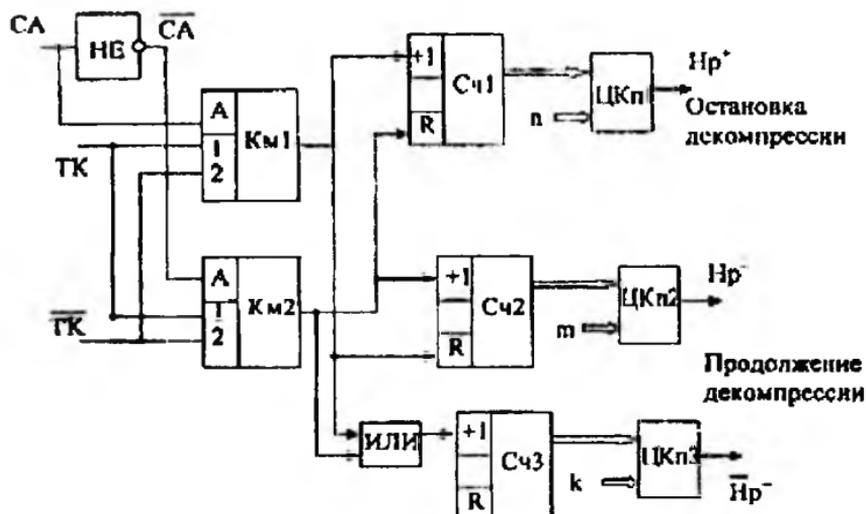


Рис. 3.14. Фрагмент схемы принятия решений при измерении АД в приборе «Соната».

Если поступает m последовательных импульсов ТК, то принимается отрицательная гипотеза (H_p^-), означающая, что давление в манжете следует уменьшить. Если в течение пульсовых тактов гипотезы H_p^+ и H_p^- не приняты, то процесс обнаружения усекается и принимается гипотеза H_p с продолжением декомпрессии.

Аналогично проводится проверка гипотез при измерении диастолического давления. Этот режим задается инверсным сигналом СА, переключающим входы коммутаторов так, что по отношению к счетчикам Сч1 и Сч2 сигналы ТК₁ и ТК₂ меняются местами.

Осциллометрический метод измерения артериального давления заключается в анализе пульсаций давления (осцилляций), возникающих в манжете, сжимающей артерию в режимах компрессии или декомпрессии воздуха. Для регистраций осцилляций в воздушную магистраль манжеты устанавливается датчик давления с необходимыми динамическими характеристиками.

При использовании этого метода компрессия и декомпрессия в манжете производятся плавно с достаточно высокой линейностью. Скорость их поддерживается на уровне 2 мм рт. ст. на один межпульсовый интервал. Для поддержания линейности используют специальные клапаны - линеаризаторы воздушного потока схемы с электромеханической обратной связью, поддерживаю неизменной скорость компрессии или декомпрессии.

Сущность метода заключается в том, что при линейном увеличении (компрессии) или уменьшении (декомпрессии) регистрируется давление воздуха в манжете. Анализируя амплитуды и формы регистрируемых осцилляций, можно выделить область характерных изменений, при которых давление в манжете соответствует искомым параметрам АД.

Так, среднее динамическое давление определяется как минимальное давление в манжете, соответствующее максимальной амплитуде осцилляций (рис. 3.15). Выделенные участки на кривой осцилляций соответствуют моментам измерения величин соответствующих давлений.

Систолическое значение давления можно определить по критерию прекращения пульсаций дистального отрезка артерии конечности, по исчезновению осцилляций в дистальной камере манжеты в режиме компрессии. При этом с целью повышения точности измерений манжета выполняется двухкамерной, дистальная её часть звукоизолируется от проксимальной. Это связано с тем, что, при отсутствии артериальной пульсации в дистальной части конечности, осцилляции в проксимальной части манжеты сохраняются из-за ударов пульсовой волны. Поэтому осцилляции, регистрируемые датчиком давления воздуха в манжете, не падают до нуля, а лишь уменьшаются (см. рис. 3.15). Резкое уменьшение амплитуды осцилляций может быть принято за критерий определения систолического давления. При снижении давления в манжете ниже минимального (дна столического),

также можно зафиксировать снижение амплитуды осцилляций, что позволяет фиксировать величину диастолического давления.

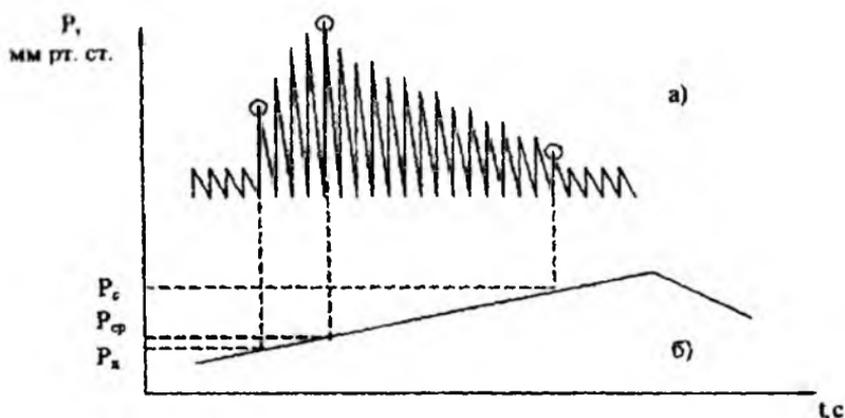


Рис. 3.15. Изменение амплитуды осцилляций (а) и давления (б) при компрессии воздуха в манжете.

При этом изменение амплитуды осцилляций может иметь монотонный характер в области систолического и диастолического значений АД, что вносит значительные ошибки в измерения. Достаточно просто (после фильтрации артефактов и дыхательных волн) определяется максимальная амплитуда осцилляций, соответствующая среднему динамическому давлению. Измерение этой величины позволяет реализовать относительно простой алгоритм анализа осцилляций для определения параметров АД, основанный на оценке относительной амплитуды осцилляций по сравнению со значением максимума. Снижение амплитуды до уровня 0,4 от максимума при компрессии соответствует систолическому давлению, а уменьшение до уровня 0,6 при декомпрессии - диастолическому. При этом следует иметь в виду, что коэффициенты уменьшения относительно максимума зависят от частоты сердечных сокращений и нуждаются в коррекции.

Известны работы, в которых значения амплитуд осцилляций, соответствующие величинам АД, определяют по регрессионным моделям, связывающим искомые значения АД с амплитудой фоновых осцилляций, регистрируемых при значении давления воз-

духа в манжете, превышающем систолическое давление на 20...40 мм рт. ст.

Осциллометрический метод измерения давления применен в промышленном отечественном мониторе типа МПК-01 и в зарубежном измерителе типа SL 90202.

При построении прибора для мониторинга давления используется как аускультативный, так и осциллометрический методы. В ряде конструкций оба метода совмещают, что обеспечивает повышение достоверности получаемых результатов. Рассмотрим вариант реализации неинвазивного измерителя АД (рис. 3.16 типа, который преобразует давление в манжете в электрический сигнал, усиливаемый дифференциальным каскадом (ДУ).

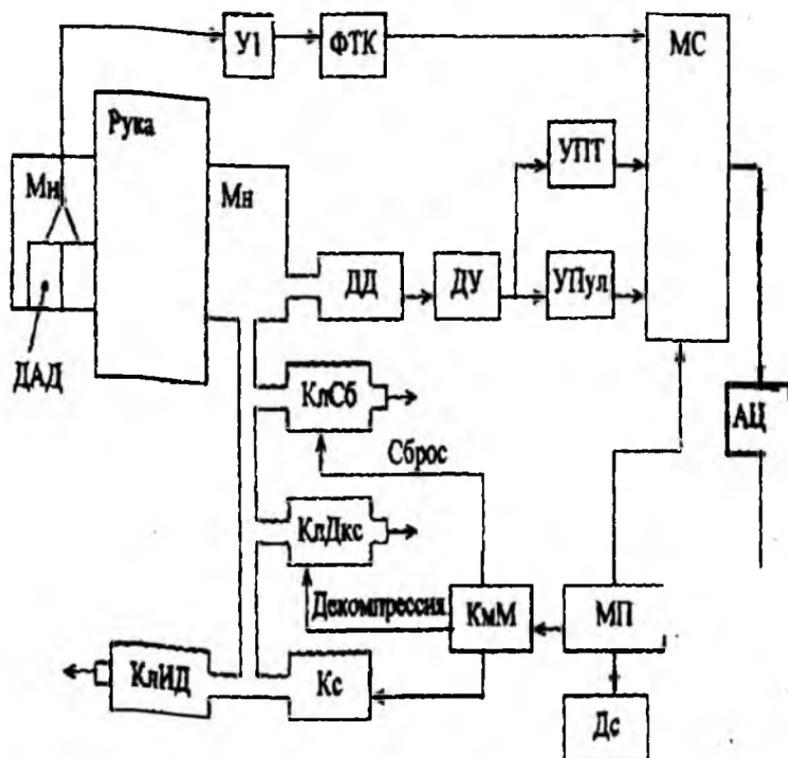


Рис. 3.16. Структурная схема неинвазивного измерителя АД.

Постоянная составляющая сигнала, пропорциональная постоянной составляющей давления в манжете, выделяется усилителем постоянного тока с ФНЧ УПТ. Выделение и усиление сигнала пульсаций давления осуществляется с помощью усилителя с ФВЧ (УПуо). Микропроцессор (МП), включающий процессор, ОЗУ, ПЗУ, соединен с дисплеем и осуществляет управление элементами воздушной магистрали, также мультиплексором (МС) и аналогово-цифровым преобразователем (АЦП).

Сочетание аускультативного и осциллометрического каналов позволяет реализовать гибкие алгоритмы определения параметров АД (значений систолического, диастолического, среднего давлений) и тем самым повысить точность измерений и их надежность. Так, среднее АД измеряется осциллометрическим методом, даже в тех случаях, когда звуковые сигналы тонов очень слабы.

Мониторы АД имеют автоматический режим периодических измерений с интервалом времени от 1 до 60 минут, а также систему тревожной сигнализации при выходе измеряемых параметров за установленные границы. Технические характеристики мониторов АД, выпускаемые промышленностью, должны удовлетворять соответствующим стандартам.

Так, Европейский стандарт EN 106-3-97 определяет следующие характеристики измерителей артериального давления по точности:

- максимальная средняя погрешность измерения (математическое ожидание или систематическая погрешность) ± 5 мм рт.ст.;

- максимальное экспериментальное стандартное отклонение (статистическая погрешность) ± 8 мм рт.ст.

Для оценки этих величин в ряде стран разработаны национальные стандарты, протоколы и рекомендации для клинической верификации точности автоматических измерителей АД. Широкое распространение получили: Американский национальный стандарт на электронный или автоматический сфигмоманометр (AAMI/ANSI), Протокол Британского общества гипертонии для оценки устройств измерения давления.

Поскольку в измерителях АД процесс обработки сигналов часто полностью автоматизирован, то возможны ошибки и от-

клонения не только на этапе измерения давления в манжете и его осцилляций, но и на уровне алгоритмов обработки информации. Тестирование измерителей АД осуществляется в соответствии с национальными и международными стандартами и является обязательным элементом контроля перед началом его клинического применения.

В России действует ГОСТ Р 50267.30-99 (МЭЭ 60601-2-30-905) «Изделия медицинские электрические. Часть 2. Частные требования безопасности к приборам для автоматического контроля давления крови косвенным методом» [32] и находится в стадии утверждения стандарт, являющийся аутентичным переводом Европейского стандарта EN 1060-3-97 «Сфигмоманометры неинвазивные. Часть 3. Дополнительные требования к элетромеханическим системам измерения давления крови». В частности, в этих документах предусмотрены следующие технические параметры, которые должны выдерживаться при построении аппаратуры автоматической регистрации артериального давления:

- максимальное давление манжеты, достигаемое при нормальном применении, не должно превышать 300 мм рт. ст. для прибора, предназначенного для работы со взрослыми пациентами, и 150 мм рт. ст. для прибора, предназначенного для новорожденных;
- в любом режиме работы время, в течение которого давление в манжете выше 15 мм рт.ст., для прибора, предназначенного для работы со взрослыми пациентами, не должно быть более 180 с, и время, в течение которого давление в манжете выше 5 мм рт.ст. для изделий,
 - предназначенных для работы с новорожденными пациентами, не должно быть более 90 с;
 - время быстрого стравливания воздуха из пневматической системы с 260 до 15 мм рт.ст. не должно превышать 10 с, а для системы, работающей с неонатальным и младенческим возрастом, снижение давления со 150 до 5 мм рт.ст. не должно превышать 5 с.

В ГОСТ Р 50267.30-99 [32] предусмотрено наличие в приборе независимого от системы регулирования устройства, защищаю-

щего пациента от несанкционированных давлений в манжете при условии единичного нарушения.

Рассмотрим функциональные возможности некоторых типов мониторов артериального давления разных фирм-изготовителей (табл. 3.1).

Таблица 3.1.

Модель	Фирма-изготовитель	Функции
6100 Series, Series NBS	«Medical Inc.»	Автоматический осциллометр, измеритель и монитор; цифровой дисплей; систолическое, диастолическое, среднее АД и ЧСС, тревоги по всем параметрам; установка параметров сохраняется в энергонезависимой памяти; интерфейс RS232, встроенный термопринтер
«Medilog DX»	«Oxford Instr. Medical Systems Div.»	Амбулаторная мониторинговая система АД; запись информации об АД и ЧСС до 72 ч; программирование временных интервалов измерения; аускультативный метод; для повышения точности детектор тонов Короткова; настольное исполнение для помещений; редактирование в стандарте ПК
«BPAnalysis & Archive System»	«Po-Ne-Mah. Inc.»	Интерфейс с аналоговыми входами для клинических мониторинговых систем; возможен анализ давления до 16 каналов в реальном времени, включающий пик систолы, минимум диастолы, среднюю, пульсовую, мгновенную ЧСС, время пика давления, время выброса, тах/мин производная давления, процент времени восстановления; Q-A-интервал восстановления

DP2000A	«Pulse Metric Inc.»	Автоматический неинвазивный пульсовой динамический монитор АД в виде платы для ПК
«Ac-cutracker 11»	«Suntech. Medical Instr. Inc.»	Амбулаторный монитор АД; аускультативный метод; R-зубец разрешает измерение АД; систолическое, диастолическое, среднее АД и ЧСС, усреднение; отчет на принтере или на ПК
«Solar & Eagle Monitors»	«Marquett Electron. Inc.»	Неинвазивное и 2 инвазивных измерения давления; 4 кривых и цифровой дисплей ЭКГ, температуры, SaO ₂
«Deltram II»	«Utah. Medical Prodn. Inc.»	Интегральный датчик для инвазивного мониторинга давления; клапан сброса давления; универсальный разъем
ABPM-02	«Meditech»	Носимый монитор, запись данных в течение 24...48 ч, осциллометрический метод; число записей 300; масса 390 г; подключение к ПК

Рассмотренные технические решения ориентированы на использование манжеты, нарушающей движение крови в сосуде. Для регистрации пульсации крови в различных приборах используются:

- реографический метод, основанный на измерении изменений электрического сопротивления при пульсирующем потоке крови;
- фотоплетизмографический метод (абсорбционный или нефелометрический);
- ультразвуковой метод;
- акустический метод, основанный на использовании микрофона;
- механический метод, использующий накладные датчики давления.

Несмотря на обилие различного типа приборов для измерения АД к настоящему времени проблема длительного монито-

ринга этого жизненно важного параметра еще не считается до конца решенной. Поэтому продолжается поиск новых подходов к регистрации и обработке информации о величине давления в сосудистой системе на разных ее участках.

3.3. Ультразвуковые эхоскопы

В основу принципа работы ультразвуковых эхоскопов положена способность ультразвуковых колебаний отражаться от границ раздела физических структур, обладающих различным акустическим сопротивлением. При посылке зондирующего импульса ультразвуковых колебаний в исследуемое тело он распространяется в нем прямолинейно со скоростью, зависящей от свойств среды. От каждой расположенной на пути импульса границы акустической неоднородности часть ультразвуковой энергии отражается, остальная энергия продолжает распространяться вглубь тела, постепенно затухая из-за поглощения в среде. Чем больше энергия ультразвукового импульса, тем глубже он проникает в исследуемое тело. При отражении ультразвуковой энергии соблюдается закон, согласно которому угол отражения равен углу падения. Поэтому, если отражающая граница расположена нормально к направлению распространения ультразвукового импульса, отраженный импульс будет двигаться в обратном направлении по тому же пути и достигает поверхности в той же точке, что и зондирующий импульс. Отраженные импульсы достигают поверхности тела тем позже, чем глубже расположена отражающая граница. Если скорость распространения в структурах тела имеет примерно постоянную величину, то время между посылкой ультразвукового импульса и приходом отраженного сигнала пропорционально глубине расположения отражающей структуры. Таким образом, если регистрировать отраженные сигналы и время их прихода, можно получить представление о внутреннем строении тела в направлении распространения ультразвукового луча.

В современной медицинской аппаратуре для возбуждения в биообъекте ультразвуковых колебаний и приёма отраженных или преломленных волн используются пьезоэлектрические преобра-

зователи. Прямой пьезоэлектрический эффект заключается в появлении электрических зарядов на поверхности пластины из пьезоэлектрика при его деформации. При изменении знака деформации (сжатие–растяжение) меняется и знак поляризации пластины. Обратный пьезоэлектрический эффект возникает при внесении пьезоэлектрической пластины в переменное электрическое поле, направление которого перпендикулярно поляризующимся поверхностям пластины. Пластина под воздействием электрического поля подвергается деформации (попеременному сжатию и растяжению).

В медицинских приборах используют в основном деформацию растяжения – сжатия по толщине, причем обратный пьезоэффект используется для возбуждения продольных ультразвуковых волн, а прямой - для приёма этих же волн. В качестве основного материала применяют керамические пьезоматериалы.

Существует множество различных конструкций пьезоэлектрических преобразователей. Наиболее простой из них является конструкция точечного совмещенного нормального преобразователя (рис. 3.17,а).

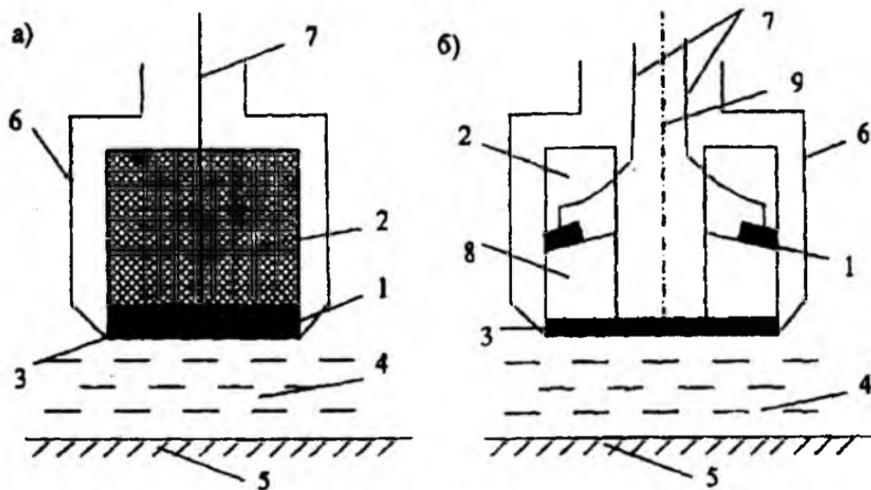


Рис. 3.17. Схема точечного совмещенного нормального преобразователя (а) и раздельно-совмещенного (б).

Преобразователь контактирует с биообъектом 5 через контактную среду 4. Пьезопластина 1 обычно имеет толщину, равную половине длины волны ультразвука в данном пьезоматериале на рабочей частоте. Противоположные грани пластины покрываются металлом (обычно серебром) методом вакуумного электронного осаждения. Выводы от электродов 7 пьезопластины припаиваются легкоплавким припоем с помощью тонкой серебряной фольги. Демпфер 2 служит для гашения свободных колебаний пьезопластины, что необходимо для генерирования коротких ультразвуковых импульсов, используемых в эхолокации. В противном случае пластина продолжала бы колебаться после снятия возбуждающего напряжения. Материалом для демпфера чаще всего служат искусственные смолы (компаунды) с добавками порошка-наполнителя из твердых материалов. Для уменьшения отражений ультразвука от противоположной грани демпфера на этой грани делают гасящие канавки или покрывают тем же, но вспененным материалом. Рабочую поверхность пьезопластины защищает от механических повреждений и истирания протектор 3, выполняемый чаще всего из полиуретана. Толщина протектора, как правило, выбирается равной четверти длины волны ультразвуковых колебаний (УЗ) в материале протектора на рабочей частоте. Для экранирования преобразователя его корпус 6 выполняют из металла или металлизированной пластмассы. Для соединения преобразователя с электронным блоком используют коаксиальный кабель с волновым сопротивлением 75 Ом. В этом преобразователе совмещены функции генерирования и приёма ультразвуковых колебаний. Приём осуществляется во время паузы между генерируемыми импульсами. Переключение датчика от генератора усилителю производится электронными коммутаторами.

При малых углах падения и небольшой толщине объекта используются раздельно-совмещенные преобразователи (рис. 3.18,б), в которые встроены два наклонных УЗ-преобразователя с небольшими углами падения. Один из них используется для возбуждения акустических колебаний, а другой - для приема отраженных волн. Для предотвращения попадания прямой волны от генераторной пластины к приемной между ними расположен аку-

стический экран 9, имеющий с обеих сторон воздушную прослойку.

Использование рассмотренных вариантов датчиков позволяет фиксировать звуковые волны, отраженные и рассеянные от различных структур биообъекта. Отраженные от разных структур эхосигналы имеют временную задержку относительно импульса зондирования на время, пропорциональное глубине залегания неоднородностей, а амплитуда отраженного сигнала будет зависеть от отражательной способности зондируемых поверхностей, глубины их залегания и ряда других факторов. В первом приближении можно считать, что амплитуда отраженного сигнала уменьшается экспоненциально в зависимости от времени задержки. Поэтому для усиления эхосигнала часто применяют усилители, коэффициент которых экспоненциально (логарифмически) увеличивается с течением времени до получения сигналов от самых удаленных слоев биообъекта.

Рабочий диапазон диагностических УЗ-систем (исходя из требований необходимой проникающей и разрешающей способности) лежит в пределах от 1 до 15 МГц.

Развитие техники эхоскопов позволило создать приборы и системы, способные формировать высококачественные двумерные изображения сканируемых органов. Этот класс систем, получивший название УЗ-томографов, будем рассматривать в разделе приборов биологической интроскопии. Здесь же подробнее остановимся на приборах, регистрирующих одномерные эхограммы, работающих в так называемом А-режиме. В этом режиме одномерная эхограмма может быть представлена как классическая осциллограмма отраженных от различных структур ультразвуковых сигналов. Эти сигналы усиливаются и подаются на вход усилителя вертикального отклонения луча (вход Y осциллографа). Горизонтальная развертка осуществляется генератором пилообразного напряжения, причем скорость развертки подбирается такой, чтобы на экране электронно-лучевой трубки (ЭЛТ) отображались импульсы всех структур, выбранных для анализа. Начало развертки синхронизируется излучаемым УЗ-импульсом. В этом режиме расстояние (по горизонтали) от начала развертки определяется глубиной залегания искомой неоднородности от поверхно-

сти объекта, а амплитуда - отражающей способностью соответствующей поверхности раздела.

Следует иметь в виду, что амплитуда отраженных сигналов сильно зависит от многих, иногда трудно учитываемых факторов. Для уменьшения влияния этих факторов применяют системы временной регулировки усиления отраженных сигналов (ВРУ) путем использования усилителей с управляемым коэффициентом усиления. Управляющий сигнал вырабатывается из расчета компенсации среднего (для данной среды) затухания ультразвука и с учетом расхождения ультразвукового луча (рис. 3.18).

При иммерсионных способах контроля для запуска развертки обычно используют импульс, отраженный от передней стенки объекта. Это позволяет избавиться от «мешающей» информации, характеризующей свойство контактной среды.

Современные эхоскопы снабжены так называемыми «лупами» времени, позволяющими развернуть на всю ширину экрана ЭЛТ любой участок эхограммы. Достигается это увеличением частоты работы генератора развертки при возможности сдвига начала развертки на произвольно задаваемый интервал времени.

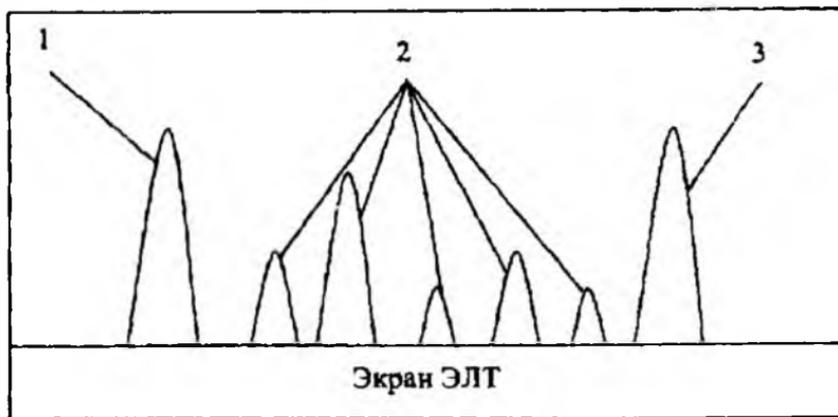


Рис. 3.18. Получение эхограммы в А-режиме: 1 - зондирующий импульс; 2 - импульсы, отраженные от внутренних структур объекта; 3 - то же, от задней поверхности объекта (донный импульс).

Визуализация в А-режиме не позволяет изображать структуры объектов, а показывает лишь глубину залегания объектов в определенной точке.

В качестве первого примера рассмотрим структуру и принцип работы прибора типа ЭОС-22 для ультразвукового исследования глаза и орбиты - *эхоофтальмоскопа* (рис.3.19), состоящего из электронного блока и ряда ультразвуковых зондов. Зонд прикладывается излучающей поверхностью к глазу пациента. Работа происходит в импульсном режиме.

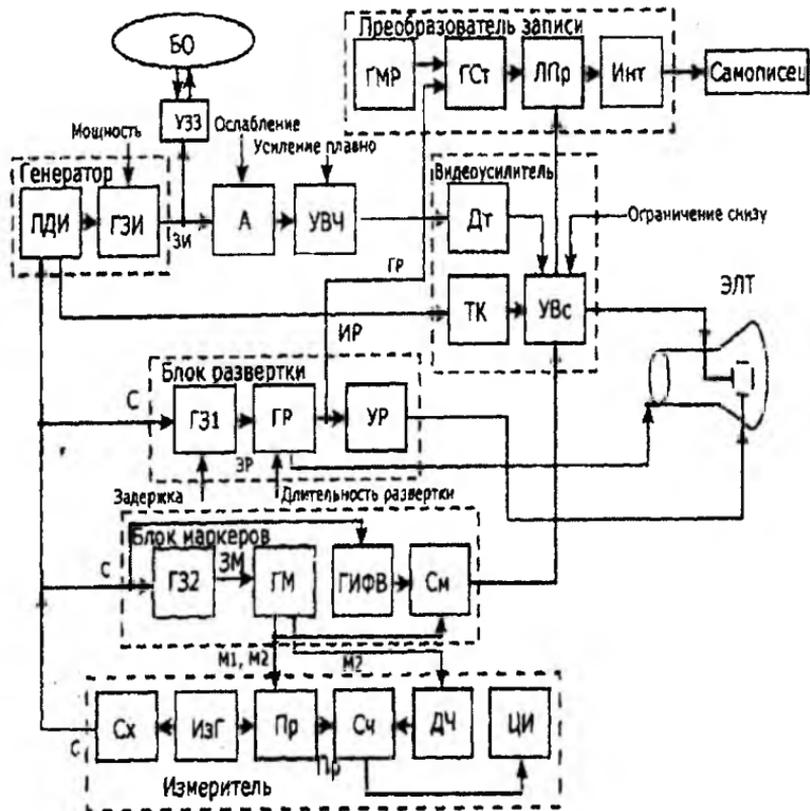


Рис.3.19. Структурная схема эхоофтальмоскопа типа ЭОС-22.

Возбуждаемый электрическим импульсом пьезоэлектрический элемент излучает в глаз периодически повторяющиеся короткие импульсы ультразвуковых колебаний. В паузах между излучениями этот же элемент принимает отраженные от неоднородностей тела ультразвуковые сигналы и преобразует их в импульсы электрических колебаний. В электронном блоке импульсы усиливаются, преобразуются и подаются на электронно-лучевой индикатор, вызывая отклонение светового пятна по вертикали. Горизонтальное отклонение светового пятна электронно-лучевой трубки, пропорциональное расстоянию, пройденному излученным импульсом, создается с помощью находящегося в электронном блоке генератора развертки.

В этой схеме блок *развертки* обеспечивает отклонение луча ЭЛТ по горизонтали, запускается импульсами синхронизации, вырабатываемыми синхронизатором (Сх) измерителя, который, в свою очередь, запускается кварцевым измерительным генератором (ИзГ). Импульс синхронизации «С» управляет первым генератором задержки Т31), который вырабатывает импульс «ЗР» регулируемой длительности, устанавливаемой потенциометром «Задержка» с передней панели прибора в соответствии с временной диаграммой. Передним фронтом «ЗР» запускается генератор развертки (ГР), вырабатывающий импульс пилообразного напряжения «ИР» плавно регулируемой потенциометром длительностью, выведенным на переднюю панель прибора. В усилителе развертки (УР) напряжение усиливается до величины, обеспечивающей полное отклонение луча ЭЛТ. Блок маркеров служит для формирования на эхограмме отметок расстояния, между которыми требуется проводить измерение времени. В этом блоке второй генератор задержки (Г32) запускается от синхроимпульса «С» и вырабатывает импульс с регулируемой длительностью «ЗМ». Передним фронтом импульса «ЗМ» генератор маркеров (ГМ) вырабатывает два коротких импульса - «М1» и «М2». Временное положение маркера «М2» относительно маркера «М1» регулируемое, ручки регулирования положения маркеров выведены на переднюю панель прибора. С выхода ГМ импульсы «М1» и «М2» поступают на смеситель (См), на второй вход которого поступает прямоугольный сигнал с выхода генератора

импульса фиксации уровня видеосигнала (ИФВ). Этот импульс длительностью 1,5-2 мкс расположен между импульсами развертки и синхронизации. Результат работы смесителя представлен временной диаграммой. С выхода смесителя сигналы передаются на один из входов усилителя видеосигналов (УВс), где смешиваются с остальными видеосигналами. Сигнал от 4ФВ на экране не наблюдается, поскольку на интервал развертки не попадает. Импульсом «М1» включается пропускатель (Пр) измерителя, который начинает пропускать импульсы с измерительного генератора (ИзГ) на счетчик (Сч). Импульсом «М2» пропускатель выключается и импульсы в счетчик не поступают. Таким образом, в счетчике будет сформирован двоичный код, определяющий длительность интервала между маркерами, который индицируется цифровым индикатором (ЦИ) измерителя. Частота работы ИзГ подобрана таким образом, что показание индикатора равно расстоянию между маркерами в миллиметрах (для скорости ультразвука 1560 м/с). В делителе частоты (ДЧ) происходит деление на тысячу частоты следования сигнала маркера «М2». Выходной сигнал делителя частоты подается на установочный вход счетчика, обеспечивая смену показаний ЦИ с частотой 3 Гц в моменты времени, соответствующие маркеру «М2». Цифровой индикатор имеет три разряда и обеспечивает индикацию светящимися цифрами десятков, единиц и десятых долей миллиметров.

Генератор состоит из преобразователя длительности импульса (ПДИ) и генератора зондирующих импульсов (ГЗИ). На ПДИ поступает импульс синхронизации «С». С выхода преобразователя снимаются два импульса разной длительности, задержанные относительно импульса синхронизации на 12-14 мкс. Один импульс длительностью 0,1 мкс используется для запуска генератора зондирующих импульсов, второй - около 0,25 мкс - подается в видеоусилитель.

Генератор зондирующих импульсов вырабатывает мощный импульс «ЗИ» (см. рис. 3.21,з), возбуждающий пьезоизлучатель зонда. Задержка на 12-14 мкс обеспечивает удобство наблюдения начала импульса на развертке. На лицевую панель выведена ручка плавной регулировки мощности зондирующего импульса.

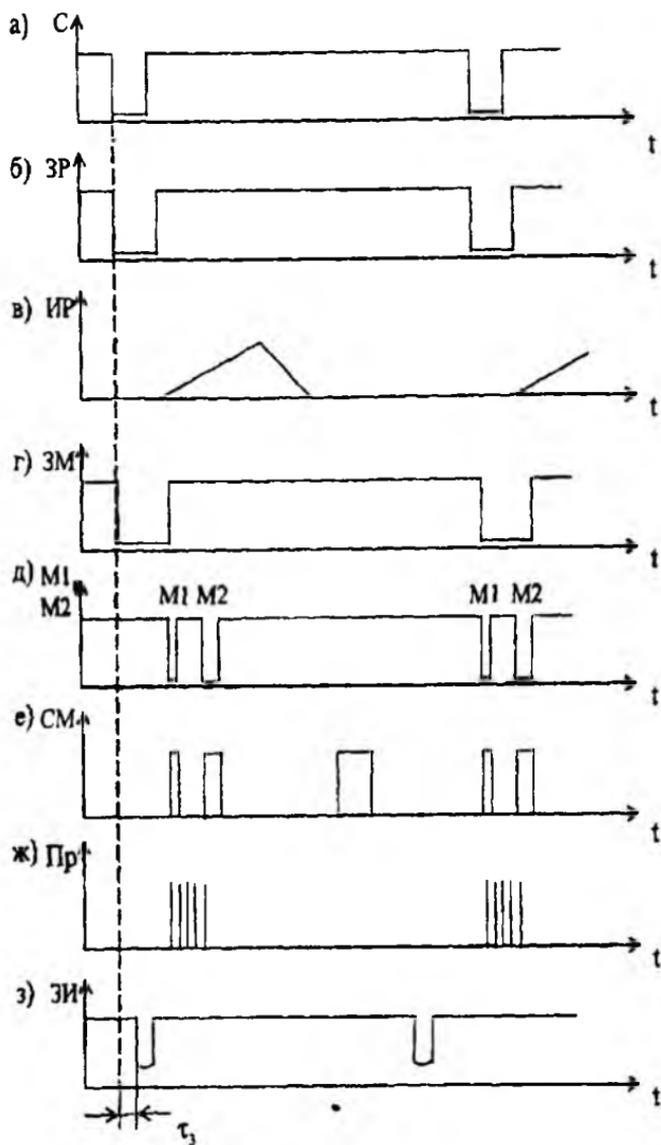


Рис. 3.20. Временные диаграммы работы блока развертки (а-в), блока маркеров (г-е), измерителя (ж) и генератора (з).

Аттенюатор (А) обеспечивает калиброванное ступенчатое ослабление сигналов, поступающих с ультразвукового зонда (УЗЗ) на вход усилителя высокой частоты (УВЧ). Ручки переключения ослабления выведены на лицевую панель. В *усилителе высокой частоты* происходит усиление поступающих с зонда сигналов до величины, достаточной для обеспечения линейного детектирования в детекторе. Коэффициент усиления регулируется плавно. Ручка регулировки выведена на лицевую панель. В *видеоусилителе* сигналы детектируются детектором (Дт) и усиливаются УВс до величины, обеспечивающей полное отклонение луча ЭЛТ. Здесь же происходит смешивание видеосигнала с маркерными импульсами и импульсом фиксации уровня видеосигнала. В видеоусилителе предусмотрено также регулируемое ограничение сигнала снизу. Ручка регулировки ограничения выведена на лицевую панель. Кроме того, в видеоусилителе находится транзисторный ключ (ТК), который обеспечивает короткое замыкание выхода одного из каскадов усилителя на время, определяемое длительностью поступающего на ключ импульса с преобразователя длительности импульса, находящегося в блоке генератора. Когда ключ замкнут, сигнал на выходе усилителя отсутствует. Разомкнутый ключ не оказывает влияние на видеосигнал, который в этом случае беспрепятственно проходит на пластины ЭЛТ. Начало импульса, замыкающего транзисторный ключ, по времени совпадает с началом генераторного сигнала, а длительность импульса выбрана 0,25 мкс, что соответствует времени прохождения ультразвуком согласующего слоя зонда. Таким образом, на изображении генераторного импульса на экране ЭЛТ отсутствует начальный участок, по протяженности равный толщине согласующего слоя зонда. Это позволяет избежать ошибки за счет толщины согласующего слоя, возникающей при измерении с помощью подвижных маркеров расстояний от поверхности глаза до какой-либо внутренней структуры.

Назначение *преобразователя записи* - привести высокочастотный процесс, каким является эхоофтальмограмма, к виду, позволяющему записать его с помощью чернильного самописца, имеющего ограниченную полосу пропускания. Иными словами, в преобразователе записи осуществляется замедление регистри-

руемого периодического процесса во времени. Замедление производится путем взятия, с помощью узкого стробимпульса, коротких «проб» из каждого периода, причем момент стробирования медленно продвигается вдоль оси времени процесса, а полученное в стробе значение сигнала запоминается до получения следующей «пробы».

Рассмотрим принцип работы блока преобразователя записи (см. рис. 3.21). Генератор медленной развертки (ГМР) работает в автоколебательном режиме и выдает импульсы длительностью 1 с с частотой следования около 1,5 с. Генератор строб-импульса (ГСт) представляет собой компаратор, на один из входов которого подается пилообразный импульс генератора медленной развертки «ГМР», на другой - импульсы пилообразного напряжения основной развертки «ГР» (рис. 3.21,а-б). На выходе компаратора образуется прямоугольный импульс, фронт которого соответствует моменту равенства обоих пилообразных импульсов на входах ГСт_{вн} (рис. 3.21,в). Из этого фронта формируется короткий строб-импульс ГСт, положение которого относительно начала развертки плавно изменяется от периода к периоду (рис. 3.21,г). Строб-импульс подается на линейный пропускатель (ЛПр), на другой В5фд которого подается видеосигнал «ВС» (рис. 3.21,д). На выход линейного проходит только во время действия строб-импульса. Таким образом, на выходе линейного пропускателя наблюдаются сигналы, равные по длительности строб-импульсу, а по амплитуде - видеосигналу «ЛПр» (рис. 3.21,е). Эти сигналы подаются на интегратор (Инт), где происходит выделение огибающей, которые представляют собой замедленный видеосигнал «Инт» (рис. 3.21,ж).

Для записи эхоофтальмограммы на бумагу к выходу интегратора подключается самописец Ю38, а для визуального наблюдения используется ЭЛТ. На временные пластины ЭЛТ подается линейно изменяющееся во времени напряжение развертки с выхода блока развертки, на сигнальные пластины - сигналы с выхода видеоусилителя.

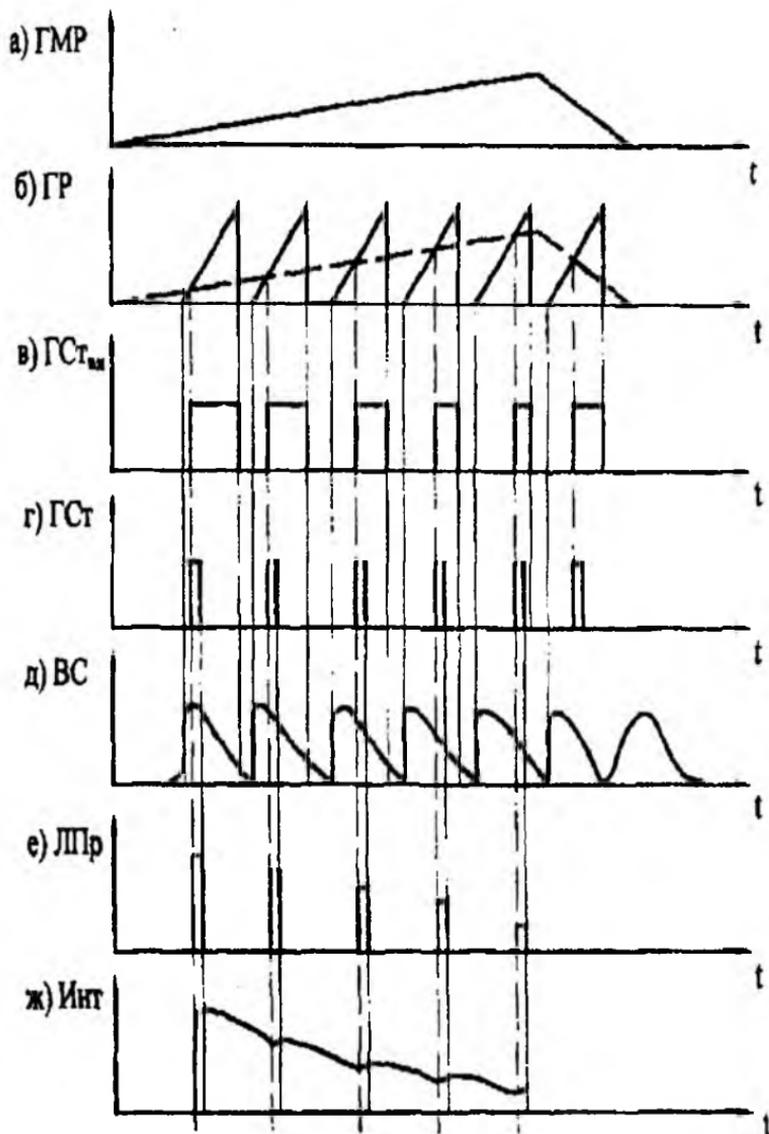


Рис. 3.21. Временные диаграммы работы преобразователя записи.

-двумерной пьезоматрицы с треугольными пьезоэлементами, позволяющими образовывать зондирующие элементы как в форме квадрата, так и в форме круга;

-коаксиально-кольцевой решетки, состоящей из кольцевых пьезоэлементов, вложенных один в другой, в центре которой расположен круглый пьезоэлемент Рабочий цикл устройства начинается синхроимпульсом «С» (рис. 3.24,а), следующим с частотой 250 Гц, который с выхода синхронизатора (Сх) поступает на установочный вход счетчика (Сч), обнуляя его, и на первый вход блока управления ЭЛТ (БУ ЭЛТ) для управления разверткой «Р» (рис. 3.24,б). Генератор возбуждения (ГВ) через открытые ключи первого многоканального ключа (МК1) возбуждает соответствующие пьезоэлементы многоэлементного ультра-звукового зонда (УЗЗ).

Ультразвуковые колебания «У», достигнув искомой структуры головного мозга (внутричерепные артерии, желудочки головного мозга и т. д.), отражаются от его стенки, воспринимаются теми же пьезоэлементами и преобразуются ими в электрические сигналы, которые на аналоговом входе первого многоканального ключа (МК1) суммируются «СМ» (рис. 3.23,в). В приемнике (Пр) обеспечивается защита входных цепей от высоковольтных зондирующих импульсов генератора возбуждения, усиление и детектирование. С выхода приемника усиленный сигнал «УС» (рис. 3.23,г) подается на первый вход сумматора (См).

Генератор строба (ГСт) на выходе вырабатывает короткий импульс строба «Ст» (рис. 3.23,д), временное положение которого относительно синхроимпульса определяется задатчиком (Зд). В сумматоре импульс строба.

С помощью метки строба определяют глубину залегания исследуемой структуры, а по ней - минимальную ближнюю зону, в которой расположена исследуемая структура, и согласно ее порядковому номеру - соответствующий зондирующий элемент.

Временное положение импульса строба относительно синхро-импульса определяется следующим образом. Импульсом с синхронизатора («С») триггер (Тг) устанавливается в единичное состояние, открывая элемент И, который начинает пропускать от генератора импульсов (ГИ) счетные импульсы «Х» (рис. 3.23,з) в

Сч. Импульсом строба «ИСт» триггер устанавливается в нулевое состояние, закрывая элемент И (рис. 3.23,ж).

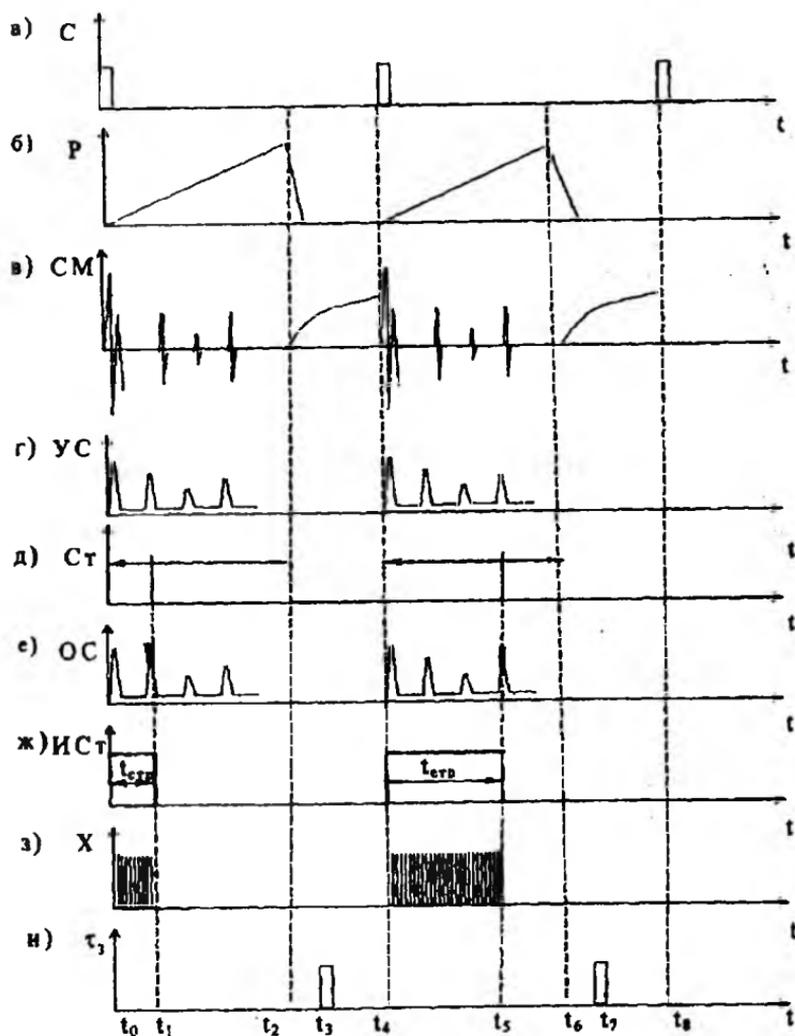


Рис. 3.23 Временные диаграммы работы устройства для ультразвуковой локации мозга.

Счетчик организован таким образом, что на его выходе формируется $(m+n)$ -разрядный двоичный код, в котором из старших двоичных разрядов несут информацию о порядковом номере минимальной ближней зоны, в которой расположена метка строба, а из младших двоичных разрядов - о местоположении метки относительно границ двух соседних ближних зон, между которыми она расположена.

Старшие разряды сформированного двоичного кода подаются на цифровой вход буферного регистра (Рг), и по окончании приема отраженных эхо-сигналов по импульсу t_3 , выработанному на выходе блока задержки (БЗ) (рис.3.23.б,и), записываются в Рг.

Под управлением данного кода с помощью кодопреобразователя (КП) и ключа МК1 происходит включение тех пьезоэлементов, которые формируют необходимый зондирующий элемент многоэлементного зонда, при этом кодопреобразователь преобразует входной m -разрядный код в k -разрядный код управления первым многоканальным ключом (МК1). Набор из k -ключей осуществляет коммутацию пьезоэлементов на выход генератора возбуждения и вход приемника. Одновременно под управлением этого же кода с помощью дешифратора (Дш), преобразующего m -разрядный двоичный код в g -разрядный код управления, и многоканального ключа (МК2), состоящего из k ключей с двойной проводимостью, происходит подключение одной из индуктивностей набора индуктивностей (НИ) параллельно зонду, образуя при этом совместно с его активными пьезоэлементами параллельный колебательный LC-контур.

Описанная последовательность действий циклически с частотой 250 Гц повторяется. Формирование (в зависимости от глубины залегания исследуемой структуры) зондирующего элемента с необходимыми геометрическими размерами осуществляется путем изменения положения задатчика (Зд) так, чтобы метка строба, высвечиваемая на экране ЭЛТ под управлением импульса строба, была совмещена с участком на эхограмме, несущем информацию об исследуемой структуре. Тогда под управлением того же импульса строба на выходе счетчика формируется m -разрядный код порядкового номера минимальной ближней зоны, в которой расположена исследуемая структура.

Для уменьшения количества проводников, идущих от корпуса многоэлементного ультразвукового зонда, представляющего собой выносной узел устройства, кодопреобразователь и первый многоканальный ключ необходимо размещать в корпусе зонда.

В качестве примера реализации ультразвукового эхоскопа с микропроцессорным управлением рассмотрим структуру и принцип работы промышленного эхоофтальмометра типа ЭОМ-24 (рис. 3.24):

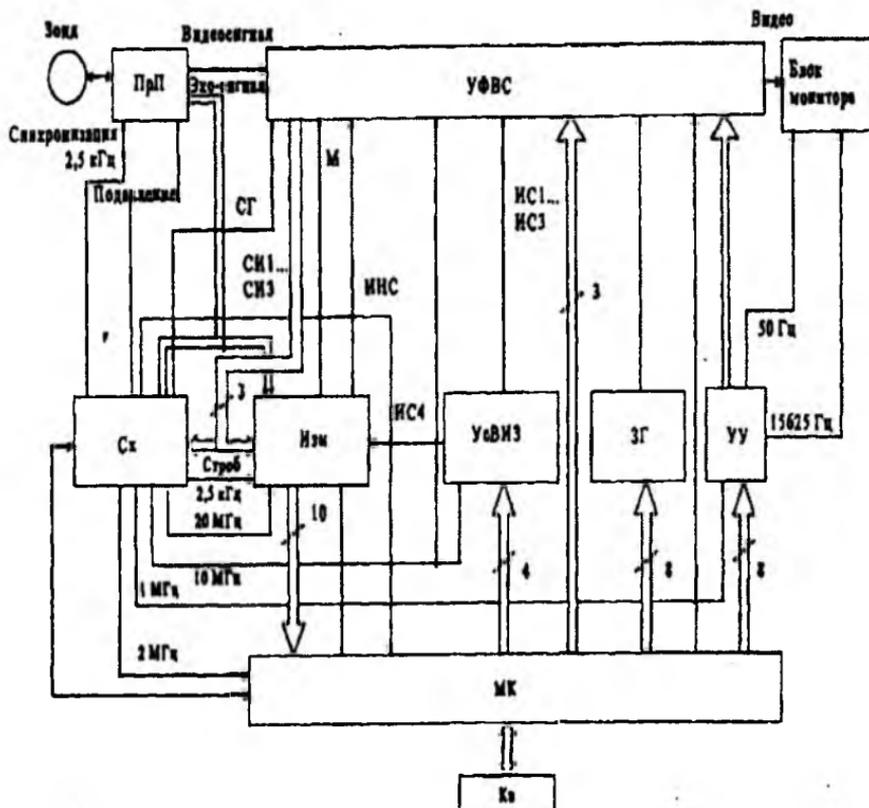


Рис.3.24. Структурная схема электроофтальмометра типа ЭОМ-24.

1) автоматическое измерение трех размеров в направлении оси с одновременным выведением на экран ЭЛТ эхограммы глаза, результатов измерений стробирующих сигналов и индикаторных меток (режим Ав.);

2) автоматическое измерение толщины роговицы и выведение на экран результатов (режим Р);

3) получение на экране одной эхограммы и измерение по ней с помощью визирных линий (режим А);

4) получение на экране двух эхограмм в уменьшенном по амплитуде масштабе и измерение по ним с помощью визирных линий (режим А/А).

Этот прибор предусматривает возможность работы в четырех режимах:

Формирование зондирующего импульса для возбуждения пьезопластин зонда осуществляется приемопередатчиком (ПрП) по импульсному сигналу «Синхронизация» длительностью 1-2 мкс, вырабатываемому синхронизатором (Сх), следующему с частотой 2,5 кГц (рис. 3.26,а). Этот сигнал поступает на вход схемы формирования импульсов зондирования (СФИЗ) *приемопередатчика*, структурная схема которого приведена. Во всех режимах, кроме режима автоматического измерения толщины роговицы (режим Р), СФИЗ по фронту импульса «Синхронизация» формирует короткий отрицательный импульс, который усиливается усилителем зондирующего импульса (УЗИ) до напряжения 70-80 В. Усиленный сигнал «ЗИ» подается на пьезопластины зонда (рис. 3.25,б), а отраженные сигналы «ОС» (рис. 3.25,в) с ультразвукового зонда (УЗЗ) через диодный ограничитель (ДО) поступают на вход 1 усилителя принимаемых импульсов (УПИ) (см. рис. 3.25). Характерной особенностью этого усилителя является то, что в его цепях отрицательной обратной связи стоят управляемые напряжением сопротивления, выполненные на полевых транзисторах, что позволяет управлять коэффициентом передачи УПИ. Зависимость коэффициента усиления от напряжения на входе 2 экспоненциальная.

Необходимость такого управления определяется тем, что амплитуда отраженного сигнала от более удаленных от поверхности

слюев биообъекта резко падает из-за поглощения ультразвуковых колебаний биотканями.

1.4.4 Аппараты для исследования неэлектрических характеристик организма

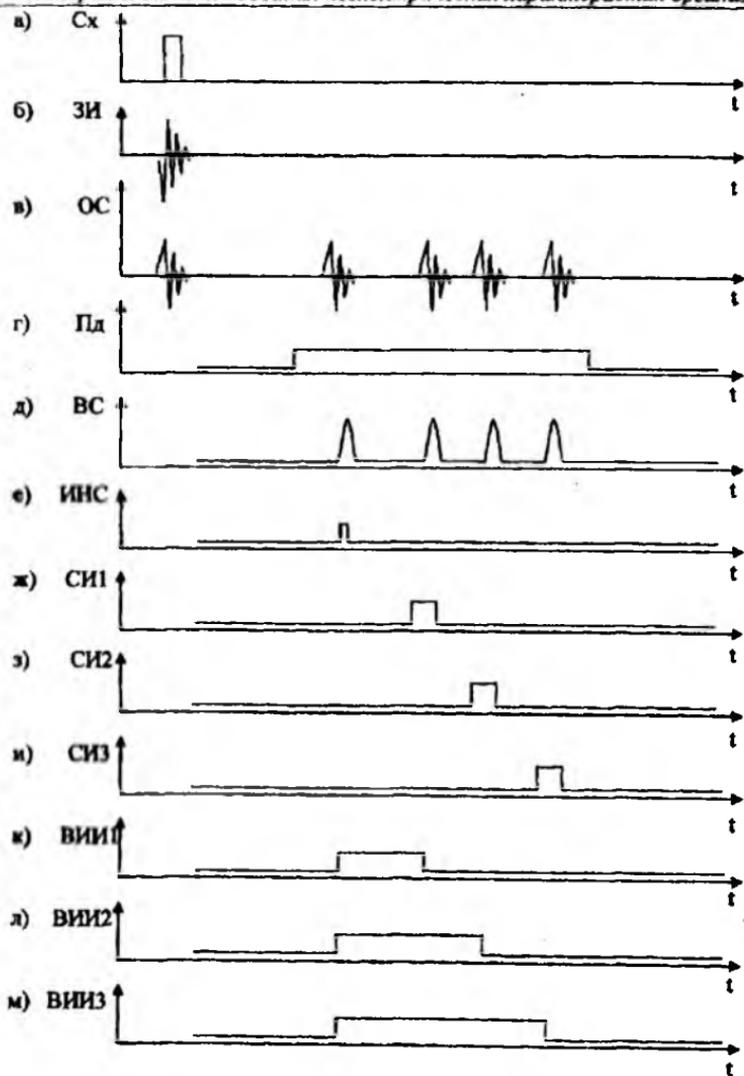


Рис. 3.25. Временные диаграммы работы эхоофтальмометра ЭОМ-24.

Поэтому, чтобы сохранить качество принимаемого сигнала, независимо от глубины залегания исследуемых элементов биообъекта в схемах усилителей приемных трактов ставят схемы временной автоматической регулировки усиления (ВАРУ). ВАРУ управляет работой УПИ по второму входу в зависимости от выбираемого режима работы.

«Подавление» ключом К4 к неинвертирующему входу операционного усилителя ОУ1 через ключи К1, К2 или К3 подключаются напряжения, формируемые резисторами R1, R2, R3, в зависимости от выбранных режимов работы (Р, Авт., А, А/А). При этом резистор R4 настроен таким образом, что напряжение на выходе ОУ1 превышает величину -6 В, что задает по второму входу минимальное усиление для УПИ.

При подаче на управляемый вход ключа К4 сигнала «Подавление» установочные напряжения с регистров R1...R3 отключаются от входа ОУ1, включая схему ВАРУ. Автоматическая регулировка усиления реализуется следующим образом. Ёмкость С1, заряженная напряжением с установочных сопротивлений R1...R3, при приходе сигнала «Подавление» начинает разряжаться через сопротивление R7.

Уменьшающееся напряжение на этой емкости через ОУ1 передается на второй вход УПИ, увеличивая во времени его коэффициент усиления, доводя его до максимального при приеме импульсов, отраженных от самых дальних структур зондируемого биообъекта.

С выхода УПИ усиленные отраженные сигналы поступают на вход трансформатора (Т), который формирует эхо-сигнал для управления работой синхронизатора и измерителя (см. рис. 3.25). Кроме этого, эхо-сигнал детектируется двуполупериодным выпрямителем (ВДПП), формируется фильтром низкой частоты (ФНЧ) и усиливается видеосулителем (ВУ), в результате чего формируется видеосигнал «ВС» (см. рис. 3.26,д), который передается в устройство формирования видеосигнала (УФВС; см. рис. 3.25). В режимах А и А/А коэффициент усиления ВУ может регулироваться внешним сопротивлением R2.

Синхронизатор обеспечивает временную синхронизацию работы всех блоков устройства (рис. 3.26). Основным задатчиком

импульсосинхронизатора является кварцевый генератор (КвГ), который через блок делителей частоты (БДЧ) вырабатывает синхросигналы частотой: 2,5 кГц - для запуска передатчика; 2 МГц - для запуска таймера микроконтролера; 10 МГц - для синхронизации устройства визирного и устройства запоминающего (УВИЗ); 1 МГц - для синхронизации устройства управления (УУ); 20 МГц - для измерителя (см. рис. 3.23).

С помощью блоков задержки БЗ1 и БЗ2, после прохождения сигнала «Синхронизация», по установочным входам триггера Тг2 формируется импульс «Подавление» для приемопередатчика. Блоки задержки БЗ1 и БЗ2 настраиваются таким образом, что задержка импульса «Подавление» относительно сигнала «Синхронизация» составляет 25 мкс (5 мкс в режиме Р), а длительность импульса - 65 мкс (84 мкс в режиме Р). Коммутация величины задержки осуществляется сигналом с микроконтролера «Режим Р».

Отраженные эхо-сигналы с приемопередатчика поступают на входы схемы детектора эхо-сигнала (ДЭС), где они детектируются и передаются на входы компараторов Кп1 ...4. Уровень срабатывания компараторов (пороговые напряжения $U_{п1...4}$) выбран равным амплитуде, близкой к максимальной от сигналов, полученных при отражении: от конца акустической линии задержки, соответствующей передней поверхности роговицы глаза - $U_{п1}$ для Кп1; передней камеры - $U_{п2}$ для Кп2; хрусталика - $U_{п3}$ для Кп3; сетчатки глаза - ТЛД для Кп4. По первому принятому эхо-сигналу срабатывает Кп1.

Чтобы избежать преждевременного формирования импульса начала счета «ИНС», для запуска других блоков прибора в схеме синхронизатора сделана задержка на триггере Тг1, схеме И1 и элементах R1, C1. Сформированный импульс «ИНС» (см. рис. 3.26,е) сообщает измерителю о начале формирования измеряемых временных интервалов, УФ ВС готовит к записи видеоинформацию и информирует МК о начале цикла измерений (см. рис. 3.23).

Для исключения ложных измерений при неверной установке зонда в направлении оптической оси глаза, при которой амплитуда отраженных сигналов не достигает своего максимального значения, в схеме синхронизатора установлен второй счетчик (Сч2), подсчитывающий количество принятых эхо-сигналов.

В режимах, отличных от режима Р, срабатывание триггеров Тг3, Тг4 и Тг5 через схемы И6 и ИЛИ добавляет во второй счетчик единицу. Отсчитав сто импульсов, счетчик Сч2 вырабатывает сигнал, запускающий схему формирования сигнала готовности (СФСГ), который формирует сигнал «Запись измерения» для измерителя и сигнал готовности «СГ», оповещающий остальные блоки прибора о том, что следующую серию эхо- и видеосигналов следует использовать для проведения соответствующих измерений.

В случае отсутствия одного из эхо-сигналов в пределах строба хотя бы при одном цикле зондирования, требуемое число не накапливается. Счетчик Сч2 обнуляется сигналом с Сч1 на 100, и следовательно, сигналы «Запись измерения» и «СГ» не вырабатываются. В этом случае МК (см. рис. 3.25) сбрасывает элементы памяти СФСГ сигналом «Сброс готовности». При работе в режиме Р подсчет контрольных эхограмм счетчиком Сч2 осуществляется по сигналу «СИ1» через триггер Тг3 и элементы И7 и ИЛИ.

Измерение временной задержки между сигналами от роговицы глаза и последующими эхо-сигналами, выделенными с помощью стробов, размещенных на временной оси микроконтроллером, осуществляется в измерителе.

Сигналом «ИНС» от начала счета синхронизатора включаются три схемы формирования временных интервалов измерителя (Изм) - ВИИ1...ВИИ3 (см. рис. 3.26,к-м). Каждый импульс отраженной ультразвуковой волны, выделенный в измерителе с помощью стробов СИ 1...СИ3, включает схемы формирования временных интервалов. Таким образом, длительность первого временного интервала будет пропорциональна расстоянию между первым и вторым эхо- сигналами, второго - между первым и третьим, третьего - между первым и четвертым.

Сформированные временные интервалы преобразуются в код путем заполнения их тактовыми импульсами частотой 20 МГц и последующего подсчета числа этих импульсов. Схема измерителя выполнена таким образом, что результаты измерений суммируются за сто циклов зондирования с последующим делением их на сто. Это обеспечивает усреднение получаемых значений кодов

временных интервалов и повышает точность и надежность измерения. Результаты измерений передаются в микроконтроллер для дальнейшей обработки и подготовки для отображения на экране ЭЛТ блока монитора через знакогенератор ЗГ (см. рис. 3.23).

Устройство визирное (УсВиз) предназначено для формирования измерительных визирных линий на экране монитора, обеспечивающих измерение расстояний по зафиксированной в режиме стоп-кадра эхограмме глаза.

Визирные линии формируются построчно, синхронно с эхограммой глаза, на экране монитора. Временной интервал между ними по потоку импульсов «ИС4» автоматически измеряется измерителем путем заполнения тактовой частотой 10 МГц. Расчет расстояния между визирами выполняется микропроцессором с учетом калибровочной скорости распространения ультразвука. Управление визирными линиями осуществляется с клавиатуры.

По сигналу готовности со стороны синхронизатора (Сх) микроконтроллер считывает полученные в измерителе значения, рассчитывает по ним размеры структур глаза с учетом нормировочного значения скорости для каждой структуры, хранимой в памяти микроконтроллера, и выводит результаты через ЗГ на экран монитора. *Знакогенератор* служит для преобразования кодов с микроконтроллера в цифровые и буквенные символы для блока монитора. С помощью знакогенератора отображается также шкала под эхограммой.

Устройство управления (УУ) формирует: коды адреса строк гистограммы, коды для устройства формирования видеосигнала, коды адреса строк служебной информации, символов, шкалы, а также синхроимпульсы (кадровый - 50 Гц и строчный - 15625 Гц) разверток для блока монитора. В режиме Авт. и А устройством управления формируются коды для отображения одной эхограммы, а в режиме А/А - двух эхограмм в уменьшенном по амплитуде масштабе.

Блок монитора содержит генератор кадровой развертки, генератор строчной развертки, видеоусилитель и кинескоп, на экране которого формируется частотная растрейка (растр) телевизионного типа с частотой: строк - 15625 Гц и кадров - 50 Гц.

Одним из наиболее специфических блоков прибора ЭОМ-24 является устройство формирования видеосигнала, которое включает в себя: оперативное запоминающее устройство (ОЗУ) для временного хранения кода сигнала эхограммы, кода маркеров и кода стробов; триггер (Тг); счетчик адреса (СчА); схему задержки (СЗ); аналогово-цифровой преобразователь (АЦП); блок задержки (БЗ); компаратор (Кп); схему формирования импульсов записи и хранения (СФИЗ/Х) и схему формирования видеосигнала (СФВС).

Оперативное запоминающее устройство состоит из девяти микросхем. В шести микросхемах запоминаются коды сигналов эхограммы, формируемые с помощью АЦП из видеосигнала (ВС). Кристаллы этих микросхем по входу СЕ всегда выбраны. В седьмой и восьмой микросхемах памяти записываются коды стробов, причем седьмая микросхема выбирается сигналом «Адрес строба 1,3» (АС 1,3) со стороны устройства управления (УсУ), а восьмая микросхема – сигналом АС2. Девятая микросхема памяти выбирается со стороны УУ сигналом «Адрес маркера» (АМ).

ОЗУ работает в асинхронном режиме: запись производится только во время обратного хода кадра, а считывание - с каждой строкой прямого хода кадра. Тактовая частота записи и чтения равна 10 МГц. Адресация микросхем ОЗУ осуществляется счетчиком адреса (СчА), который включается в работу триггером (Тг). Перебор адресов памяти в режиме записи или считывания начинается по сигналу «Начало полезной строки» (НПС) и заканчивается по сигналу «Импульс конца строки» (КС) развертки ЭЛТ блока монитора. Для записи в память двух эхо-сигналов используется сигнал верх/низ (В/Н), подаваемый на вход старшего адресного разряда микросхем памяти. Низкий уровень сигнала В/Н формирует верхний, а высокий - нижний полукадр.

На входы данных первых шести микросхем ОЗУ подается информация из АЦП. На входы данных седьмой и восьмой микросхем ОЗУ - сигналы стробов, сформированные блоком задержки из трех импульсов стробов ИС1...ИС3, вырабатываемых микроконтролером для выделения трех отраженных эхо-сигналов. Блок задержки обеспечивает требуемую длительность импульсов

строба, необходимую для правильной работы измерителя и синхронизатора. На вход данных девятой микросхемы подается сигнал маркера (М) из измерителя (Изм).

Импульсы записи в микросхемы ОЗУ (вход WR) формируются схемой формирования импульсов записи-хранения (СФИЗ/Х) в зависимости от выбранных режимов (Р, Авт.), при наличии разрешающего сигнала с Тг. Тактирование схемы осуществляется сигналом «кадр строки записи чтения» (МСЗЧ). Собственно импульс записи формируется сигналом 10 МГц с задержкой (СЗ) относительно переключения счетчика адреса.

Формирование гистограммы изображения эхо-сигналов осуществляется с помощью компаратора (Кп), сравнивающего текущее значение кода амплитуды сигнала, хранимого в памяти, с кодом номера строки раstra. В этом случае, когда текущее значение, считанное из памяти превышает номер строки раstra, вырабатывается импульс подсвета для блока монитора, и на экране высвечивается текущая точка. В результате опроса всего массива памяти на экране монитора поточечно формируется изображение эхо-сигналов в виде гистограммы. Одновременно началом записи эхо-сигналов запускается таймер микроконтроллера формируется три временных интервала - стробы СИ1...С (см. рис. 3.26,ж-и) - для измерителя и синхронизатора для выделен эхо-сигналов от передней, задней поверхности хрусталика и сетча Эти стробы записываются в память синхронно с эхо-сигналами.

Схема формирования видеосигнала представляет собой комбинационную схему на элементах И, ИЛИ, НЕ, которая в зависимости от реализуемых режимов (Р, Авт.) обеспечивает смешивание сигналов, считываемых из ОЗУ и генерируемых УВиз, знакогенератором измерителем (маркер) и двух сигналов из УУ (подсвет оси эхограммы (ПОЭ) и формат эхограммы (ФЭ)). Таким образом, на выход СФВС формируется поток импульсов ТТЛ-уровня, «подсвечивающих» точки раstra экрана ЭЛТ синхронно с организацией строчной и кадровой разверток.

В состав микроконтроллера входят микроЭВМ КР1816ВЕ48, внешнее ПЗУ на 2 Кбайта КР573РФ5, программируемый интер-

фейс ввода/вывода КР580ВВ55, программируемый таймер КР580ВИ53 и два регистра КР580ИР82.

В качестве второго примера микропроцессорного эхоскопа рассмотрим структуру прибора (рис. 3.27), позволяющего определять участки пораженной биоткани печени по величинам коэффициентов затухания акустических колебаний и обратного рассеивания.

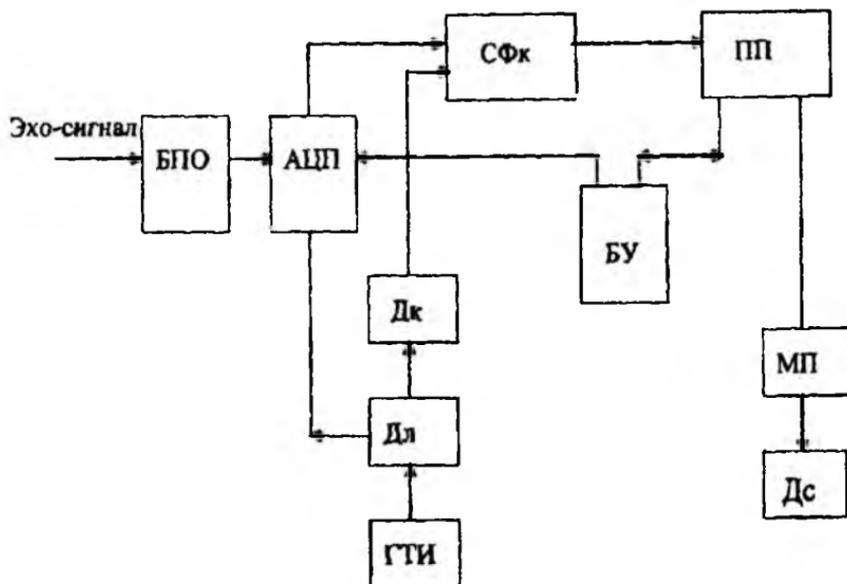


Рис. 3.7. Структурная схема ультразвуковой установки для диагностики заболеваний печени по коэффициенту затухания.

Принцип работы такого эхоскопа следующий. Ультразвуковой сигнал обратного рассеивания попадает в блок предварительной обработки (БПО), функциями которого являются преобразование его амплитуды в электрический аналоговый сигнал (от 0 до 1 В) и отфильтровывание сигналов с частотами, выходящими за пределы интервала 1...8 МГц. Полученный сигнал поступает в аналогово-цифровой преобразователь (АЦП), имеющий разрешающую способность 6 бит и частоту дискретизации 16 МГц. Цифровой код после преобразователя попадает в схему фиксации

(СФк), где задерживается до того момента, когда устройство промежуточной памяти (ПП) будет готово его принять. Устройство ПП имеет общий объем 3 Кбайта. При ее переполнении данные поступают в постоянную память микропроцессора (МП), откуда их в любой момент можно вывести на дисплей (Дс). Схема содержит также генератор тактовых импульсов (ГТИ), делитель (Дл) и декодер (Дк), преобразующие 6-битовые слова, поступающие в схему фиксации, в 24-битовые. Блок управления (БУ) обеспечивает систему всеми необходимыми управляющими и синхронизирующими сигналами: согласования работы системы и ультразвукового преобразователя, управления глубиной зондирования и т. д.

Коэффициент затухания рассчитывается микрокомпьютером соответствии с формулой:

$$U = (1/2)dx * \ln W_r(f, x_2) / [W_r(f, x_1)]; dx = x_2 - x_1, \quad (4.15)$$

где x_1, x_2 – соответственно, расстояния до ближней и дальней границ исследуемого участка ткани;

$W_r(f)$ - энергетический спектр обратно рассеянного излучения исследуемого участка органа;

f - частота зондирования.

Правило классификации определялось методами распознавания образов по большому объему обучающей выборки. По результатам обучения в память компьютера были введены средние значения коэффициента затухания, определенные для 25 различных ультразвуковых частот из интервала 1,5...4,4 МГц и соответствующие здоровой ткани печени. Эти данные сравниваются с результатами измерения исследуемого объекта. Исходя из этого сравнения вычисляется функция D , являющаяся критерием степени поражения ткани: если $D = 0$, ткань без патологий; при $D < 1$ - принимается решение о возможной патологии с назначением дополнительных обследований.

Следует отметить, что высококачественные сканирующие преобразователи могут быть реализованы только с использованием современных высокоточных технологий.

В настоящее время, кроме простейших сканирующих статических устройств, применяются сканирующие устройства на основе коммутируемых матриц и механических устройств секторного сканирования. С их использованием выполняют динамические эхотомоскопы, которые по сравнению со статическими более компактны, мобильны, но как правило, имеют худшее разрешение и меньшие функциональные возможности.

3.4. Ультразвуковые доплеровские приборы

Принцип действия всех доплеровских приборов основан на явлении изменения частоты звуковой волны, отразившейся от движущегося объекта (эффект Доплера).

Эффект Доплера возникает от движущейся со скоростью v частицы в относительно неподвижного источника и приемника УЗ-колебаний, расположенного в точке А (рис. 3.28).

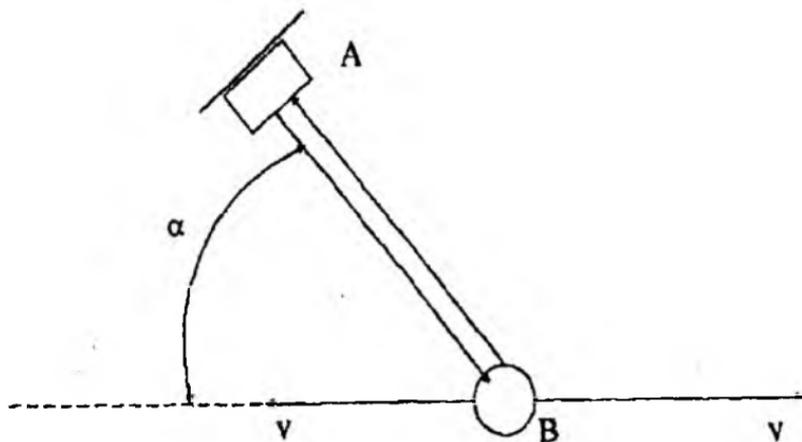


Рис. 3.28. Эффект Доплера

В этом случае частота отраженной УЗ-волны будет отличаться от частоты падающей волны и определяться по формуле

$$v = v_0(1 + 2vc^{-1} \cos \alpha),$$

где v - скорость движения объекта, м/с;

c - скорость звука в среде, с;

a - угол между вектором скорости и направлением УЗ-луча, град.

При движении объекта от источника УЗ-сигнала частота отраженного сигнала уменьшается (волна догоняет объект), при движении объекта к источнику УЗ-сигнала частота увеличивается. С учетом сказанного, принимаемый отраженный сигнал определяется выражением:

$$U = A \sin[v_0 t (1 \pm 2vc^{-1} \cos a)].$$

Смещение частоты $\Omega = v_0 * 2vc^{-1}$ называют доплеровской частотой.

Доплеровская диагностическая аппаратура может быть реализована в непрерывном и импульсном вариантах излучения. В первом случае излучатель и приемник разделены, хотя и могут быть расположены рядом или в одном корпусе. Во втором случае может быть использован один и тот же зонд, работающий поочередно на излучение и прием.

В варианте с непрерывным излучением (из-за малого отличия v от v_0) для измерения v обычно применяют метод смещения частот, в котором используют смеситель, на входы которого подаются сигналы v и v_0 . На выходе смесителя формируется смежный сигнал, спектр которого содержит исходные частоты v и v_0 , и комбинированные частоты $v_{0 \pm n v}$, где $n = 1, 2, 3, \dots$. С помощью фильтра нижних частот из смеси частот выделяется разностная доплеровская частота $\Omega = v - v_0$. Для определения направления движения объекта в качестве опорной частоты, подаваемой на смеситель, можно использовать частоту вспомогательного генератора (гетеродина) - v_r , отличающуюся от V_0 на величину Ω_{\max} .

В этом случае знак разности частот ($v - v_r$) не меняется при любых направлениях движения объекта относительно зонда, а для определения направления движения сравнивают разностную частоту $\Omega_p = v_r - v$ с доплеровской частотой $\Omega = v - v_0$.

Учитывая, что биообъекты имеют множество отражающих подвижных структур (кровь, пульсирующие стенки артерий, ды-

хителные перемещения и т. д.), к приемному зонду приходит смесь сигналов ото всех отражающих структур, разделить которые (при совмещенных излучателе и приемнике) не представляется возможным. Поэтому в таких системах измеряют либо усредненное смещение частоты $\bar{\Omega}$, либо максимальное смещение Ω_{\max} .

Для локализации расположения отражающих структур в системах с непрерывным излучением можно использовать разнесенные излучатель и приемник (рис. 3.28).

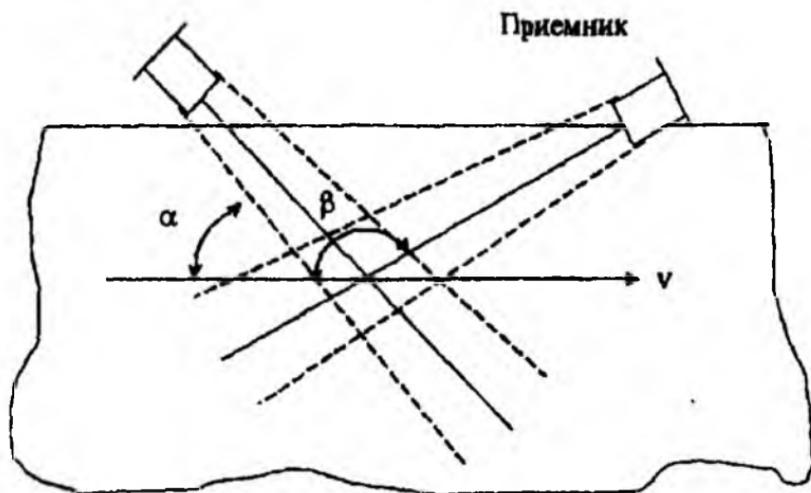


Рис. 3.28 Эффект Доплера.

В этом случае формула для расчета частоты отраженного сигнала имеет вид:

$$v = v_0 [1 - vc^{-1}(\cos \alpha + \cos \beta)],$$

а приемник улавливает отраженные сигналы только из локальной зоны между пересекающимися пунктирными линиями. Следует иметь в виду, что последний способ хорошо работает при использовании иммерсионных методов и требует тщательной установки излучателя и приемника относительно объекта.

Лучших результатов удается достичь при использовании импульсных режимов работы УЗ-преобразователей. Здесь локализацию отраженных сигналов на глубине легко осуществить путем стробирования отраженного сигнала по времени. При этом, меняя задержку строба, можно менять глубину исследуемых структур, а меняя ширину строба - толщину анализируемого слоя. Излучаемый импульсный УЗ-сигнал представляет собой последовательность импульсных посылок с частотой ν_0 . Длительность каждой из посылок обозначим через τ , а период повторный T_0 . Спектр излучаемого сигнала, кроме несущей частоты ν_0 , содержит частоты $\nu_0 \pm 2\pi/T_0$. Спектр сигнала, отраженного от движущегося объекта, отличается от спектра излучаемого сигнала тем, что каждая спектральная составляющая имеет еще две боковых частоты, отличающиеся от данной спектральной линии на $\pm\Omega$, где частота доплеровского сигнала определяется по формуле:

$$\Omega = \nu_0 * c^{-1} \cos \alpha.$$

Максимально возможная измеряемая скорость импульсных систем ограничивается необходимостью соблюдения условия:

$$\Omega_{\max} R_{\max} < \pi c / 2,$$

то есть для них, в отличие от систем непрерывного излучения, существуют принципиальные ограничения по регистрируемым величинам скоростей.

Для выделения доплеровской частоты из отраженного сигнала его пропускают через полосовой фильтр, выделяющий из всего спектра полосу $\nu_0 + \Omega$, и далее этот сигнал подается на смеситель, на второй вход которого поступает сигнал излучаемой частоты ν_0 . Из выходного сигнала смесителя с помощью фильтра нижних частот выделяется разностная частота Ω_p , которая однозначно связана со скоростью движения исследуемого объекта.

В реальных медицинских системах эффекты Доплера применяются в основном для измерения скорости кровотока, исследования работы сердца и стенок сосудов. Для исследования работы

систем, работающих в более медленном ритме, применяют обычные УЗ-сканеры.

С учетом рассмотренных выше принципов работы доплеровской аппаратуры, в работе [16] приведена обобщенная структурно-функциональная схема ультразвукового доплеровского измерителя скорости кровотока (рис. 3.29).

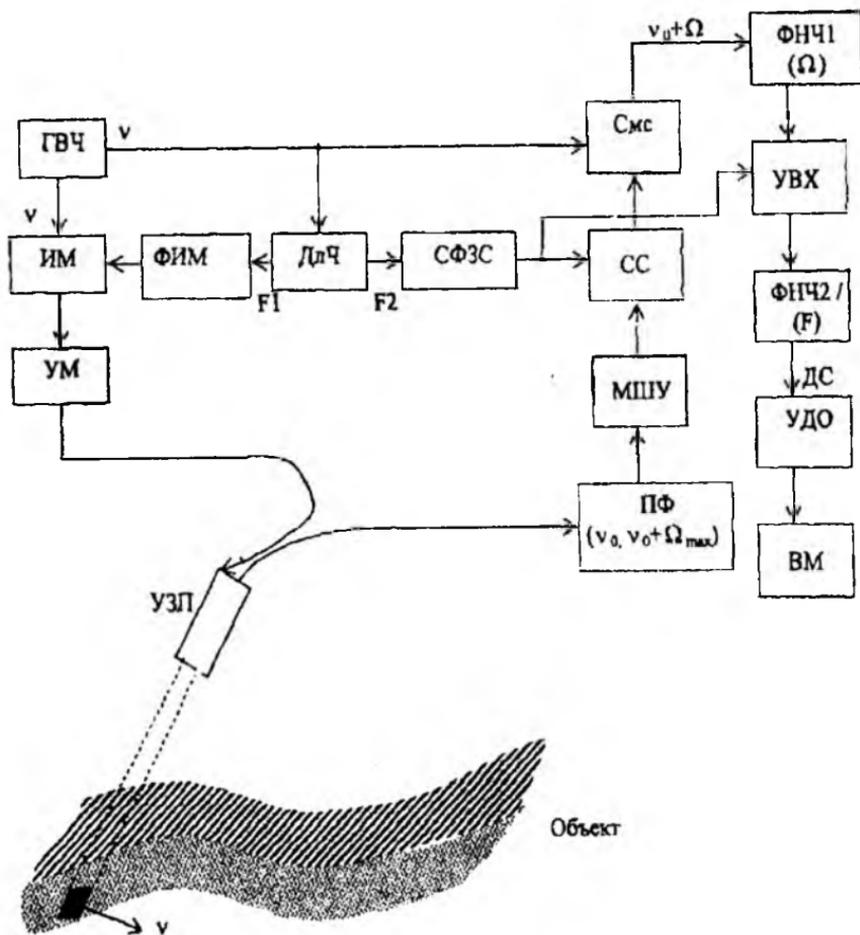


Рис. 3.29. Структурно-функциональная схема доплеровского измерителя скорости кровотока.

Рабочая частота ультразвука формируется генератором высокой частоты (ГВЧ) как непрерывный синусоидальный сигнал. С помощью делителя частоты (ДлЧ) она делится до частоты F_1 и F_2 , определяющих частоту повторений ультразвуковых импульсов. Эти импульсы используются для синхронизации формирователя модулирующих импульсов (ФИМ) и схемы формирования и задержки строба (СФЗС). Модулирующие импульсы управляют импульсным модулятором (ИМ), который на своем выходе формирует короткие (пачки на 3...10 периодов несущей частоты) импульсы. Эти импульсы усиливаются усилителем мощности (УМ) и подаются на одноэлементный УЗ-преобразователь (УЗП), который формирует пачки акустических волн с частотой ν_0 и частотой повторений F_1 . Частота выбирается исходя из компромисса между необходимостью обеспечить как можно более высокое соотношение сигнал/шум и глубиной проникновения волн в ткани организма. Так, например, для исследования кровотока в сосудах, расположенных близко к поверхности тела (1-2 см), выбирают частоту 6... 12 МГц, а для более глубоко расположенных сосудов - 1... 2 МГц.

В паузах между зондирующими импульсами УЗП работает как приемник отраженных УЗ-сигналов. Он принимает отраженные сигналы от всех структур, расположенных на акустической оси УЗ-преобразователя, причем по мощности сигналы, отраженные от неподвижных структур, значительно превышают полезный сигнал. Однако сигналы, отраженные от неподвижных структур, не меняют несущей частоты УЗ-импульсов, и их спектр не содержит боковых частот, поэтому, если смешанный сигнал пропустить через полосовой фильтр (ПФ), имеющий полосу пропускания от ν_0 до $\nu_0 + \Omega_{\max}$, на его выходе будет выделена только полезная составляющая, обусловленная отражением от подвижных объектов. Для локализации отраженного сигнала по глубине используется временное стробирование осуществляемое селектором сигнала (СС) и схемой формирования и задержки строба (СФЗС), работа которой синхронизируется теми же импульсами, которые формируют импульсы излучения. Регулируя время задержки строба, меняют глубину локации, а меняя его длительность - задают объем контролируемого участка.

В те промежутки времени, когда селектор сигналов открывается, на один из входов смесителя (Смс) поступает сигнал, усиленный малошумящим усилителем (МШУ), а на второй вход - сигнал от ГВЧ, при этом на выходе смесителя формируется доплеровский сигнал с частотой $\nu_0 + f_{\text{ДП}}$. Учитывая, что скорость кровотока не равномерна, а стробирующий импульс короткий, сигнал на выходе смесителя имеет форму видеоимпульса, длительность которого определяется длительностью строба, а форма и амплитуда зависят от качества и распределения скоростей эритроцитов в анализируемом объеме. Во время пауз на выход смесителя проходит сигнал с рабочей частотой, который полностью подавляется фильтром низких частот (ФНЧ1) с частотой среза Q_{max} . Устройство выборки и хранения (УВХ) синхронизируется теми же импульсами, которые включают селектор сигналов, в результате чего УВХ хранит амплитуду текущего видеоимпульса до поступления нового. Таким образом, на выходе устройства выборки и хранения формируется ступенчатый сигнал, отражающий изменение доплеровской частоты во времени (из-за пульсовых изменений скорости кровотока). Сглаживание «ступенек» производится вторым фильтром низких частот (ФНЧ2). Полученный после ФНЧ2 сигнал называют доплеровским (ДС), который может отображаться на экране видеомонитора (ВМ). Если прибор снабжается устройством дополнительной обработки (УДО), то помимо диаграммы временной зависимости доплеровского сигнала на экран ВМ могут быть выведены: мгновенное значение средней (по исследуемому объёму) скорости кровотока, максимальное значение скорости кровотока, диаграмма зависимости скорости кровотока от профиля сосуда и т. д.

Промышленностью выпускаются две группы доплеровской аппаратуры. Первую составляют импульсно-доплеровские измерители скорости кровотока без визуализации самого доплеровского сигнала. Эти приборы обычно снабжены цифровыми индикаторами, показывающими мгновенную или усредненную по пульсовому циклу скорость кровотока. Обычно эти приборы работают на одной частоте (порядка 5 МГц) с глубиной зондирования до 5-7 см. Многие из этих приборов могут использовать и

непрерывный режим зондирования, что позволяет прослушивать доплеровскую частоту Ω .

Ко второй группе относят импульсно-доплеровские блоки и приставки к универсальным УЗ-сканерам, что позволяет: визуализировать кривые доплеровского сигнала средней, максимальной и наименьшей скорости кровотока, спектр доплеровского сигнала; осуществлять цветное картирование сердца и крупных сосудов по доплеровской частоте принимаемых эхосигналов. Кроме этого, на экране монитора могут быть выведены цифровые данные количественных характеристик, диаграммы временной зависимости объемного кровотока и т. д.

В качестве примера автономного прибора измерения скорости кровотока с одновременным определением расстояния до контролируемого сосуда рассмотрим вазолокатор (рис. 3.30).

Схема работает следующим образом. С выхода задающего генератора (ЗГ), работающего на частоте 5,28 МГц, выходное напряжение поступает на вход модулятора (Мд), с помощью которого формируется импульс длительностью t_0 с частотой заполнения задающего генератора для возбуждения излучающего преобразователя ультразвуковых колебаний в датчике (Д), излучающего импульс в направлении кровеносного сосуда.

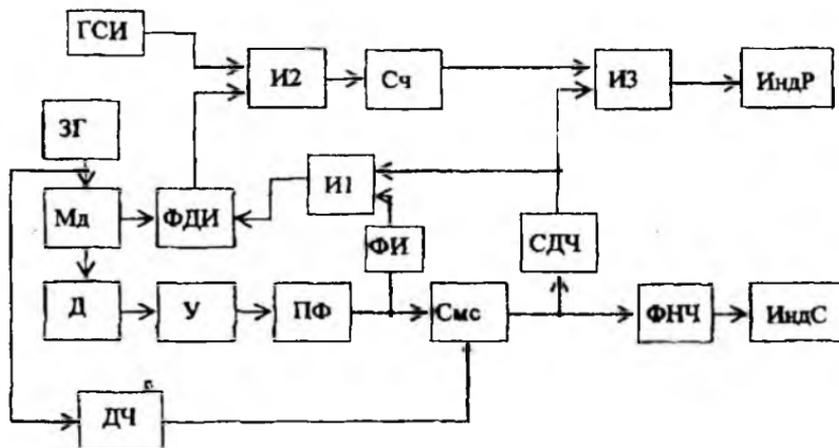


Рис. 3.30. Структурная схема вазолокатора

Одновременно передний фронт модулятора осуществляет запуск формирователя длительности импульса (ФДИ). Отраженные от биоструктур сигналы преобразуются в электрический сигнал приемной частью датчика, усиливаются усилителем (У) и, проходя через полосовой фильтр (ПФ) с полосой пропускания $f_0 \pm \Delta f$, (где f_0 - частота задающего генератора; Δf - девиация частоты, соответствующая величинам скорости кровотока), поступают на вход балансового смесителя (Смс), на второй вход которого поступает сигнал опорной частоты с задающего генератора через делитель частоты (ДЧ), который делит частоту на два.

Выходной сигнал балансового смесителя, соответствующий скорости движения кровотока через фильтр низкой частоты (ФНЧ) с частотой среза Δf , подается на индикатор скорости (ИндС).

Кроме того, выходной сигнал полосового фильтра, соответствующий отраженному импульсу длительностью x_0 с частотой заполнения $f_0 \pm \Delta f$, поступает на вход формирователя импульсов (ФИ). Выходной импульс ФИ формируется по переднему фронту приходящего отраженного сигнала и через первую схему (И1) определяет момент времени прекращения импульса на выходе формирователя длительности (ФДИ), причем импульс через схему И1 проходит только в случае наличия сигнала селектора доплеровской частоты (СДЧ). Входной сигнал на СДЧ поступает с выхода балансового смесителя и свидетельствует о наличии и измерении скорости кровотока.

Наличие сигнала о локации движущейся структуры кровотока производит разрешение на отсчет расстояния до этой структуры - сосуда. Выходной сигнал ФДИ через вторую схему И2, на второй вход которой поступает напряжение генератора счетных импульсов (ГСИ), поступает на счетчик (Сч), откуда через схему И3, управляемую сигналом селектора частоты, поступает на индикатор расстояния до сосудов (ИндР).

В качестве второго примера «смешанного» измерителя рассмотрим организацию и принцип работы ультразвукового эхокардиографа (рис. 3.31). Передатчик (Пд) подает на зонд радиопульсы, которые преобразуются им в акустические сигналы и излучаются в тело пациента. Звуковые волны, отраженные от

границ тканей, а также движущимися рассеивателями (например, форменными элементами крови), возвращаются на зонд, преобразуются им в электрические сигналы и усиливаются приемником (Пр).

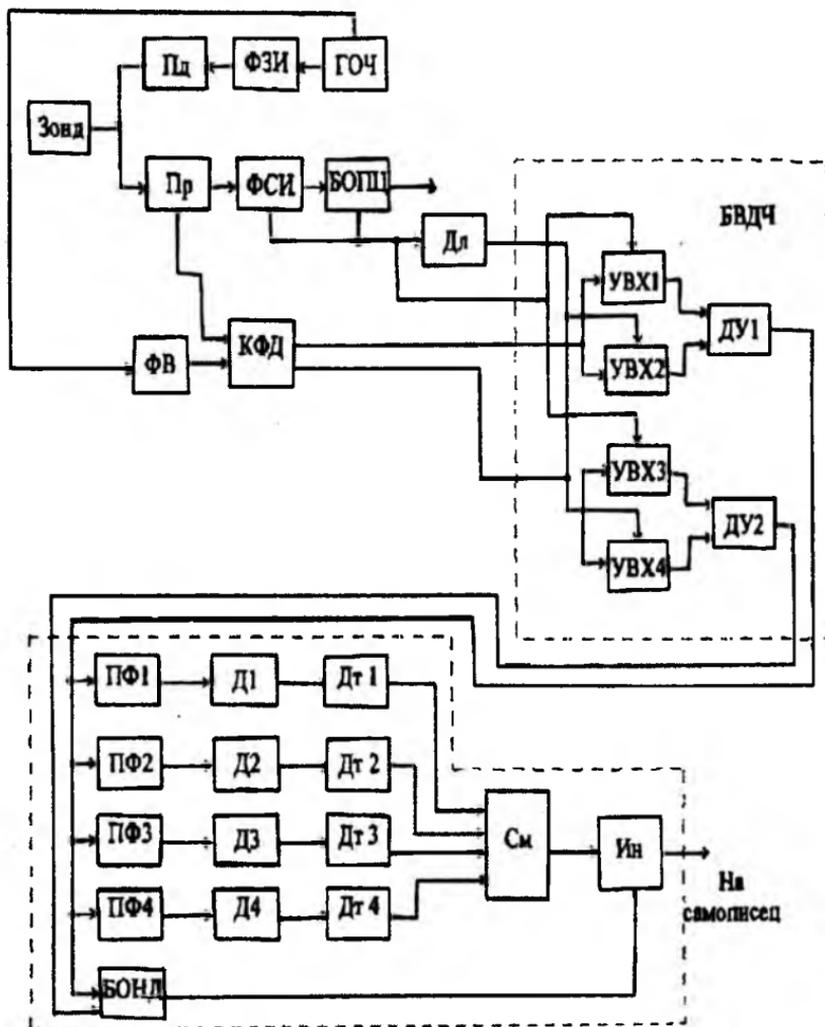


Рис. 3.31. Структурная схема эхокардиографа

Передачик управляется формирователем зондирующих импульсов (ФЗИ), который генерирует радиоимпульсы с частотой заполнения, определяемой генератором опорной частоты (ГОЧ). Усиленный приемником эхо-сигнал подается на входы квадратурного фазового детектора (КФД), который фактически состоит из двух фазовых детекторов: на один поступает сигнал с ГОЧ, а на второй - этот же сигнал, но сдвинутый по фазе на 90° с помощью фазовращателя (ФВ). Это дает возможность в дальнейшем определить направление движения лоцируемой структуры. Формирователь стробирующего импульса (ФСИ) может работать в двух режимах.

В режиме исследования кровотока ФСИ генерирует коротки строб-импульс, равный по длительности излученному радиоимпульсу с регулируемой временной задержкой, соответствующей различному пространственному положению исследуемых структур.

В режиме определения положения дискретной цели, например створки клапана, ФСИ принимает сигнал от приемника и генерирует импульс, соответствующий первому отраженному сигналу, превысившему некоторый порог и находящемуся в заданном оператором пространственном диапазоне.

В режиме исследования кровотока доплеровский сигнал с выхода квадратурного фазового детектора через блок выделения доплеровской частоты (БВДЧ) подается на преобразователь, где с помощью полосовых фильтров ПФ1...ПФ4 разделяется на четыре частотных составляющих. Сигнал на выходе каждого полосового фильтра может быть записан в виде:

$$U_i = A_i \sin \omega_i t; i = 1, 2, 3, 4,$$

где A_i - амплитуда;

ω_i - частота сигнала в i -м канале, Гц.

После дифференцирования дифференциаторами Д1...Д4 получается сигналы $|U'_i = A_i \omega_i|$.

После амплитудного детектирования детекторами Дт1...Дт4 формируются сигналы: $|U''_i| = A_i \omega_i$.

Таким образом, выходной сигнал каждого канала пропорционален частоте, то есть скорости крови в некотором заданном интервале скоростей, а коэффициент A_i пропорционален числу элементов крови, движущихся со скоростями, принадлежащими этому интервалу. Коэффициент A_i может быть представлен в виде площади исследуемого поперечного сечения, через которую кровь течет с данной скоростью. Таким образом, выходное напряжение каждого канала пропорционально произведению скорости движения элементов крови на площадь поперечного сечения, через которое кровь движется с данной скоростью, то есть объему крови, которая протекает через исследуемое сечение в единицу времени с этой скоростью.

После сумматора (См) формируется сигнал, пропорциональный полному объему крови, протекающей через исследуемое сечение в единицу времени со всеми скоростями. Сигнал с выхода сумматора через управляемый инвертор (Ин) выводится на самописец. Коэффициент передачи управляемого инвертора равен ± 1 в зависимости от выходного сигнала блока определения направления движения (БОНД).

Амплитудный детектор (АДт) и ФНЧ служат для выработки напряжения, пропорционального скорости движения дискретной цели. Этот выработанный сигнал U поступает на выходной разъем прибора для записи на внешнее самопишущее устройство.

Блок выделения доплеровской частоты работает следующим образом. Сигналы с выходов фазового детектора подаются парно на устройства выборки-хранения УВХ1...УВХ4. Под управлением ФСИ УВХ1 и УВХ3 осуществляют выборку и хранение фазовой информации в каждом такте. Делитель (Дл) генерирует короткие импульсы, совпадающие с каждым n -м импульсом ФСИ, и управляет работой УВХ2 и УВХ4, в которых информация запоминается в первом такте и хранится в течение N тактов зондирования ($N \gg 1$). Подавление низкочастотных составляющих осуществляется дифференциальными усилителями ДУ1 и ДУ2, где из текущего сигнала, получаемого от УВХ1 и УВХ3, вычитается сигнал, запомненный в УВХ2 и УВХ4. Значение запоминающего сигнала изменяется каждые N тактов.

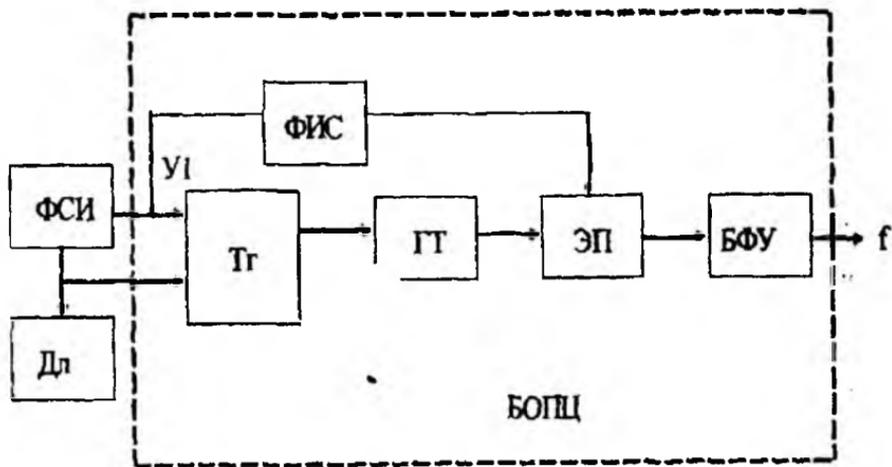


Рис. 3.32. Структурная схема блока определения положения цели (БОПЦ).

В режиме измерения скорости $N = 2$ и на выходах ДУ1 и ДУ2 получается дифференцированный сигнал, пропорциональный разности последовательных значений фазы, то есть частоте и, следовательно, скорости исследуемой цели.

Работу блока определения положения цели рассмотрим по его развернутой структурной схеме (рис.3.32).

В этой схеме импульс с выхода формирователя строб-импульс (ФСИ) взводит триггер (Тг) и с помощью формирователя импульса сброса (ФИС) сбрасывает управляемый элемент памяти (ЭП) до нулевого значения. Затем происходит линейное нарастание напряжения на конденсаторе управляемого элемента памяти до момента сброса триггера, после которого напряжение на конденсаторе сохраняет свое значение такта лоцирования. Таким образом, величина напряжения на выходе буферного усилителя (БФУ) соответствует положению лоцируемой цели относительно начала выбранной зоны измерений.

В качестве примера микропроцессорного доплеровского прибора рассмотрим схему прибора (рис. 3.33), позволяющего производить спектральный анализ в выбранных интервалах времени и выполнять ряд расчетных соотношений по кривой кровотока.

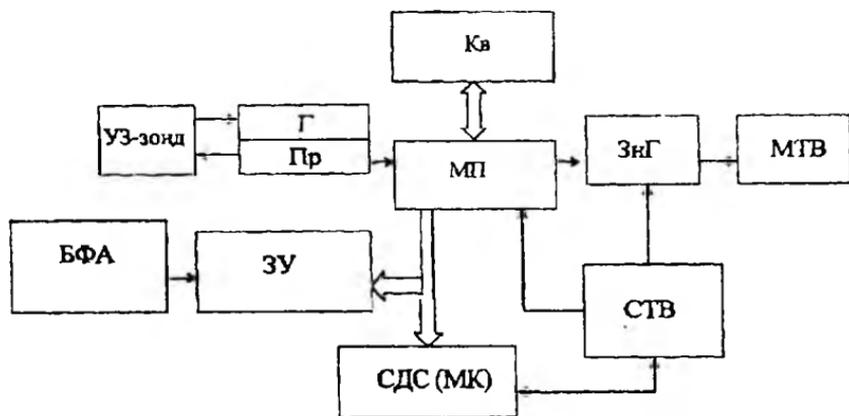


Рис. 3.33. Структурная схема микропроцессорного доплеровского измерителя.

Управляющий микропроцессор (МП) реализует: управление клавиатурой (Кв) и режимами работы прибора; вычисление количественных параметров кровотока; управление горизонтальными и вертикальными визирами.

Управляющий МП содержит ПЗУ программ, параллельный интерфейс и программный таймер, с помощью которого осуществляется подсчет числа переходов сигналов кровотока через ноль в интервале 20 мс. За это время на экране телевизионного монитора (МТВ) строится одна вертикальная строка изображения (по одной строчке в каждой горизонтальной строке). Кадр изображения состоит из 256 строк и формируется за 5 с.

В правой части экрана МТВ формируются графики спектров прямого и обратного кровотока (рис. 3.34).

Адреса двух горизонтальных и двух вертикальных визиров хранятся в оперативном запоминающем устройстве (ОЗУ) и измеряются программно при нажатии соответствующей клавиши на клавиатуре. По расстоянию между двумя вертикальными визирами вычисляется временной интервал, а по положению горизонтальных визиров определяется амплитуда средней скорости кровотока в выбранный момент времени.

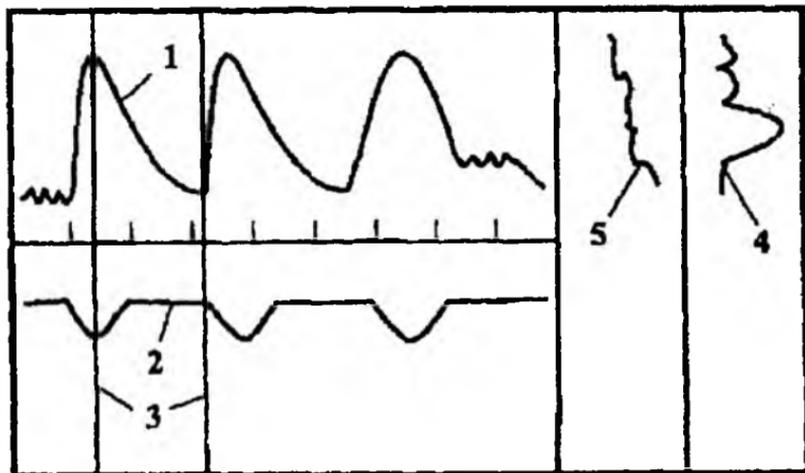


Рис. 3.34. Формирование кадра на экране монитора:
1-2 - гистограммы соответственно прямого и обратного
кровотока; 3 - визиры; 4-5 - спектры прямого и обратного
кровотока.

Результаты вычислений хранятся в ОЗУ и выводятся на экран МТВ через знакогенератор (ЗНГ). В режиме стоп-кадра микропроцессор вычисляет среднюю скорость потока крови за одно сердечное сокращение в поперечном сечении сосуда по формуле:

$$v_{cp} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N v_i$$

Пульсовой индекс определяется по формуле:

$$ПИ = \frac{v_{max} - v_{min}}{v_{cp}},$$

а индекс скорости по формуле:

$$ИС = \frac{v_{max}}{v_{cp}},$$

где V_{\max} и V_{\min} - максимальная и минимальная скорости потока крови за одно среднее сокращение.

Управляющие сигналы для прибора вырабатываются телевизионным синхронизатором (СТВ), построенным на основе двух ПЗУ типа К573РФ2, что позволяет путем замены ПЗУ менять последовательность формирования сигналов управления.

Знакогенератор позволяет выводить до 8-ми знаковых строк по 32 знакоместа в каждой (исходные данные о пациенте, дата обследования, результаты измерений и т. д.), а также, строить вертикальную и горизонтальную измерительные шкалы для масштабирования кривой скорости кровотока.

Формирование изображений графика скорости кровотока в гистограммном представлении и его движение осуществляются с помощью блока динамического формирования адресов (БФА), формирующего адреса записи с частотой 50 МГц, а адреса чтения - 10 МГц.

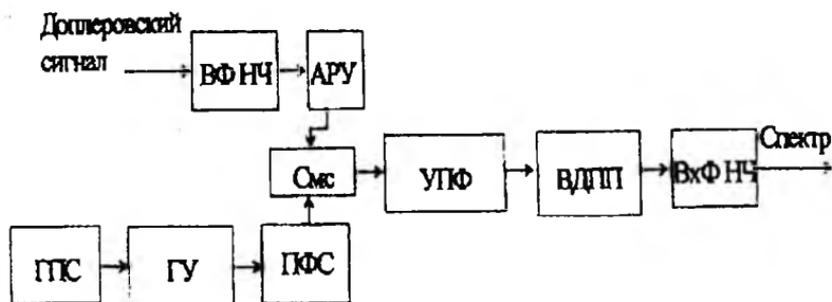


Рис. 3.35. Схема работы спектроаналогового процессора обработки сигналов.

Спектроанализатор доплеровских сигналов (СДС) выполнен на основе однокристалльного спектроаналогового процессора обработки сигналов КМ 1813ВЕ1, который выполняет спектральный анализ по методу скользящей фильтрации. Рассмотрим схему работы спектроаналогового процессора, все блоки которого реализуются программно (рис. 3.35).

Доплеровский сигнал поступает на вход блока, реализующего эквивалент фильтра низких частот (ВФНЧ), и, далее, подвергается

ется усилению путем умножения на масштабные коэффициенты автоматическим регулятором усилителя (АРУ). Отдельная часть программы моделирует работу двух генераторов: пилообразного сигнала (ГПС) и управляемого (ГУ). Первый определяет частоту развертки спектра и время анализа, а второй является генератором переменной частоты, развертываемой в пределах диапазона анализа. Сигнал второго генератора, прошедший через преобразователь формы сигнала (ПФС), перемножается в смесителе (Смс) с входным сигналом. Результирующий сигнал содержит суммарную и разностную частоты, из которых для дальнейшего анализа с помощью узкополосного фильтра (УПФ) выделяется суммарная частота. Амплитуда сигнала суммарной частоты соответствует уровню входного сигнала на частоте, определяемой разностью между центральной частотой узкополосного фильтра и частотой управляющего генератора (ГУ). Фильтры, реализуемые в анализаторе, выполнены на базе однополосных рекурсивных секций. Перед выводом на внешние устройства сигнал подвергается детектированию и фильтрации.

Для синхронизации работы всех узлов и блоков микропроцессора (см. рис. 3.37) с сердечным циклом запись оцифрованных значений доплеровских сигналов положительного и отрицательного кровотока производится с заданной задержкой относительно R-зубца ЭКГ и, далее, циклически считывается во внутренний регистр микропроцессора. Коды с выхода микропроцессора, соответствующие амплитудам спектра, записывают в другую память, которая опрашивается с частотой строк для формирования изображения спектра на экране МТВ.

Современная аппаратура для доплеровской ультразвуковой диагностики позволяет решать задачи не только определения скорости кровотока, но и профиля скоростей, турбулентностей при движении и т. д. Известен прибор типа «Omnisense7000», позволяющий оценивать состояние такой статической структуры, как костная система, принцип действия которого "основан на измерении скорости ультразвуковой волны вдоль кости.

Из всего этого можно сделать вывод о том, что использование специализированной доплеровской аппаратуры позволяет получать важную диагностическую информацию.

Контрольные вопросы

1. Приведите основные аналитические соотношения, используемые в фотометрии.
2. Нарисуйте обобщенную схему прибора для фотометрических исследований.
3. Нарисуйте типовую схему оптического пульсооксиметра.
4. Для каких целей используют капнометры? Нарисуйте типовую схему прибора этого типа.
5. На каких принципах строятся приборы для неинвазивного измерения давления крови?
6. Как работают и как строят спирометры и спирографы?
7. Приведите обобщенную схему аудиометра.
8. Что измеряют и как строятся фонокардиографы?
9. Что такое фонопультмограф и по каким типовым схемам они реализуются?
10. Нарисуйте типовую схему аускультативного измерителя давления.
11. Нарисуйте структурную схему эхоофтальмометра типа ЭОМ-24 и объясните принцип ее работы.
12. Приведите примеры реализации приборов для неинвазивного измерения температуры.
13. Нарисуйте обобщенную схему прибора для клинической оценки параметров биохимических аналитов.
14. В чем состоят особенности построения приборов биомедицинского мониторинга?

ТЕСТОВЫЕ ЗАДАНИЯ

1. Закон Бугера-Ламберта-Бера записывается в виде выражения:

$$\Phi = \Phi_0 * \exp(-C\varepsilon[\dots]).$$

2. В нефелометрических измерениях коэффициент рассеивания определяют по формуле:

$$\rho_d = k[\dots]V^2 / \lambda^4$$

3. Для турбидиметрических измерений справедливо соотношение:

$$\lg(\Phi_0 / \Phi_2) = KCI = \lg(1/\dots)$$

4. В типовом фотометре на выходе фотозлектрического преобразователя формируется сигнал:

$$U = K[\dots]r\Phi_0$$

5. В оптическом пульсооксиметре в качестве источников излучения используют источник:

- а) инфракрасного света;
- б) желтого и инфракрасного света;
- в) красного и инфракрасного света;
- г) синего и красного света;
- д) красного света.

6. В капнометрах используется рабочая длина волны:

- а) 1,5 мкм; г) 5,7 мкм;
- б) 2,7 мкм; д) 6,1 мкм.
- в) 4,3 мкм;

7. Капнометр с пробоотбором из дыхательного контура пациента состоит из следующих основных блоков: стабилизированного источника напряжения, светодиода, селективного фильтра, насоса, светоприемника, микроконтроллера, клавиатуры, блока тревожной сигнализации, дисплея, водосборника, пробоотборной трубки и загубника патрубков.

8. В приборе для анализа гипербилирубинемии типа «Билитест» используют светодиоды, излучающие:

- а) красный и инфракрасный свет;
- б) красный и синий свет;
- в) желтый и красный свет;
- г) желтый и зеленый свет;
- д) синий и зеленый свет.

9. Конструкция жидкостного спирометра состоит из: внешнего корпуса, заполненного водой, трубки и _____

Для проведения балистокардиографии и сейсмокардиографии в качестве датчика используют:

- а) электроды;
- б) фотоприемник;
- в) оптоволоконный датчик;
- г) акселерометр;
- д) терморезистор.

11. В фонокардиограмме интенсивность звука характеризуется:

- а) сократительные функции миокарда левого желудочка;
- б) сократительные функции миокарда правого желудочка;
- в) работу клапанов аорты и легочной артерии;
- г) работу трехстворчатого и митрального клапанов;
- д) интенсивность пассивного наполнения желудочков кровью.

12. В состав преобразовательной части фонопульмонографа включают два микрофона, два усилителя, регистрирующее устройство, преобразователь, генератор, динамик, тройник с загубником.

13. Среднее динамическое артериальное давление можно определить по формуле:

$$P_{cp} = P_d + (P_c + P_d) / [\dots] .$$

14. В состав структурной схемы устройства измерения артериального давления по методу Короткова входят: манжета, дифференциальный микрофонный датчик, датчик давления, модуль сопряжения, микропроцессор, индикатор.

15. В неинвазивных измерителях давления для взрослых пациентов давление в манжете при нормальном применении не должно превышать:

- а) 250 мм рт.ст.; г) 500 мм рт.ст.;
- б) 300 мм рт.ст.; д) 600 мм рт.ст.
- в) 400 мм рт.ст.;

16. Рабочий диапазон ультразвуковых эхоскопов лежит в интервале:

- а) 100...500 кГц; г) 15...30 МГц;
- б) 500... 1000 кГц; д) 30...100 МГц.
- в) 1...15 МГц;

17. В состав приемопередатчика эхоофтальмометра ЭОМ-24 входят: схема формирования импульсов зондирования; четыре ключа; усилитель зондирующего импульса; диодный ограничитель, схема временной автоматической регулировки усиления, трансформатор; двухполупериодный выпрямитель, ФНЧ, видеоусилитель.

18. В основе построения доплеровских приборов лежит эффект:

- а) зависимости интенсивности отраженного эхо-сигнала от прозрачности зондируемого объекта;
- б) изменения частоты отраженного сигнала в зависимости от скорости движения зондируемого объекта;
- в) изменения амплитуды отраженного сигнала в зависимости от глубины залегания зондируемого объекта;
- г) задержки времени возврата зондирующего сигнала в зависимости от глубины залегания зондируемого объекта.

ГЛАВА 4. ПРИБОРЫ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ИНТРОСКОПИИ

Среди многообразия сфер применения интроскопии одним из наиболее важных следует считать медицинскую диагностику, причем в промышленно развитых странах приборы и системы интроскопической диагностики занимают одно из ведущих мест по масштабам их использования в медицинской практике.

Под *интроскопией* понимают визуальное наблюдение объектов, явлений и процессов в оптически непрозрачных телах и средах, а также в условиях плохой видимости (от лат. *intro* - внутри и греч. *skopeo* - смотреть). Всю информацию об интересующих исследователя объектов (с точки зрения интроскопических исследований) несут электромагнитные излучения, которые каждое мгновение пронизывают любую точку пространства. Современные средства интроскопии, освоившие очень малую часть диапазона электромагнитных излучений, расширяют человеческие возможности восприятия мира в сотни и тысячи раз [1].

4.1. Формирование интроскопических изображений

Для эффективного использования и грамотной эксплуатации широкого арсенала интроскопической техники необходимо достаточно глубоко понимать закономерности генерации электромагнитных излучений различных диапазонов, их распространения, отражения, преломления и поглощения в различных физических средах; физические, биофизические и биологические эффекты, возникающие при воздействии электромагнитных волн различной длины и интенсивности на живые биологические ткани, а также принципы построения разнообразной диагностической интроскопической аппаратуры.

Способность обнаружения дефектов или определенных структурных образований методами интроскопии определяется правилом Релея. Объект может быть обнаружен (в интроскопии

применяют термин «визуализирован»), если он «просвечивается» излучением с длиной волны меньше его размера. В соответствии с этим правилом, с помощью длинных многометровых радиоволн устанавливают неровности поверхности земли и морского дна. С помощью дециметровых и сантиметровых волн производится радиолокация объектов (самолетов, кораблей и т.д.). Волны миллиметрового и субмиллиметрового диапазонов могут обеспечивать визуализацию органов человека и т.д.

После взаимодействия с объектом электромагнитные волны несут некоторое скрытое изображение, полученное в разных физических полях. Чтобы обеспечить их визуализацию, то есть сделать объект видимым человеческому глазу, применяют различные типы преобразований.

Современная медицинская интроскопия использует достаточно широкий спектр излучений (рис. 4.1): рентгеновское (с энергиями 10... 100 кэВ), γ -излучение искусственных радиоактивных изотопов (с энергиями 10...300 кэВ), инфракрасное излучение человеческого тела, оптический диапазон излучений, излучения радиочастотного диапазона, волны СВЧ-диапазона для реализации ядерного магнитного резонанса, высокочастотные звуковые колебания. Изучаются возможности использования для целей визуализации и корпускулярных излучений (электроны, нейтроны, протоны).

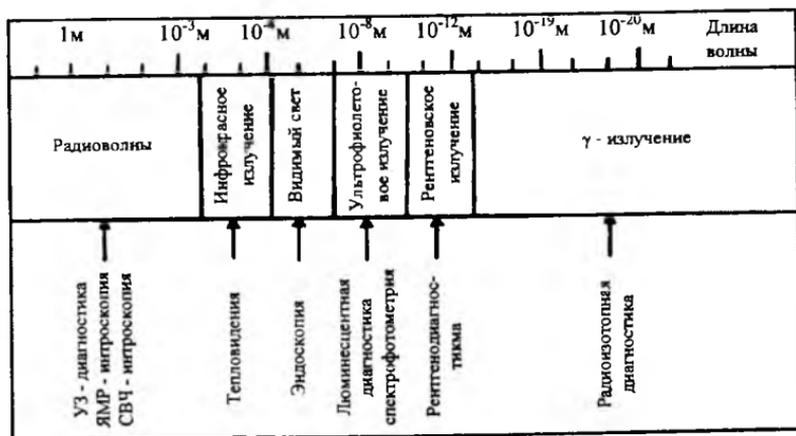


Рис. 4.1. Спектр излучений медицинской интроскопии.

При всем многообразии интроскопических методов получения изображений их можно разбить на четыре основные группы [1]:

1) *регистрация излучения, проходящего через исследуемый объект* (рис. 4.2,а). Источник излучения и приемник располагаются на противоположных сторонах от объекта. Такой метод применим при использовании достаточно сильного проникающего излучения (рентгеновское, поток нейтронов, иногда ультразвуковые волны);

2) *регистрация отраженного излучения* (рис. 4.2,б). Приемник может быть совмещен с источником или располагаться рядом с ним. По этой схеме работают внутрисполостные эндоскопы и ультразвуковые сканеры;

3) *регистрация собственного излучения объектов* (рис. 4.2,в) в инфракрасном и радиочастотном диапазонах. Если в исследуемый орган введен радиоактивный изотоп, то регистрируется распределение активности излучения (изотопная диагностика);

4) *регистрация рассеянного излучения* (рис. 4.2,г). На ее принципах построены некоторые типы рентгеновских и ЯМР – томографов.

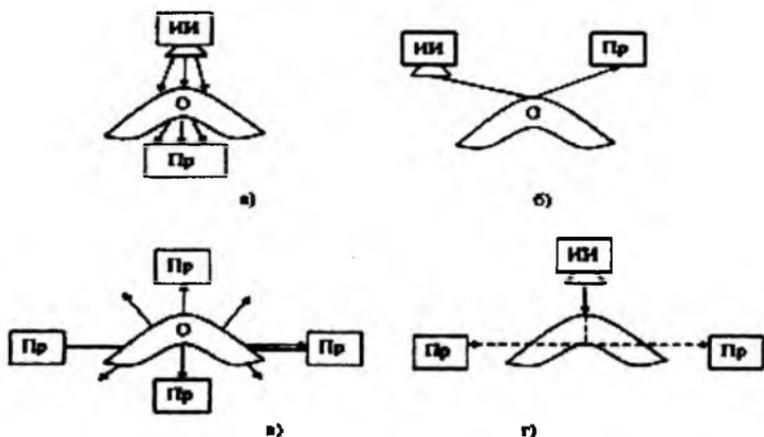


Рис. 4.2. Способы получения интроскопических изображений:
ИИ-источник излучения; Пр-приемник; О-объект.

Во всех интроскопических системах производится многоступенчатое преобразование скрытых изображений для получения скрытых картин, которые может анализировать человеческий глаз. Тракты преобразователей излучения превращают скрытое в излучении изображение либо в оптическое излучение (на фотопленке или на фотобумаге, на флуоресцентном экране), либо в последовательность электрических сигналов, которые используются для формирования изображений в телевизионных или компьютерных системах.

4.2. Тепловизоры

Используемые в медицине тепловизоры позволяют визуально наблюдать пространственное распределение температуры, как на поверхности биообъекта, так и внутри него.

В тепловизорах (рис. 4.3) осуществляется сканирование объектов исследования узким оптическим лучом, сформированным системой «объект-приемник».

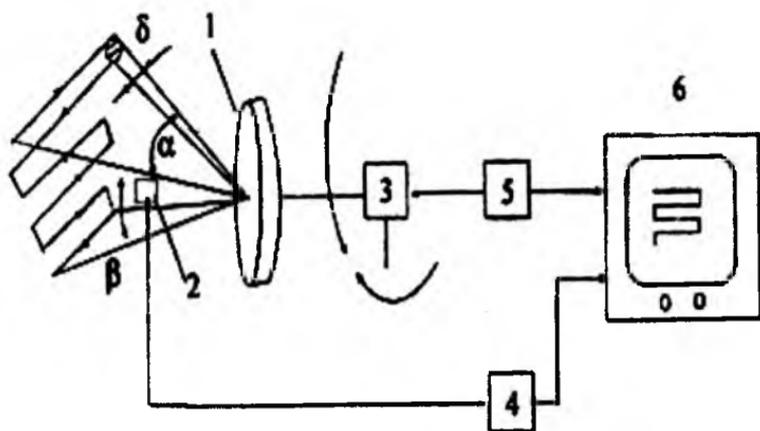


Рис. 4.3. Структурная схема тепловизора:
 1-приемная оптическая система; 2-приемник излучения;
 3-сканирующее устройство; 4-усилитель; 5-система развертки
 и синхронизации; 6-электронно – лучевая трубка (ЭЛТ).

Узкий оптический пучок, с угловым размером θ , сканирует объект в поле зрения (углы α , ρ) за время T , которое называют временем кадра. Угол θ называют мгновенным углом поля зрения. Информация о температуре объекта приемника излучения преобразуется в электрический сигнал, амплитуда которого пропорциональна величине температурного излучения. Этот сигнал усиливается и модулирует яркость луча ЭЛТ. Система развертки и синхронизации обеспечивает синхронное сканирование поверхности объекта наблюдения с разверткой луча на экране ЭЛТ, что позволяет сформировать изображение, подобное получаемому на экране телевизионного приемника.

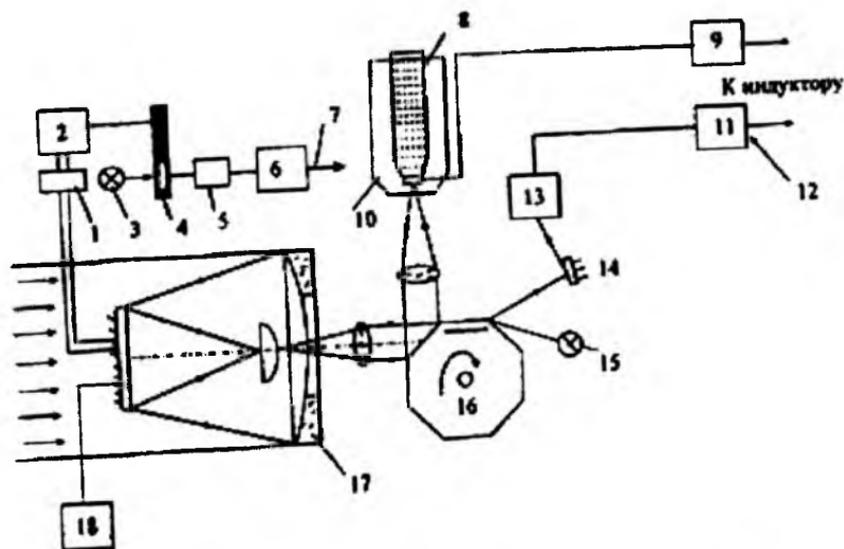


Рис. 4.4. Оптическая схема тепловизора ИК-10П:
 1-кулачок; 2-двигатель кадровой развертки; 3,15-лампа;
 4-модулятор; 5,13-фотодиод; 6-формирователь кадрового импульса; 7-синхроимпульс кадра; 8-сосуд Дьюара; 9-предварительный усилительный усилитель; 10-приемник; 11-формирователь строчных импульсов; 12-синхроимпульсы строчные; 14-зеркало; 16-вращающийся барабан; 17-сферическое зеркало; 18-фокусирующий двигатель.

Рассмотрим более подробно принцип работы тепловизора на примере отечественного прибора ИК-10П, одним из важнейших узлов которого является *оптическая система* (рис. 4.4). Она предназначена для того, чтобы собрать количество лучистой энергии от источника для образования изображения объектов с нужным качеством, а также должна способствовать выделению полезного сигнала на фоне сигналов от других излучателей. Требования к оптической системе определяются назначением всего прибора (дальность действия, рабочая длина волны, помехозащищенность и т.п.).

Оптическая схема прибора состоит из сферического зеркала кадровой развертки, диафрагмы поля зрения, коллектива коллиматорных линз, зеркального барабана, фотоприемника и светофильтров (см. рис. 5.4). Для развертки изображения используется *зеркально-линзовая система*. Основным объектив выполнен в виде сферического зеркала с центральным отверстием, против которого на расстоянии, определенном из соображений минимальных энергетических потерь, располагается плоское зеркало - контротражатель, колебание которого относительно вертикальной оси позволяет осуществлять кадровую развертку изображения, а поступательное движение вдоль оси системы - фокусировку на объект.

Для сокращения энергетических потерь из-за переломления и рассеивания световых пучков в плоскости изображения зеркального объектива предусмотрено расположение линзового коллектора. Данную схему отличает высокая энергетическая эффективность за счет отсутствия преломляющих элементов большой толщины, а также технологичность изготовления, обусловленная максимальным использованием сферических зеркальных элементов.

Строчная развертка осуществляется с помощью зеркального барабана, работающего в параллельных пучках, что обуславливает минимальную величину aberrаций. Коллимирование пучков, идущих от различных точек объекта, их фокусировка на приемнике выполняется специальными объективами, симметрично расположенными перед зеркальным барабаном, причем фокальная плоскость одного из них совпадает с плоскостью изображе-

ния основного зеркального объектива, а другого - с плоскостью диафрагмы приемника.

Конструктивно приемная камера выполнена из литого каркаса, в котором расположены основные узлы, необходимые для ее работы.

Узел переменной фокусировки состоит из привода с двигателем ДПМ-20-Н-14, имеющим редуктор, с помощью которого перемещается контротражатель, в результате чего изменяется фокусное расстояние.

Узел кадровой развертки обеспечивает качание зеркала 18 раз в секунду. В качестве двигателя используется гистерезисный двигатель Г-201. Качание зеркала с частотой 16-18 Гц обеспечивается за счет кулачка, расположенного на оси двигателя. В узле кадровой развертки предусмотрен блок синхронизации, выполненный в виде диска-модулятора (вращающегося от двигателя кадровой развертки), лампочки МН-13 и фотодиода.

Узел строчной развертки обеспечивает получение 1600 строк в секунду с помощью барабана с восемью гранями, вращающегося с частотой 12000 об/мин. С этой целью используется гистерезисный двигатель МГ-30-400 А. В узле предусматривается блок синхронизации, состоящий из лампочки, отражающего зеркала и фотодиода ФД-3. Поток света от лампочки падает на грань зеркального барабана, что соответствует началу строки; отраженный сигнал попадает на зеркало и фотодиод, с которого сигнал поступает на формирователь синхроимпульсов. Фотоприемник крепится на кронштейне, изолированном от строчной развертки и имеющем тестированные перемещения. Рядом с фотоприемником крепится предусилитель. Он располагается в кожухе. Коэффициент его усиления составляет 1500. Входное сопротивление на частоте 10^3 Гц составляет 1,2 МОм. Напряжение шумов при закороченном входе 2мкВ.

На тыльной стороне оправы крепления большого зеркала располагаются формирователи строчных кадровых синхроимпульсов. Приемная камера и блок индикатора соединены между собой кабелем. Приемная камера имеет визир-дальномер для наведения ее на исследуемый объект и для фокусировки объектива.

Структурная схема электронной части тепловизора приведена на рис. 5.5.

Электронный сигнал с приемника ИК-излучения подается на предусилитель (ПрУ), входная цепь которого собрана на полевом транзисторе КП-302. Конструктивно предусилитель выполнен на печатной плате и расположен непосредственно у приемника ИК-излучения.

Усиленный электрический сигнал подается на промежуточный видеоусилитель (ПВУ) с регулируемым коэффициентом усиления и полосой, а затем одновременно подается на блок шкалы полутонов (БШП) и дискриминатор через электронный коммутатор. Сигналы с БШП, ГИП и ГИГ смешиваются окончательным видеоуслителем, который управляет модулятором электронно-лучевой трубки (ЭЛТ).

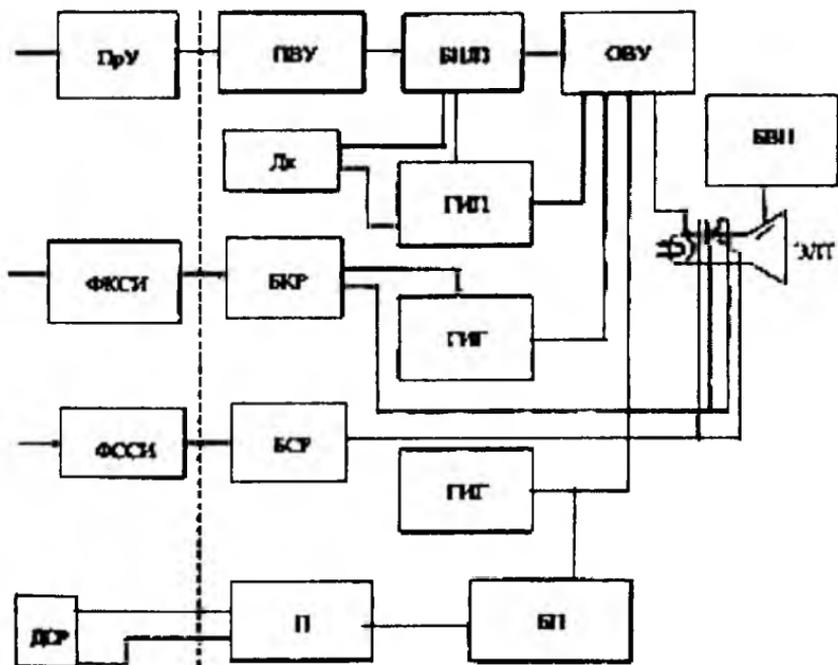


Рис. 4.5. структурная схема электронной части прибора ИК-10П

ПрУ-предварительный усилитель; ФКСИ и ФССИ- формирова- тели кадровых и строчных синхроимпульсов; ДСР-двигатель строчной развертки; ПВУ и ОВУ-промежуточный и оконечный видеоусилители; БШП- блок шкалы полутонов; Д_к-дискримина- тор; П-преобразователь; ГИП и ГИГ- генераторы импульсов под- света и гашения; БП и БВН-блоки питания и высокого напряже- ния.

Блок кадровой развертки (БКР) включает в себя узел задерж- ки, узел защиты, формирования прямого хода, изменения обрат- ного хода, усиления пилообразного тока, блок стабилизаторов.

Блок строчной развертки (БСР) состоит из таких же функцио- нальных узлов, что и кадровая развертка.

Тепловизор ИК-10П позволяет выделять на тепловом изобра- жении объекта области одинаковых температур с помощью изо- терм, высвечивающихся на кинескопе. В нижней части кадра формируется серая шкала, которая используется для измерения температуры. При этом яркость участков изображения объекта сравнивают с яркостью элементов шкалы, для которой при ка- либровке прибора определяют температурный перепад, соответ- ствующий переходу от белого к черному.

В современных тепловизорах используются малогабаритные тепловизионные камеры с охлаждаемыми и неохлаждаемыми тепловыми датчиками, которые регистрируют ИК-излучение в диапазоне 3...14 мкм.

В качестве чувствительных элементов (приемников ИК-излу- чения) могут использоваться высокотемпературные сверхпро- водящие (ВСТП) материалы, например, на основе соединения $YBa_2Cu_3O_7$, наносимого в виде пленки толщиной около 0,1 мкм на подложку из материала $SrTiO_2$. Высокотемпературные сверхпро- водниковые измерители мощности работают на болометрическом принципе, основанном на измерении сопротивления ВСТП- пленки при воздействии на нее теплового излучения измеряемой мощности. Считываемая с ВСТП-пленки информация передается в информационно-измерительную систему, в которой произ- водится реконструкция тепловизионных изображений, форми- руются комментарии, производятся требуемые расчеты и т.д.

В качестве приемника ИК-излучения могут использоваться также кремниевые матрицы, выполняемые на диодах Шотки по КМОП-технологии с электронным сканированием. Для снижения уровня шумов тепловизионного приемника могут использоваться системы охлаждения, например, жидким азотом.

4.3. Рентгеновская диагностическая техника

Известно, что биологические ткани, имеющие различную плотность, обладают различной степенью поглощения рентгеновского излучения. Это свойство позволяет по интенсивности потока рентгеновского излучения, прошедшего через объект, судить о структуре исследуемого биообъекта.

Экранно-пленочные рентгенодиагностические системы относят к разряду классических. В состав таких систем входят рентгеновские трубки (рис. 5.6), излучающие рентгеновские лучи определенной интенсивности с фокусирующими приспособлениями, и приемники излучения, в которых формируется рентгеновское изображение на рентгеновской пленке, например РМ-В, и экране.

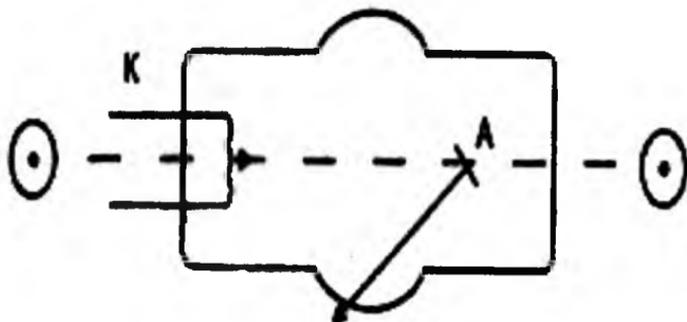


Рис. 4.6. Структурная электрическая схема генератора рентгеновских лучей: К-катод; А-анод.

Разогретый катод (К) служит источником электронного потока, который разгоняется в сильном электрическом поле, приложенном между катодом и анодом (А) в вакуумной трубке. Элек-

троны, долетевшие до анода, тормозятся им, в результате чего возникает высокочастотное электромагнитное излучение, называемое тормозным и имеющее непрерывный спектр до некоторой предельной частоты ν_B .

Для практики важной характеристикой рентгеновской трубки является полная интенсивность рентгеновского излучения, генерируемая при заданном напряжении U на аноде:

$$I = \int_0^{\nu_B} I_\nu d\nu = C_1 i Z \nu_B^2 / 2,$$

где I_ν - энергия тормозного излучения на частоте $\nu = c/X$;

c - скорость света, м/с;

λ - длина волны, м;

C_1 - некоторая константа, с²;

i - анодный ток, А;

Z - атомный номер элемента, из которого изготовлен анод. (В некоторых типах трубок используется синусоидальное анодное напряжение, при котором энергетическая зависимость имеет резко выраженные пики.)

Для рентгентехники используются длины волн от 10^{-5} до 10^{-1} нм, анодные напряжения порядка 25... 150 кВ с энергией γ -квантов от 20 до 150 кэВ. Поглощаемые объектами дозы ионизирующего излучения определяются по формуле:

$$D = dm/dw,$$

где m - элемент массы, кг;

w - плотность энергии, Дж/м³.

Конструктивно корпус (баллон) рентгеновской трубки изготовлен из термостойкого стекла. Иногда средняя часть трубки выполняется с применением металлов, что позволяет избежать электролиза стекла и частично снимать проблему теплоотвода. Кроме того, чтобы улучшить теплоотвод, среднюю часть делают с расширением, используют также схемы принудительного охлаждения с масляным теплоносителем. В качестве источников электронов обычно используется вольфрамовый катод с рабочей

температурой около 2000°С. Для фокусировки электронного пучка катод помещается в никелевую капсулу. Угол скоса анода выбирается около 17 град по отношению к оси трубки. В качестве материала анода обычно используют вольфрам и молибден, иногда (для повышения эксплуатационных характеристик) с различными добавками. Для увеличения срока службы и улучшения теплоотвода в некоторых конструкциях трубок используют аноды специальной формы, слойные, вращающиеся аноды и т.д.

Важной характеристикой трубки является фокусное пятно, определяемое как часть анода и непосредственно взаимодействующее с пучком электронов. Эффективное фокусное пятно определяется как проекция действительного фокусного пятна на направление, перпендикулярное прямой, проходящей через центры фокусного пятна и выходного окна.

Простейшим приемником в рентгенодиагностике является рентгеновская пленка прямого изображения. Механизм формирования изображения здесь аналогичен механизму, используемому в фототехнике, и основан на взаимодействии квантов рентгеновских лучей с зернами бромного серебра.

Учитывая вредное влияние рентгеновских лучей на человеческий организм, просвечивание стараются осуществлять при мощностях дозы в плоскости экрана не более 200 мкР/с, что обеспечивает яркость лучших рентгеновских экранов не выше 10^{12} кд/м². При столь низких яркостях контрастная чувствительность и пространственная разрешающая способность зрения ограничены и рентгенолог не способен извлечь из рентгеновского изображения на экране всю информацию, которая на нем содержится. Например, при мощности дозы 200 мкР/с рентгенолог не может различить на рентгеновском экране при полной темновой адаптации детали площадью 1 мм² контрастом менее 30%. Это обусловлено низкой квантовой эффективностью системы «экран-глаз» из-за необратимых потерь светового потока при переносе изображения с экрана на фоточувствительную поверхность сетчатки глаза. Этот вывод относится также к любой электронной рентгеноскопической системе, которая собирает с экрана на фоточувствительную поверхность приемника не больше фотонов, чем глаз.

Для устранения этого недостатка используют электронно-оптические усилители рентгеновского изображения (УРИ), способные усиливать яркость изображения за счет ускорения электронов с помощью внешнего электрического поля (рис. 4.7).

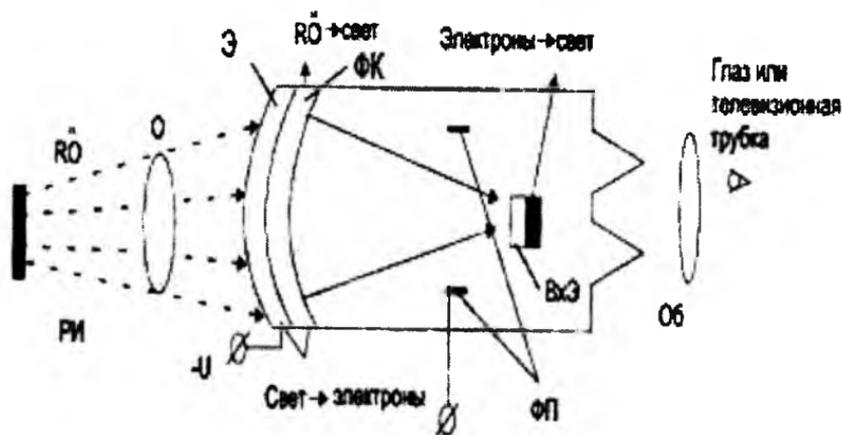


Рис. 4.7. Структурная схема усилителя яркости рентгеновского излучения: РИ-рентгеновский излучатель; О-объект; Э-экран; ФК-фотокатод; ФП-фокусирующие пластины; ВхЭ-выходной экран; Об-объектив.

В усилителях такого типа рентгеновское излучение (RO), прошедшее через объект, попадает через стекло вакуумной колбы на экран, который преобразует его в свет. Вплотную к этому экрану расположен слой фотокатода, из которого под действием света выбиваются электроны. Ускоренные электрическим полем электроны с помощью фокусирующих пластин направляются на выходной экран из катода люминофора, где превращаются в свет, во много раз усиленный по яркости. Усилители рентгеновского изображения позволяют не только усиливать яркость, но и снижать дозы излучения до некоторого порогового уровня, определяемого величиной квантового шума рентгеновского излучения. После усиления можно производить визуальный анализ изображения, регистрировать его на фотопленке, обрабатывать средствами видеотехники (видеокамеры, видеомониторы) и т.д.

С появлением цифровых запоминающих устройств и устройств ввода изображений в ПЭВМ началась разработка цифровых приемников рентгеновских изображений, совмещаемых с УРИ. Это различные варианты матричных приемников, сочетающих технологию цезий-йодного экрана с матрицей кремниевых фотодиодов (aSi:H), находящейся в непосредственном контакте с экраном. В этих приемниках потери фотонов сведены к возможному минимуму, что потенциально позволяет достичь квантовой эффективности, равной эффективному коэффициенту поглощения рентгеновских квантов в экране.

Другой разновидностью плоских приемников являются матрицы тонкопленочных полевых транзисторов, покрытых аморфным селеном. Цифровой приемник на селеновом детекторе имеет высокое качество изображения, так как в нем отсутствует многоступенчатый процесс преобразования рентгеновского изображения в видеосигнал. Здесь имеются только две ступени: рентгеновские кванты преобразуются в потенциальный рельеф электрических зарядов, а потенциальный рельеф - в видеосигнал. Для сравнения укажем, что в УРИ на рентгеновских электрооптических преобразователях (РЭОП) таких ступеней пять: 1) рентгеновские кванты экраном преобразуются в световые фотоны; 2) фотоны фотокатодом - в электроны; 3) электроны - в фотоны на выходном экране РЭОП; 4) фотоны - в электроны в ПЗС-матрице и, наконец, 5) электроны считываются из пикселей ПЗС-матрицы в виде видеосигнала. По этим двум технологиям созданы промышленные образцы приемников фирмами «*Trixell*» (Франция), «*dpiX*» и «*Var-ian medical systems*» (США), «*Shimadzu*» (Япония) и др.

В России разработаны цифровые приемники по трем технологиям: на экранах с ПЗС-матрицами, на линейках детекторов и на РЭОП с ПЗС-матрицами.

Использование цифровых приемников позволяет значительно снизить лучевую нагрузку на пациента, поскольку время включения рентгеновского луча в таких системах определяется временем захвата кадра изображения цифровыми элементами памяти, что делает эти аппараты практически безопасными.

Широкий динамический диапазон изображения позволяет надежно выявлять патологию как в мягких тканях, так и в костных структурах.

Возможность математической обработки изображения повышает диагностическую эффективность рентгенографии.

Обеспечивается возможность создания цифрового архива снимков (на магнитооптическом компакт-диске емкостью 640 Мб может храниться до 500 снимков).

Возможность дистанционной передачи цифрового изображения по линии связи повышает оперативность заочной консультации.

Экономичность цифровой рентгенографии (нет необходимости в использовании фотолабораторий, дорогостоящей фотопленки и химреактивов).

В настоящее время в медицинской практике используется несколько типов конструкций цифровых рентгенодиагностических аппаратов (ЦРА), которые различаются, прежде всего, типом детектора рентгеновского излучения (рис. 4.8).

Общими элементами в этих аппаратах являются рентгеновское питающее устройство (РПУ) (со средне- или высокочастотным высоковольтным генератором) с рентгеновским излучателем (РИ), содержащим рентгеновскую трубку, а также система цифровой обработки электрического сигнала, принимаемого детектором.

Оснащенный усилителем рентгеновского изображения (УРИ) ЦРА (см. рис. 4.8,а) включает рентгеновский электронно-оптический преобразователь (РЭОП), расположенный за объектом исследования (пациентом). Рентгеновский пучок, пройдя через тело пациента, несет в себе скрытое изображение внутренних органов. С помощью РЭОП это скрытое изображение визуализируется и через объектив (Об) проецируется на входное окно телевизионного прибора (ТП) (видикона или ССД-матрицы). Аналоговый телевизионный сигнал, пройдя через аналогово-цифровой преобразователь (АЦП), фиксируется в виде цифровой матрицы изображения в запоминающем устройстве (ЗУ). Из оперативной памяти ЗУ цифровое изображение путем обратного преобразования через ЦАП выводится на экран телевизионного монитора

(МТВ), а также с помощью ЭВМ может быть математически обработано и переведено в архив на длительное хранение.

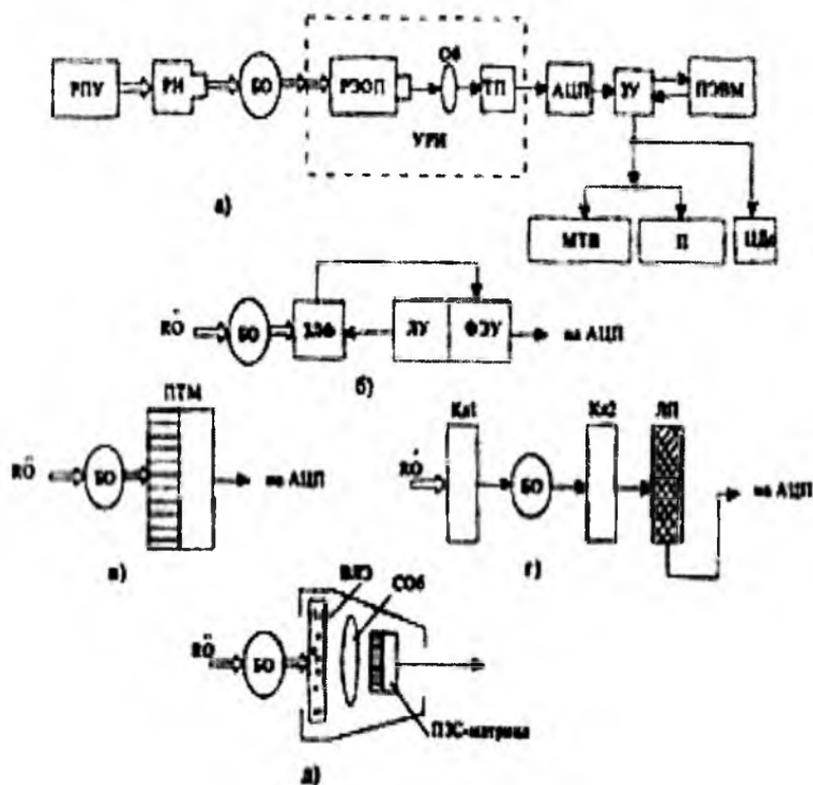


Рис. 4.8. Варианты обобщенных схем цифровой рентгеновской аппаратуры:

БО - биообъект; ТП - телевизионный прибор; АЦП - аналогово-цифровой преобразователь; ЗУ - запоминающее устройство; МТВ - телевизионный монитор; П - принтер; ЦДс - цифровой дисплей; ЗЛФ - запоминающий люминофор; ЛУ - лазерное устройство; ФЭУ - фотоэлектрический умножитель; ПТМ - полномасштабная твердотельная матрица; КЛ1 и КЛ2 - входной и выходной коллиматоры; ЛП - линейка-преобразователь; ВЛЭ - входной люминесцентный экран; СОБ - светосильный объектив.

Цифровые рентгенодиагностические аппараты, оснащенные УРИ, широко применяются в кардиологии, ангиологии, при хирургических операциях.

Описанная система отличается большой чувствительностью, так как практически все кванты рентгеновского излучения, прошедшие через входное окно РЭОП, преобразуются в электрический сигнал. Однако производство РЭОП с большим полем зрения (более 500 мм в диаметре), крайне необходимых для обследования легких, связано с технологическими трудностями, что приводит к значительному увеличению стоимости аппарата.

СП «Спектр» и ТОО «ГАНА» создали цифровой флюорограф ФСЦ-У-01 для обследования легких с РЭОП диаметром 12". Рентгенография производится в импульсном режиме при четырех различных положениях РЭОП относительно пациента. Для быстрого перемещения РЭОП используется специальная электромеханическая система. Полный цикл съемки не более 5 с. Полномасштабный цифровой снимок легких образуется путем «сшивки» четырех фрагментов с помощью специальной программы. Размер рабочего поля снимка составляет 385x385 мм, разрешающая способность 1,4 пар линий на миллиметр. Число элементов цифрового изображения 1024x1024. Пороговая контрастная чувствительность 0,5%. Средняя рабочая доза при четырех экспозициях (в плоскости приемника) 70 мкР.

В ЦРА, схема которого приведена на рис. 4.8,6, детектором рентгеновского излучения является запоминающий люминофор (ЗЛФ), который способен фиксировать скрытое рентгеновское изображение. В аппаратах, где изображение формируется центральным пучком, детектор с запоминающим люминофором выполнен в виде плоского экрана, а в аппаратах со сканирующим веерным пучком запоминающий люминофор наносится на поверхность цилиндра. После рентгеновского воздействия люминофор способен хранить скрытое изображение в течение 6 ч. Считывание скрытого изображения производится тонким лучом инфракрасного лазерного устройства (ЛУ).

Под действием лазера происходит освобождение накопленной в люминофоре энергии в виде вспышек света, интенсивность которых пропорциональна числу рентгеновских фотонов, погло-

щенных запоминающим слоем. Вспышки света улавливаются фотоэлектрическим умножителем (ФЭУ) и преобразуются в электрический сигнал, который, пройдя АЦП, формируется в цифровую матрицу, отражающую яркостные показатели каждого пиксела. После окончания считывания оставшееся изображение стирается путем облучения поверхности люминофора интенсивным видимым светом. После этой операции детектор может быть использован вновь для рентгенографии.

Если используется узкий пучок лазерного излучения (диаметром 0,05...0,20 мм) и компьютерная система с достаточно большим числом элементов изображения - пикселов (например, для грудной клетки порядка $2 \cdot 10^7$), то для большинства целей пространственная разрешающая способность оказывается вполне удовлетворительной. Таким образом устраняются недостатки применявшихся до сих пор методов цифровой радиологии. В то же время люминесцентная цифровая радиология (ЛЦР) обладает рядом важных преимуществ и по сравнению с обычной (пленочной) рентгенографией: большим на несколько порядков динамическим диапазоном, меньшим, благодаря этому, риском получения недоброкачественного изображения из-за неправильного выбора экспозиции; отсутствием необходимости в использовании фотоматериалов с высоким содержанием серебра (в отличие от них экран является запоминающим элементом многоразового использования) и возможностью управлять параметрами изображения с помощью компьютера - усиливать контраст, производить гармонизацию и т.д. Крупноформатное изображение может быть получено этим методом при дозах, снижение которых лимитируется лишь квантовыми флуктуациями. Его можно передавать на значительное расстояние и архивировать в цифровой форме, благодаря чему появляется возможность создания единой, охватывающей рентгенодиагностику в целом, автоматизированной цифровой системы.

Наиболее специфическим элементом ЛЦР является запоминающий изображение экран, содержащий люминофор (кристалло-фосфор), который обладает способностью к фотолюминесценции (ФСЛ). К кристалло-фосфорам для запоминающих экранов предъявляются весьма жесткие требования. Они должны

обладать: высоким энергетическим выходом ФСЛ при комнатной температуре для уменьшения флуктуации световых фотонов; достаточно далеко расположенными друг от друга полосами излучения и стимуляции для обеспечения надежного спектрального разделения путем соответствующего выбора ФЭУ и светофильтров; быстрым затуханием, вызываемым лазером, вспышек света для обеспечения необходимой скорости считывания изображения и предотвращения наложения друг на друга сигналов от различных его участков; длительным сохранением запасенной энергии (малым федингом); линейной зависимостью интенсивности ФСЛ от дозы ионизирующего излучения, благодаря чему достигается большой динамический диапазон; эффективным поглощением рентгеновского излучения для сведения к минимуму квантового шума.

Для рентгеноскопии могут применяться различные типы люминесцентных и полупроводниковых преобразователей рентгеновского излучения. Люминесцентные преобразователи используют свойства люминофоров преобразовывать поглощенную энергию рентгеновского излучения непосредственно в видимый свет. В полупроводниковых преобразователях на фотопроводниковом слое рентгеновское изображение преобразуется в рельеф проводимости с последующим преобразованием в потенциальный рельеф и видимое изображение.

Люминесцентные рентгеновские преобразователи с длительным послесвечением на основе люминофоров ZnS (Си) и ZnS (Си, Со) имеют большой рабочий цикл, включающий подготовку экрана (термическое стирание сохранившегося от предыдущего цикла изображения), охлаждение и зарядку экрана в светонепроницаемую кассету, экспонирование и визуальный анализ изображения в темном помещении в течение 10-15 мин после экспонирования. Время цикла для люминесцентной рентгеноскопии алюминиевых сплавов толщиной 40 мкм сравнимо с временем получения снимка на рентгеновской пленке.

Для преобразователей с послесвечением (толщина люминесцентного слоя, нанесенного на листовую алюминиевую подложку, 0,3-0,8 мм) получена разрешающая способность не меньше 3-6 пар линий на миллиметр.

Электролюминесцентные экраны на основе люминофора $ZnCd$ (Си, Со) дают видимое изображение при одновременном воздействии рентгеновского излучения и электрического поля. Время, в течение которого происходит незначительная потеря контраста изображения после снятия рентгеновского облучения, не превышает 5-10 мин. Изображение строится путем снятия электрического поля. Яркость электролюминесцентных рентгеновских преобразователей достигает $10-15$ кд/м², однако изображение практически не передает полутонов.

Для термолюминесцентных преобразователей (ТЛП) цикл контроля состоит из рентгеновского экспонирования, проявления скрытого изображения путем нагрева с одновременным визуальным анализом изображения и подготовкой экрана к следующему циклу. ТЛП на основе люминофоров $CaSO_4$ (Mn) и $CdSO_4$ (Sm) нечувствительны к действию видимого света, скрытое изображение может сохраниться до проявления 15-20 сут. Качество изображения на ТЛП зависит от однородности теплового поля и скорости нагрева, а время контрастного изображения - от экспозиционной дозы и температуры. ТЛП со слоем люминофора $CdSO_4$ (Mn) толщиной 0,3-0,5 мм, нанесенным на алюминиевые пластины, имеют разрешающую способность 3-4 пары линий на миллиметр. Контрастная чувствительность ТЛП по алюминиевому сплаву толщиной до 20 мм составляет 3-4% при дозе облучения на преобразователе до 100 Р.

Люминесцентные рентгеновские преобразователи со вспышечным люминофором имеют цикл контроля, аналогичный ТЛП, однако для стимуляции свечения требуют инфракрасного излучения. Существенными недостатками вспышечных люминофоров являются гигроскопичность и чувствительность к видимому свету.

Люминесцентные рентгеноскопические экраны имеют коэффициент радиационно-оптического преобразования до 120 кд-с/(м²-мР). Однако люминесцентные рентгеновские преобразователи не могут обеспечить оптимальную яркость изображений 100 кд/м².

Рентгеновские электронно-оптические преобразователи являются электровакуумными приборами, внутри которых входной

люминесцентный экран преобразует рентгеновское изображение в световое с последующим усилением яркости электронно-оптической системой. Коэффициент усиления яркости изображения достигает 3000. Промышленные образцы РЭОП имеют разрешающую способность в пределах 1,5...4,0 пар линий на миллиметр, контрастную чувствительность 3-5%, динамический диапазон до 40...50 и коэффициент радиационно-оптического преобразования 100...200 кд-с/(м²-мР). К недостаткам РЭОП следует отнести малую рабочую площадь (диаметр входного окна 100...230 мм), большие габариты и массу, нелинейность разрешающей способности от центра экрана к краям.

Полупроводниковые электролюминесцентные преобразователи (ПЭЛП) рентгеновского изображения представляют собой комбинацию фоторезистивного преобразователя с электролюминесцентным экраном, преобразующим потенциальный рельеф в оптическое изображение. Степень нелинейности зависимости яркости изображения от величины электрического поля определяется величиной приложенного напряжения. Поэтому ПЭЛП могут усиливать контраст рентгеновского изображения.

Рентгеновидиконы являются передающими телевизионными трубками с чувствительным к рентгеновскому излучению фотопроводящим слоем. Эффективность к рентгеновскому излучению для рентгеновидиконов составляет 2-4%. Выпускаемые промышленностью рентгеновидиконные трубки имеют диаметр 90... 150 мм, разрешающую способность в пределах 8...25 пар линий на миллиметр, контрастную чувствительность около 2-3% и динамический диапазон в пределах 5...20.

По разрешающей способности и контрастной чувствительности рентгеновидиконы существенно превосходят РЭОП, но уступают по площади рабочего поля, быстродействию и динамическому диапазону.

Принцип преобразования рентгеновского изображения с одновременным усилением яркости реализуется также в газоразрядно-люминесцентных преобразователях (ГЛП). Рентгеновские ГЛП являются газонаполненными приборами и представляют собой две заключенные в диэлектрическую рамку стеклянные плоскопараллельные пластины с расположенными на них

электродами, разделенные одна от другой газоразрядным промежутком, заполненным инертным газом (рис. 4.9). На внутренней поверхности одной из пластин нанесен слой люминофора (вилемит $Zn_2SiO_4:Mn$). Другая пластина прозрачна для видимого излучения. На внешней поверхности непрозрачного электрода нанесен по периметру резистивный слой, понижающий напряженность электрического слоя по краям преобразователя. Величина газоразрядного промежутка составляет 5-7 мм.

Принцип работы ГЛП основан на образовании скрытого электронно-ионного изображения в результате ионизации рабочего газа рентгеновским излучением, при преобразовании электронно-ионного изображения в ультрафиолетовое с помощью газового разряда и ультрафиолетового в видимое с помощью люминофора.

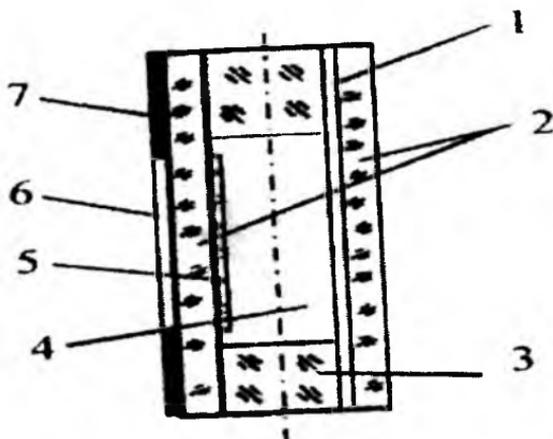


Рис. 4.9. Конструкция газоразрядно-люминесцентного преобразователя: 1-прозрачный электрод (проводящий слой S_nO_2); 2-стеклянная пластина; 3-стеклянная рамка; 4-газоразрядный объем; 5-слой люминофора; 6-непрозрачный электрод (слой алюминия); 7-резистивный слой.

Рабочее давление инертного газа (ксенона) в преобразователе близко к нормальному, что дает возможность разработки ГЛП с большой площадью. Плоскопараллельная конструкция преобразователя обеспечивает однородность параметров изображения по

рабочему полю. Коэффициент газового усиления, а следовательно, коэффициент усиления изображения преобразователя достигает $10^7 \dots 10^8$.

Схема ЦРА прямого детектирования рентгеновского излучения с использованием полномасштабной твердотельной матрицы (ПТМ), связанной с АЦП и далее с ПЭВМ, приведена на рис. 4.8,в. Такая конструкция ЦРА считается наиболее эффективной, так как в ней отсутствуют «лишние» промежуточные элементы, поглощающие и рассеивающие кванты рентгеновского сигнала, несущие полезную информацию о состоянии внутренних органов пациента. Детектор с полномасштабной матрицей регистрирует все кванты рентгеновского пучка, прошедшего через объект исследования.

Конструктивно полномасштабная матрица представляет собой двумерную поверхность прямоугольной формы, разбитую на элементарные участки (ячейки), каждая из которых имеет свой геометрический адрес, определяющий положение ячейки вдоль строки и столбца. От размера ячейки (пикселя) зависит разрешающая способность цифрового снимка. Количество квантов, поглощенных ячейками матрицы, определяет яркостные параметры изображения. Электронное изображение матрицы считывается и переносится в ЗУ, где формируется в виде цифровой матрицы.

В настоящее время производство полноформатных матриц (400x400 мм) на основе аморфного селена (Se) освоили несколько ведущих мировых фирм: ((*General Electric*), (*Philips*), (*Trixell*), (*Canon*), (*Siemens*), (*Starting*)). Однако стоимость полноформатных матричных детекторов очень велика (примерно 250...450 тыс. долл.), что делает недоступными ЦРА с полномасштабными матрицами для практического применения в системе здравоохранения.

Технологические трудности создания полноформатной матрицы для прямого детектирования рентгеновского излучения и высокая себестоимость изделия обусловили появление ЦРА сканирующего типа. В этих аппаратах преобразователь рентгеновского излучения имеет форму линейки. Известно применение двух типов преобразователей: газоразрядного и полупроводникового.

Газоразрядный преобразователь представляет собой многопроволочную пропорциональную камеру, заполненную смесью газов (ксенон и углекислый газ). Проволочки (электроды) камеры находятся под высоким электрическим потенциалом. Под действием рентгеновского излучения происходит ионизация газовой среды, которая основана на столкновении и поглощении рентгеновских фотонов атомами ксенона. Этот процесс, называемый ударной ионизацией, вызывает лавинную ионизацию газа, в результате которой величина наведенного на проволочки электрического сигнала увеличивается до 3000 раз. Такое усиление сигнала позволяет считать поглощенные рентгеновские кванты буквально поштучно. Это чрезвычайно важно для медицины, так как в ЦРА с газоразрядным детектором дозовая нагрузка на пациента в 30-50 раз ниже, чем на традиционных пленочных флюорографах.

В полупроводниковом варианте преобразователь набран из кремниевых фотодиодов и сцинтилляторов (Cd_2O_2S , $CdWO_4$). Фотодиоды поглощают фотоны видимого света, излучаемые сцинтилляторами под действием рентгеновских лучей. Электрический сигнал с выхода фотодиодов усиливается и подвергается электронной обработке.

В ЦРА, оснащенной линейкой-преобразователем, полное изображение внутренних органов получают путем сканирования исследуемой области узким веерным рентгеновским пучком при синхронном движении излучателя и линейки-преобразователя относительно неподвижного объекта съемки (см. рис. 4.8,г). Веерный пучок формируется двумя коллиматорами, имеющими окно в форме щели. Входной коллиматор (Кл1) формирует рентгеновский пучок, идущий к пациенту. Лучи, прошедшие через тело пациента, через выходной коллиматор (Кл2) попадают в окно линейки-преобразователя (ЛП). После электронной обработки электрического сигнала по всем строкам в ЛП формируется кадр, «сотканый» из отдельных строк.

ЦРА сканирующего типа с газоразрядной линейкой-преобразователем «Сибирь-Н» серийно выпускается ЗАО «Научприбор» (Орел). К ЦРА с полупроводниковой линейкой-преобразователем

относятся «ПроСкан-2000» («Рентген пром»), Истра, Московской обл.) и АПЦФ-01 «Карс-Скан» («Медрентех», Москва).

Существенным недостатком сканирующих аппаратов с веерным пучком является то, что в них рентгеновское питающее устройство и, соответственно, рентгеновская трубка эксплуатируются в режиме повышенной мощности, что отрицательно сказывается на продолжительности работы рентгеновской трубки, особенно при массовом обследовании населения, когда требуется обеспечить высокую пропускную способность рентгеновского кабинета (до 40 человек в час). Кроме этого, длительная экспозиция (от 5 до 8 с в зависимости от типа сканирующего аппарата) приводит к динамической нерезкости изображения при исследовании подвижных органов, в частности легких.

Схема ЦРА с оптоэлектронным преобразователем, содержащим входной люминесцентный экран (ВЛЭ), светосильный объектив (СОБ) и ПЗС-матрицу, приведена на рис. 4.8, д. Впервые аппарат данной конструкции был разработан СП «Гелпик» (Москва). С 1998 г. начато серийное производство малодозового цифрового флюорографа «Ренекс-флюоро».

В качестве конкретного примера рассмотрим цифровой рентгенографический аппарат АРЦ-01-ОКО (рис. 4.10). Он предназначен для проведения цифровой рентгенографии, при положении пациента стоя, сидя или лежа на каталке с рентгенопрозрачной декой. На аппарате можно сделать свыше 100 стандартных проекций различных органов и систем. Аппарат обеспечивает получение цифровых рентгенограмм, начиная от рентгенограмм пальцев рук и ног и заканчивая боковыми рентгенограммами пояснично-крестцового отдела пациентов с избыточной массой тела.

Рентгеновское питающее устройство аппарата (РПУ) выполнено по инверторной технологии с преобразованием напряжения частоты сети в килогерцовую область спектра, поэтому пульсации напряжения не превышают 5%. РПУ обеспечивает установки анодного напряжения рентгеновской трубки в пределах 40... 145 кВ с шагом 1 кВ. Установки количества электричества регулируются дискретно от 0,2 до 640 мА-с (34 шага).

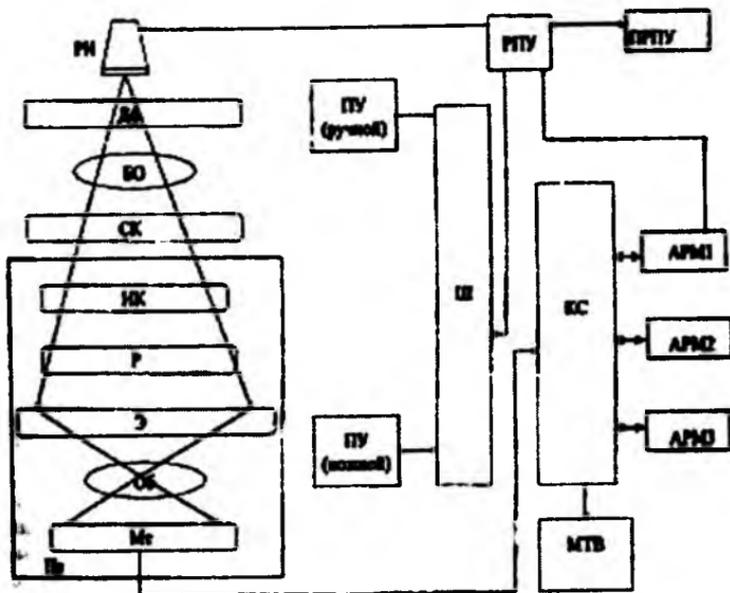


Рис. 4.10. Структурная схема аппарата АРЦ-01-ОКО:
Дф-диафрагма; СК-стол-каталка; ИК-ионизационная камера; Р-растр; Э-экран; Мт-матрица; Пр-приемник; ПУ-пульт управления; Ш-штатив; ПРПУ-пульт РПУ; КС-компьютерная стойка; АРМ-автоматизированное рабочее место; МТВ-монитор телевизионный для процедурной.

В излучателе используется двухфокусная рентгеновская трубка с размером фокусных пятен 0,6 и 1,2 мм и максимальным напряжением 150 кВ. Излучатель снабжен регулируемой диафрагмой, в которую встроен диск с фильтрами, устанавливаемыми как вручную, так и автоматически. Применение среднечастотного рентгеновского питающего устройства высокой мощности и быстрого действия, а также рентгеновского излучателя с высокой теплоемкостью позволило снизить времена экспозиций до нескольких микросекунд. При таких экспозициях динамическая нерезкость снимка не возникает. Излучаемые трубкой рентгеновские лучи после диафрагмирования и фильтрации формируют за пациентом невидимое рентгеновское изображение, которое экра-

ном цифровой рентгенографической камеры визуализируется. Это изображение светосильным проекционным объективом передается на ПЗС-матрицу сверхвысокого разрешения, которое преобразует изображение в видеосигнал. В камере используется растр с высокой избирательностью, что позволяет в значительной степени увеличить отношение сигнал/шум в плоскости экрана цифровой камеры при рентгенографии органов, создающих значительный фон рассеянного излучения. При просвечивании органов с низким рассеянием, когда отношение вторичного излучения к первичному меньше единицы, растр не эффективен. Поэтому имеется возможность оперативного съема растра. Система автоматического контроля экспозиции, построенная на базе ионизационной камеры, в сочетании с широким динамическим диапазоном цифровой камеры полностью исключает возможность получения бракованных цифровых снимков. Видеосигнал в камере оцифровывается и поступает на автоматизированное рабочее место лаборанта (АРМ1).

На АРМ1 оценивается качество снимка и производится запись его в цифровую память компьютерной стойки. Из памяти снимок может быть запрошен на АРМ2 врача-рентгенолога, где на мониторе происходит его анализ и интерпретация. Результаты исследования отображаются в рентгенологическом заключении, а снимок при необходимости может быть распечатан на принтере.

Для регистрации пациентов в состав аппарата включено рабочее место регистратора (АРМ3), с которого осуществляется ввод данных о пациенте. Это рабочее место может устанавливаться в регистратуре на расстоянии до 60 м от рентгеновского кабинета (по кабелю) или подключаться к аппарату через локальную сеть.

Управление аппаратом осуществляется с АРМ лаборанта. Применение трех АРМ позволяет одновременно вести регистрацию пациентов в регистратуре, проводить съемку пациентов в рентгеновском кабинете и анализировать ранее полученные снимки на АРМ врача-рентгенолога. Конструктивно аппарат выполнен в виде 7 функционально законченных устройств: штатива с излучателем и цифровым приемником, каталки, рентгеновского питающего устройства, трех АРМ и компьютерной стойки (рис. 4.11).

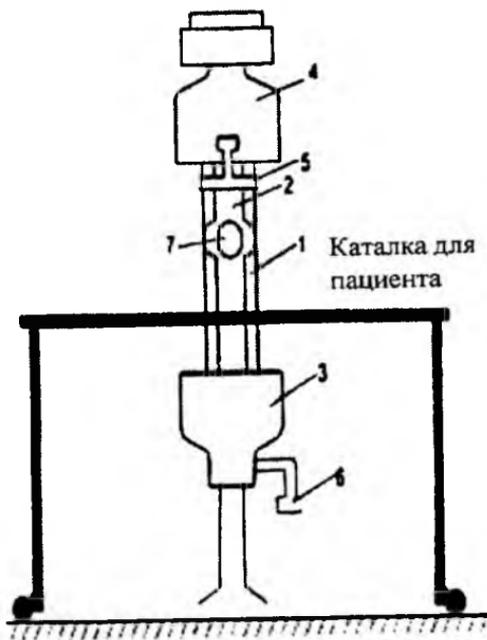


Рис. 4.11. Конструктивная схема ЦРА типа АРЦ-01-ОКО:
1-вертикальная стойка; 2-кронштейн; 3-цифровая камера;
4-рентгеновский излучатель с диафрагмой; 5,6-соответственно
ручной и ножной пульты управления; 7-ось крепления.

Штатив аппарата состоит из вертикальной стойки (1), на которой закреплен кронштейн (2) с установленными на нем с противоположных сторон цифровой камерой (3) и рентгеновским излучателем с диафрагмой (4). Расстояние между фокусом рентгеновской трубки и рентгеновским экраном камеры (фокусное расстояние штатива) равно 120 см. Штатив снабжен ручным (5) и ножным (6) пультами управления, с помощью которых кронштейн перемещается вверх и вниз, а также поворачивается вокруг горизонтальной оси на 180 град. Аппарат позволяет делать снимки в косых проекциях. Для этого предусмотрен узел поворота камеры в диапазоне 45 град вокруг оси крепления (7).

Таким образом обеспечивается возможность на одном штативе проводить все виды исследований, характерные для стола

снимков и вертикальной стойки снимков. В штативе используется уравновешенная конструкция вертикального перемещения кронштейна с помощью электродвигателя, что обеспечивает минимальное потребление энергии. Подвижные части штатива имеют ограничители и блокировки. Компьютерная стойка выполняет функции системного сервера, цифрового архива и коммутатора функциональных узлов аппарата.

Аппарат АРЦ-01-ОКО имеет следующие основные параметры и характеристики:

1. Максимальный размер рабочего поля составляет 385x385 мм. При снимках органов меньшего размера осуществляется диафрагмирование рабочего поля, которое контролируется световым центратором перед выполнением снимка.

2. Разрешающая способность аппарата 3,7 мм⁻¹. В АРЦ-01-ОКО предусмотрена возможность адаптивного изменения пространственной разрешающей способности в зависимости от требуемой детальности исследуемого органа. Ограничение разрешающей способности на уровне достаточности минимизирует экспозиционную дозу.

3. В отличие от пленочной рентгенографии, где для получения снимка оптимальной плотности требуется фиксированная доза, аппарат может работать в широком диапазоне доз в плоскости приемника. Он перекрывает диапазон чувствительности рентгенодиагностических комплектов (от 50 до 400), что соответствует дозам в плоскости приемника от 2 мР до 250 мкР соответственно.

4. Аппарат не ограничивает контраст любого органа. Напротив, один снимок в ряде случаев может заменить несколько снимков (например, просмотр легких и средостения). В зависимости от дозы в плоскости приемника контрастная чувствительность аппарата изменяется от 0,5 до 2%. Геометрические искажения изображения не превышают 2%. Время получения изображения не превосходит 10 с.

5. Объем памяти базы данных аппарата позволяет сделать до 30 тыс. снимков, после чего они переносятся в долговременный архив, расположенный в компьютерной стойке. Объем памяти архива на дисках DVD-RW емкостью 4-8 Гб может наращиваться в течение всего срока службы аппарата.

6. Программное обеспечение аппарата имеет широкие функциональные возможности, например автоматическое управление экспозицией в зависимости от исследуемого органа. Установлены автоматические режимы рентгеновского питающего устройства для исследований черепа, грудной и брюшной полостей, позвоночника, нижних и верхних конечностей. На аппарате запрограммировано свыше 70 стандартных проекций в соответствии с руководством по радиографической технике.

Рассмотрим основные технические характеристики некоторых типов современных ЦРА (табл. 4.1).

Таблица 4.1.

Основные технические характеристики ЦРА

Характеристики	«Pentex»	ФСЦ-У-01	ОКО-АФЦ
Анодное напряжение, кВ	50...120	40...110	40...150
Анодный ток, мА	10...100	2...3	50...640
Рабочее поле, мм	380x380	385x385	390x390
Время получения снимка, с	10	0,16	0,002
Время обработки изображения, с	5	5	10
Контрастная чувствительность, %	1,5	0,5	0,5...2,0
Пространственное размещение, линий/мм	1,4	1,4	2,5...2,8
Геометрические искажения, %	2,0	2,0	2,0
Доза в плоскости приемника, мР	1,0	0,06	1,0
Тип приемника	ПЗС-матрица 1010x1200	Полноформатная матрица со «сшиванием» 4-х изображений	ПЗС-матрица 2048x2048

Как показал анализ таблицы 4.1, лучшими характеристиками, важными для медицинского потребителя, обладает аппарат типа > ОКО-АФЦ.

Анализ состояния рынка ЦРА и перспективных наработок показывает устойчивую тенденцию к оптимизации соотношений между качеством изображения, дозой излучения, временем получения снимка, величиной рабочего поля, потребляемой мощностью, габаритами и ценой.

4.4. Компьютерные томографы

Развитие методов рентгенографии и средств их реализации привело к возможности получения двумерных изображений различных сечений биообъектов, называемых томограммами. Соответственно, аппаратура для получения изображения выбранных сечений (срезов) получила название *томографов*. В зависимости от типов источников и приемников излучений различают следующие типы томографов: рентгеновские, ядерно-магниторезонансные, эмиссионные изотопные, ультразвуковые, биоимпедансные и т.д. Появление достаточно мощной вычислительной техники позволило, с одной стороны, повысить качество томографических изображений, производить их автоматическую обработку, архивацию и т.д., а с другой стороны, по системе отображения срезов объектов реконструировать их трехмерные изображения, включая и изображение патологических очагов на них, что в значительной мере позволяет улучшить диагностические возможности соответствующей аппаратуры.

4.5. Формирование томографических изображений. Обобщенные структуры рентгеновских компьютерных томографов

Исторически первые томографы использовали рентгеновский принцип получения изображений, и поэтому под томографией (от греч. *tomo* - слой и *graph* - пишу) понимали методику рентгенологического исследования, с помощью которой можно получать изображение слоя, лежащего на определенной глубине исследуе-

мого объекта. Обычно томографический рисунок получают, синхронно перемещая излучатель и рентгеновскую пленку в противоположных направлениях таким образом, чтобы тени органов, лежащих вне слоя, размывались при движении, а изображение слоя оставалось четким, но такое изображение сильно «портят» различные тени соседних слоев. Применение ЭВМ и специальных математических методов позволило по серии разноракурсных одномерных сигналов синтезировать достаточно четкие двумерные изображения. Рассмотрим принцип получения такого изображения поперечного сечения среза по серии разноракурсных одномерных сигналов на примере обнаружения полупрозрачного цилиндра в прозрачном сосуде с водой (рис. 4.12,а) [1].

На рисунке 4.12,б разноракурсные направления рентгеновских лучей изображены системой полосок с таким расчетом, что их интенсивность пропорциональна степени поглощения лучей, проходящих через сосуд с цилиндром. В соответствии с этим показано их затемнение на фотопленке. Если проявленные позитивы сложить под теми же углами, в которых действовало излучение, то получим картину, похожую на изображение поперечного сечения цилиндра в банке с водой. Картина не изменится,

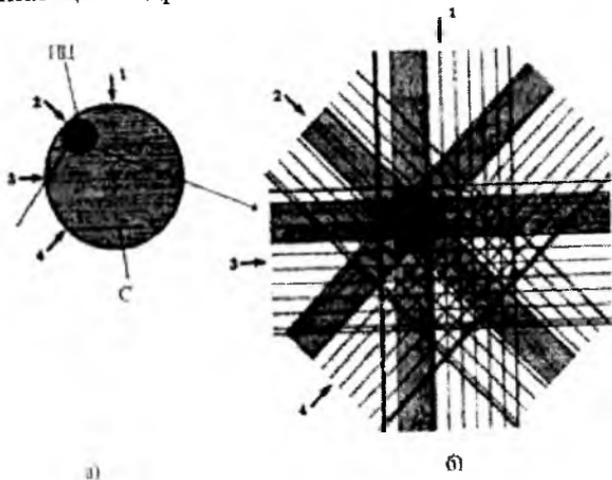


Рис. 4.12. Схема формирования томографических изображений: С-сосуд водой; ПЦ-полупрозрачный цилиндр; 1-4-условное изображение направления сканирующих рентгеновских лучей.

если сделать фотографии этих поперечных полос и затем развернуть эти полосы на плоскость. Получим что-то похожее на суммарную «густоту» полосок поглощения лучистой энергии по линии поперечного сечения в плоскости, где находились движущиеся источник и приемник излучения. При этом очевидно, что чем больше снимков сделано и чем меньше сдвинется угол при съемке, тем ближе полученное изображение к истинному изображению сечения. В вычислительной томографии вместо физического наложения изображений используют математические аналоги такого суммирования и математические методы фильтрации.

В первом компьютерном томографе Хаунсфилда с противоположных от исследуемого объекта сторон синхронно перемещались рентгеновский луч и детектор. Детектор все время регистрировал прошедшее через объект излучение. Затем система «излучатель-детектор» поворачивалась на несколько градусов относительно центра объекта и сканирование повторялось. Все сигналы, снимаемые с детектора, через аналогово-цифровой преобразователь вводились в ЭВМ, которая осуществляла синтез двумерных изображений.

Сравнивая обычные рентгенограммы с изображениями, полученными вычислительными методами с помощью современных компьютеров, следует отметить, что если рентгеновские снимки дают контрастную чувствительность около 2%, то в компьютерных томографах она достигает 0,2%, что позволило регистрировать коэффициенты ослабления от воздуха до кости.

В первых томографах (рис. 4.13,а) время исследования составляло более 5 минут, что приводило к существенным искажениям из-за возможных перемещений объекта, а движение внутренних органов кишечника, легких и сердца регистрировать было просто невозможно.

Дальнейшие исследования были направлены на снижение времени получения изображения до 2 с и менее. Такое снижение времени экспозиции достигалось путем введения линеек детекторов и веерного плоского рентгеновского луча (рис. 4.13,б). Следующее поколение томографов снабжалось несколькими сотнями неподвижных детекторов с вращающейся рентгеновской трубкой.

В них толщина среза была уменьшена до 2 мм (рис. 4.13,в). При использовании линейки детекторов важным условием является коллимация - направленность каждого детектора на фокус излучателя. Существуют системы с кольцевым набором детекторов, где вращается один излучатель (рис. 4.13, г).

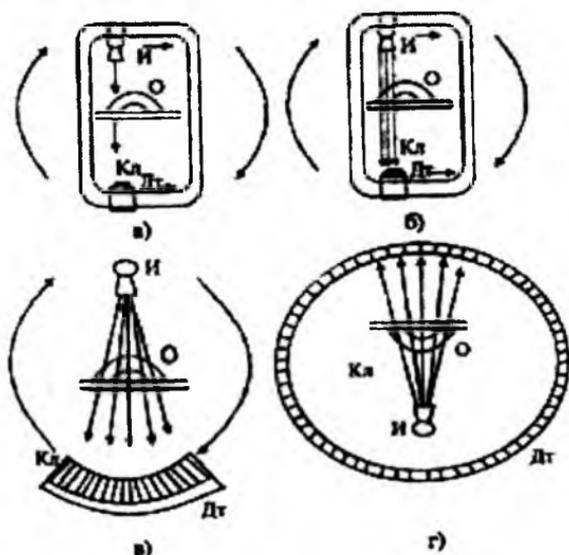


Рис. 4.13. Схема построения компьютерных томографов: И-излучатель; Кл-коллиматор; Дт-детектор; О-объект.

В варианте построения томографов, когда тяжелое рентгеновское питающее устройство размещается отдельно от излучателя, соединяющие их кабели выполнены так, чтобы серия сканирования состояла из цикла раскручивания и скручивания питающих проводов. Например, сочетают оборот излучателя в одном направлении с перемещением стола с пациентом на 1 см. При вращении излучателя в другом направлении стол продвигают еще на 1 см и т.д.

Системы совершают от половины до полного оборота. Иногда используют несколько неподвижных излучателей, последовательно переключаемых в процессе исследования.

Рассмотрим упрощенную структуру одной из конструкций рентгеновского томографа (рис. 4.14). Рентгеновское питающее устройство (РПУ) обеспечивает импульсное питание источника рентгеновского излучения (РИ). Импульсы рентгеновского излучения проходят через исследуемый биообъект (БО), коллиматоры (Кл) и регистрируются одновременно всеми детекторами линейки (ЛДт). Сигналы с детекторов поступают в блок запоминающих устройств (ЗУ), затем последовательно считываются аналогово-цифровым преобразователем (АЦП) и поступают в центральную ЭВМ для обработки.

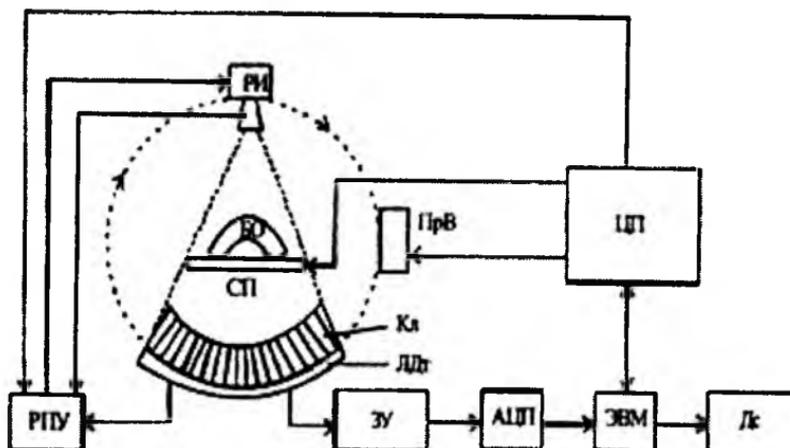


Рис. 4.14. Вариант структурной схемы компьютерного томографа: СП-стол пациента; ПрВ- привод вращения; Дс- дисплей; ЦП -центральный пульт.

В настоящее время распространены конструкции томографов, в которых относительно непрерывно вращающегося агрегата с рентгеновской трубкой непрерывно и плавно движется стол пациента. Этот способ сканирования называют *винтовым*, или *спиральным*. Он обеспечивает скорость получения информации более пяти изображений в секунду. В ряде конструкций используют спаренные детекторы, которые позволяют одновременно

сканировать два среза тела человека. Также системы позволяют «видеть» изменения сосудов на работающем сердце.

В рентгеновской компьютерной томографической системе *IMATRON* тяжелую вращающуюся конструкцию «РПУ-излучатель» заменили управляемым (электронным способом) сканирующим лучом, который «бомбардирует» круговой анод вокруг тела пациента (рис 4.15).

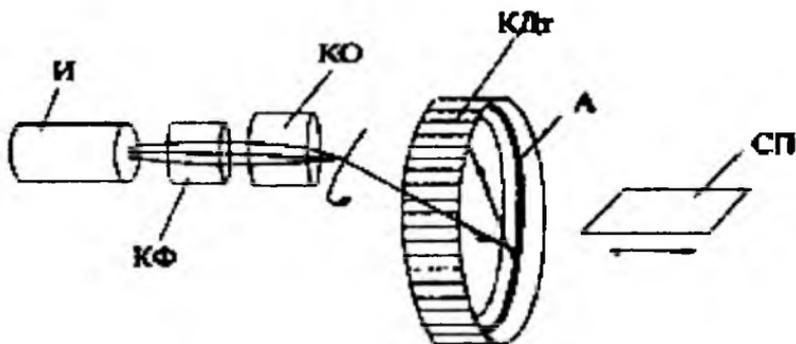


Рис. 4.15. Схема компьютерного томографа с управляемым лучом сканирования: И-излучатель; КО и КФ—катушки отклонения и фокусирующая; КДт- кольцевые детекторы; А-анод; СП- стол пациента.

Отраженный от анода (А) луч, вращаясь, проходит через тело пациента и попадает на кольцевые детекторы (КДт), с которых сигналы усиливаются и передаются в вычислительный блок для реконструкции изображений.

Для размещения большого количества детекторов в малых объемах была разработана специальная технология, упаковывающая множество герметичных цилиндрических ионизационных камер с ксеноном в конструкции дуговой конфигурации. В системах, использующих твердотельные детекторы, рентгеновское излучение непосредственно преобразуется в электрические сигналы, подаваемые на интегральные усилители.

В рентгеновских компьютерных томографах излучение не монохроматично, и поэтому коэффициенты ослабления излуче-

ния и эффективные значения энергии определяются как некоторые усредненные величины. Это учитывают при разработке программ восстановления изображений.

При реконструкции изображений используют специальные математические методы восстановления двумерных изображений по ряду одномерных проекций.

4.6. Ядерно-магниторезонансные томографы

Физика эффекта ядерно-магнитного резонанса (ЯМР) достаточно точно описывается в терминах квантовой механики. Однако в первом приближении для понимания принципов построения ЯМР-томографов можно использовать понятия классической физики. Известно, что около 2/3 положительно заряженных ядер атомов обладают некоторым магнитным моментом благодаря их механическому вращению вокруг собственной оси, называемому спином. Спин - это собственный момент количества движения, обусловленный вращением ядра, равный $I\hbar$, где I - характерное для каждого типа частиц целое (в том числе и нулевое) и полуцелое положительное число, называемое *спиновым квантовым числом* (например, спин протона равен 1/2, фотона - 1); \hbar - постоянная Планка, Дж-с.

ЯМР-томографы медицинского назначения в качестве источника сигнала используют водород. Это обусловлено тем, что человеческое тело почти на 80% состоит из воды, содержащей атомы водорода с положительно заряженными протонами с нулевым спином. Вращение протона, обладающего зарядом (из-за неравного числа нуклонов), можно рассматривать как кольцевой ток, который индуцирует слабое магнитное поле. С этой точки зрения ядра можно рассматривать как диполи. Напряженность магнитного поля вокруг ядра зависит от типа ядра и характеризуется магнитным моментом, пропорциональным спину ядра. Спиновой магнитный момент определяется по формуле:

$$M = \gamma I \hbar$$

где γ - коэффициент пропорциональности, постоянный для каждого вида ядер и называемый магнитно-механическим, или гиромагнитным, отношением.

В обычном состоянии (состоянии равновесия, при отсутствии внешнего магнитного поля) все ядра водорода ориентированы в пространстве человеческого тела случайно, следовательно, случайно ориентированы и их оси вращения, вследствие чего суммарный магнитный момент отсутствует ($M=0$). Когда исследуемый объект размещается внутри внешнего постоянного магнитного поля B_0 , магнитные моменты протонов ориентируются по направлению силовых линий этого поля, причем часть из них ориентируется в том же направлении, в котором действует внешнее магнитное поле (параллельно), а часть - в противоположном (антипараллельно). Протоны, магнитные моменты которых сонаправлены с напряженностью внешнего магнитного поля, находятся на энергетически более низком уровне по сравнению с протонами антипараллельной ориентации. Разница в энергии протонов этих двух ориентации (ΔE) увеличивается пропорционально напряженности внешнего магнитного поля и температуре:

$$\Delta E = \mu B_0 = h\nu_0$$

где μ - магнитный момент протона, А·м²;

ν_0 - частота электромагнитного излучения, испускаемая или поглощаемая протонами при переходе с одного энергетического уровня на другой, Гц.

Этот энергетический процесс обеспечивает возникновение и существование собственного магнитного момента (M) исследуемой ткани (рис. 4.16). Протоны, переориентированные вдоль силовых линий внешнего магнитного поля B_0 , достигают состояния равновесия, а сумма магнитных векторов отдельных протонов создает вектор объемной намагниченности, параллельный направлению внешнего поля. Состояние вновь достигнутого равновесия сохраняется, пока действует внешнее магнитное поле B_0 . Направление, параллельное силовым линиям внешнего магнитного поля, определим как продольное (или ось Z в трехмерной системе координат).

Следует иметь в виду, что спины протонов при постоянном магнитном поле совершают сложное движение в направлении оси Z (см. рис. 4.16). Это движение, кроме вращательного, построено таким образом, что основание оси вращения остается фиксированным, а конец оси описывает в пространстве круговое движение, образуя своеобразный пространственный конус. Такое движение называют *прецессией*.

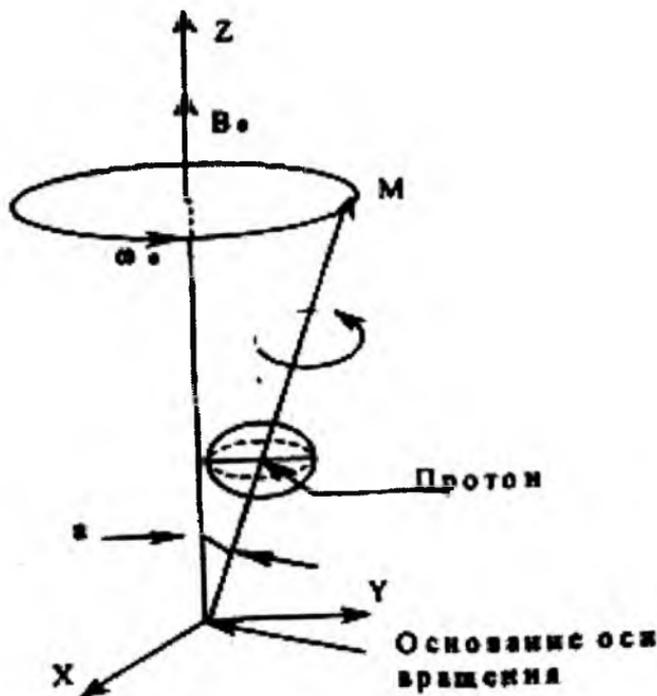


Рис. 4.16. Прецессия протона.

Скорость, или частота прецессии, ядра атома водорода зависит только от напряженности магнитного поля и определяется уравнением Лармора:

$$\omega_0 = \gamma B_0 / 2\pi,$$

где ω_0 - угловая частота прецессии, Гц;

$\gamma = \mu h$ - гиромагнитное отношение.

Для ядер атомов водорода $\omega_0 = 42,5659$ МГц. Например, при индукции $B_0 = 1$ Тл частота прецессии протонов также равна 42,5659 МГц, а для томографа типа «Образ-1», у которого напряженность магнитного поля равна 0,12 Тл, частота прецессии равна 1,5 МГц.

Ансамбли протонов, находящихся под действием постоянного магнитного поля, прецессируют с одинаковой частотой, но в разных фазовых отношениях (параллельно и антипараллельно внешнему полю), но, учитывая, что большинство магнитных моментов ориентировано параллельно полю, их векторная сумма будет сонаправлена с напряженностью внешнего поля. Векторная сумма магнитных моментов ансамбля ядер называется *общим магнитным моментом* (M), или *макроскопической намагниченностью*.

Поскольку движение спиновой системы можно рассматривать как колебательное, то ей присущи резонансные свойства, причем резонанса можно достичь, если применить внешнее возбуждение с частотой, сонаправленной с собственной частотой системы. При магнитном резонансе это - *ларморова частота*. Воздействуя на спиновую систему в фазе с ее собственными колебаниями, можно достичь больших колебаний с минимальными затратами энергии.

Для возбуждения спиновой системы, находящейся в постоянном магнитном поле, обычно используют импульсное электромагнитное поле радиочастотного метрового диапазона. Частота этих радиоволн должна быть равна или близка к ларморовой частоте ядер. Когда на ядра атомов водорода, достигших состояния равновесия в постоянном внешнем магнитном поле, воздействуют электромагнитными импульсами радиочастотного диапазона, энергия последних передается протонам. Результатом воздействия является то, что протоны переходят в состояние равновесия на более высоком энергетическом уровне E_2 , что соответствует их переориентации с параллельной на антипараллельную (рис. 4.17).

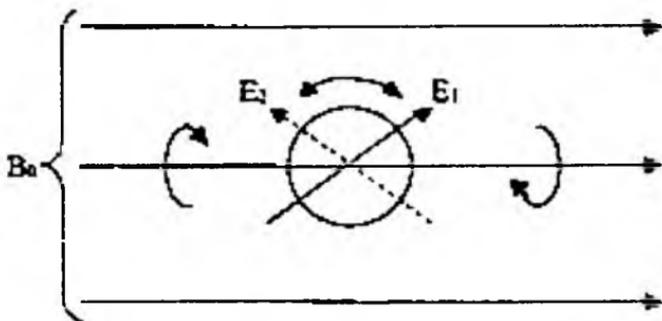


Рис. 4.17. Воздействие радиоимпульса на ядро атома водорода.

Достижимое состояние неустойчивого равновесия будет сохраняться только на период действия радиоимпульса. Как только оно прекращается, ядра быстро возвращаются на нижний энергетический уровень E_b к первоначальному равновесию, а избыток энергии теряется ими в виде электромагнитного импульса излучения той же частоты. Это «поглощение-излучение» получило название ядерно-магнитного резонанса. При этом следует иметь в виду, что исследуемые участки тела состоят из больших групп ядер, и поэтому эффект ЯМР является результатом взаимодействия всех имеющихся ядер, а общий магнитный момент (M) является результирующим из суммы всех отдельных магнитных моментов ядер. Таким образом, если регистрировать сигналы от ансамблей ядер водорода, образующихся в результате феномена ЯМР, можно получить интегральную картину распределения этих ядер на интересующих участках биообъекта и, в конце концов, синтезировать соответствующие плоские и объемные изображения искомых объектов по распределению в них молекул воды.

Если до воздействия импульса вектор M направлен по оси Z (рис. 4.18,а), а после него переходит в плоскость $X-Y$, то такой импульс называется 90-градусным (рис. 4.18,б). Если же в результате прохождения возбуждения импульса вектор объемной намагнитченности инвертируется, то он называется 180-градусным (рис. 4.18,в), что соответствует переходу всех протонов на верхний энергетический уровень.

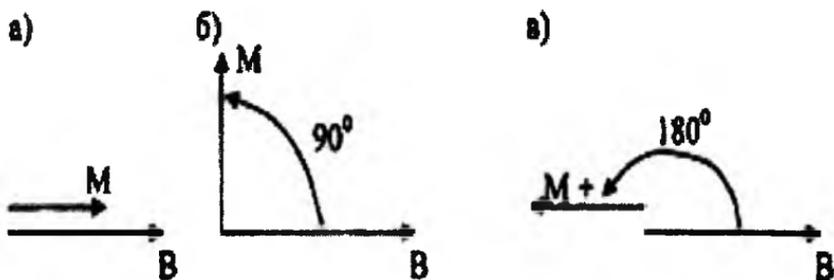


Рис. 4.18. Варианты разворота вектора M .

Непосредственно после действия 90-градусного импульса вектор намагниченности продолжает произвольно вращаться в плоскости X-Y, создавая небольшую электродвижущую силу, которая может быть зарегистрирована принимающей катушкой, установленной перпендикулярно основному магнитному полю. При этом амплитуда излученного сигнала убывает как функция времени (рис. 4.19). Это явление называется сигналом свободной индукции (ССИ) с ларморовой частотой.

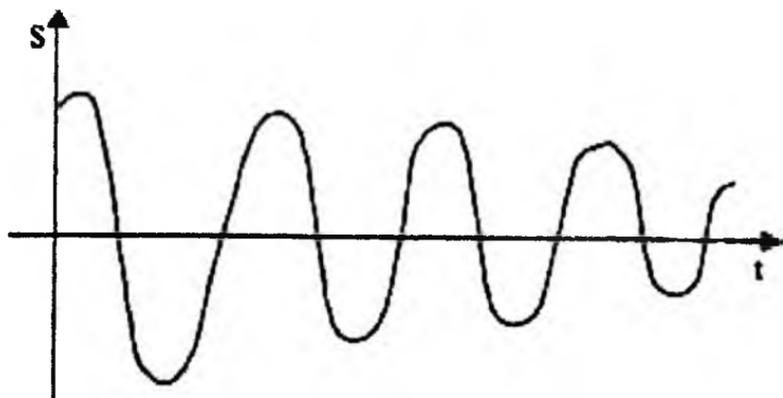


Рис. 4.19. Релаксации электродвижущей силы в принимающей катушке.

Различные ткани человеческого организма (жировая, мышечная, костная, кровь и т.д.) имеют различную протонную плотность, причем более мягкие ткани имеют большее содержание протонов, что, в отличие от рентгеновского излучения, позволяет получать более контрастные изображения липидов, клеточной воды и т.д.

После прекращения действия импульса спиновая система стремится занять исходное, устойчивое невозбужденное состояние. Процесс перехода спиновой системы в магнитном поле из возбужденного в исходное состояние называют *релаксацией*. В процессе релаксации прецессирующие ядра теряют свою энергию, излучая сигнал свободной индукции в виде радиочастотного импульса.

При переходе на низкоэнергетический уровень магнитные оси протонов возвращаются к исходной ориентации, становясь сонаправленными с основным полем B_0 . Продольная намагниченность возвращается к своему первоначальному значению M_z за время релаксации T_1 (спин-решетчатая релаксация); последствие 180-градусного радиочастотного импульса по экспоненциальному закону:

$$M(t) = M_0(1 - e^{-t/T_1}),$$

где M_0 - начальная (равновесная) намагниченность, Тл;
t- время, с;

T_1 - константа, характеризующая скорость процесса, с.

Физический смысл заключается в том, что за время T_1 восстанавливается около 63% первоначальной величины продольной намагниченности, а в течение периода, в три раза большего T_1 , продольная намагниченность достигает значения, равного 95% первоначальной величины.

Величина T_1 в биологических тканях колеблется от 50 мс до нескольких секунд, в зависимости от многих факторов: типа возбуждаемых ядер, химической и физической среды, включая величину внешнего магнитного поля.

Время поперечной (спин-спиновой) релаксации T_2 отсчитывается после действия 90-градусного радиочастотного импульса и

имеет меньшую продолжительность, чем T_1 . С прекращением действия 90-градусного импульса в плоскости X-Y вектор объемной намагниченности M_{xy} перестает принадлежать этой плоскости и, прецессируя вокруг оси Z, стремится ориентироваться по ней, то есть занять исходное положение. В этом случае релаксация характеризуется уменьшением величины поперечной намагниченности M и экспоненциальным ростом продольной намагниченности (рис. 4.20). Текущее значение $M_{xy}(t)$ может быть определено по формуле:

$$M_{xy}(t) = M_{xy}(0)e^{-t/T_2}$$

Физический смысл T_2 определяется тем, что за это время происходит уменьшение M_{xy} на 37% от ее первоначального значения (непосредственно после 90-градусного импульса).

Амплитуда сигнала свободной индукции, вызванной M_{xy} (см. рис. 4.20), определяется формулой $S(t) = Se^{(-t/T_2)}$. Величина T_2 в биологических тканях измеряется в диапазоне от 30 до 500 мс.

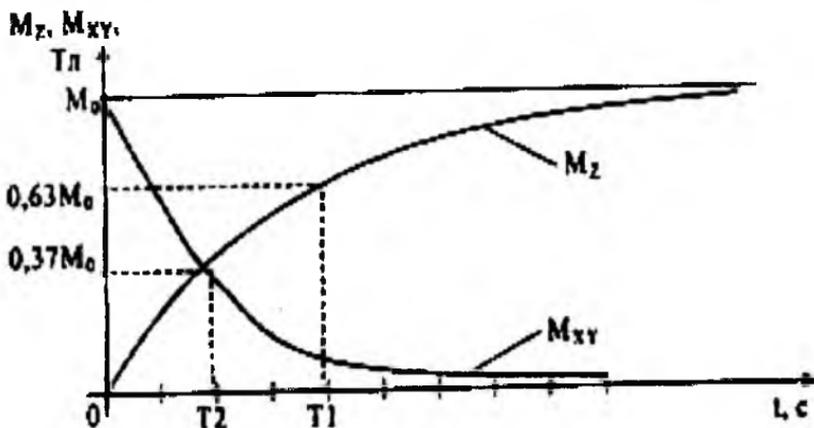


Рис. 4.20. Графики изменения намагниченности.

В общем случае оба времени релаксации (T_1 и T_2) содержат информацию о вязкости, связанных состояниях, концентрации

парамагнитных ионов и изменяются с изменением температуры исследуемой среды и внешнего магнитного поля.

Качество изображения в ЯМР-томографах определяется T1 и T2, протонной плотностью исследуемой области, скоростью тока протонов (для движущихся жидкостей), а также последовательностью радиочастотных импульсов для возбуждения протонов. Яркость (или почернение) каждого элемента ЯМР-изображения определяется интенсивностью радиочастотного импульса, испускаемого возбужденной тканью соответствующего объема. Изменяя амплитуду импульсов и межимпульсные промежутки, можно достичь оптимальной контрастности изображения органов и тканей, как здоровых, так и патологических.

При построении ЯМР-томографов учитывается и то, что высокочастотные радиоволны метрового диапазона не способны к прямому созданию изображения. Для формирования изображения здесь применяют принципы пространственного кодирования, когда каждый ЯМР-сигнал несет четкую информацию о месте своего возникновения. Сформировать плоскость (срез), в которую попадают изображения, позволяет использование специальных магнитных градиентов, усиливающих или ослабляющих магнитное поле, создаваемое основным постоянным магнитом в определенном месте МР-системы. Дополнительные магнитные градиенты создаются посредством трех наборов градиентных катушек, которые формируют магнитное поле, направлены вдоль оси Z и линейно изменяются по величине вдоль осей X, Y, Z. При этом градиентные поля или всегда складываются с основным полем B_0 , или вычитаются из него. В ЯМРТ используются три градиента (G_z , G_y и G_x) в соответствии с тремя направлениями их осей. Градиент G_z используют для локализации плоскости изображения (плоскости, в которой наблюдают искомый срез объекта). Градиенты G_y и G_x используют для оценки сигналов в выбранной плоскости изображения.

Для получения изображения поперечного сечения тела необходимо ограничить эффект действия ЯМР одной плоскостью или одним тонким срезом тела пациента. Градиент магнитного поля позволяет скорректировать величину поля лишь в выбранной плоскости, специфической для используемой резонансной час-

тоты. Протоны, лежащие вдоль оси этого градиента, подвергаются более сильному воздействию внешнего магнитного поля. Оно будет способствовать достижению максимальной частоты прецессии протонов в точке своей наибольшей напряженности. При воздействии радиочастотного импульса соответствующей частоты лишь протоны в точке максимального схождения силовых линий внешнего магнитного поля будут иметь подходящую частоту и испускать ЯМР-сигнал, а по обеим сторонам выбранной плоскости изображения сила поля будет слишком мала, чтобы достичь ЯМ-резонанса. Положение избирательно возбуждаемой плоскости измеряется градиентом G_z . Меняя G_z , перемещают плоскости среза, обеспечивая многослойную технику получения изображения. Интенсивность и расположение МР-сигналов в исследуемом срезе анализируют компьютером при построении МР-изображения. Срез не обязательно должен располагаться в плоскости поперечного сечения. Путем градиентов G_x и G_y можно получать ЯМР и во фронтальной, и в сагиттальной плоскостях.

Все используемые в медицинской практике ЯМР-томографы имеют обобщенную структуру (рис. 4.21) [7].

Постоянный магнит генерирует мощное однородное и стабильное магнитное поле, с которым суммируются переменные градиентные поля, создаваемые градиентными катушками. Протоны исследуемого объекта возбуждаются радиочастотными импульсами, генерируемыми ВЧ-генератором и излучаемыми ВЧ-катушками (с отдельными или совместными функциями генерации и приема), воспринимающими испускаемые протонами сигналы, которые кодируются и оцифровываются с помощью компьютера. Компьютер выполняет функции контроля, сбора, обработки и архивации данных, а также формирования конечного изображения. Кроме этого, компьютер обеспечивает взаимодействие с оператором и контроль за функционированием всех подсистем ЯМР-томографа.

Одной из самых дорогих частей ЯМР-томографа является магнит, создающий постоянное магнитное поле. Существуют три типа магнитов: резистивные (или электромагнитные), постоянные (перманентные) и сверхпроводящие (криогенные).

Резистивный магнит обычно состоит из четырех катушек кольцевидной формы. Ориентация кольцевидных катушек может быть либо вертикальная, когда пациенты помещаются внутри кольца, либо горизонтальная, когда пациенты помещаются между кольцами и параллельно центральной части магнитных колец. Электрический ток постоянно проходит через катушки, генерируя магнитное поле в плоскости, перпендикулярной плоскости колец магнита. В центре катушек (канале магнита) силовые линии магнитного поля располагаются достаточно плотно и параллельно друг другу, обеспечивая однородное устойчивое магнитное поле. Резистивные магниты создают поля с максимальной индукцией до 0,3 Тл. Дальнейшее наращивание напряженности требует значительных энергетических затрат с выделением большого количества тепла. При создании магнитных полей с индукцией выше 0,2 Тл, как правило, используют сверхпроводящие магниты.

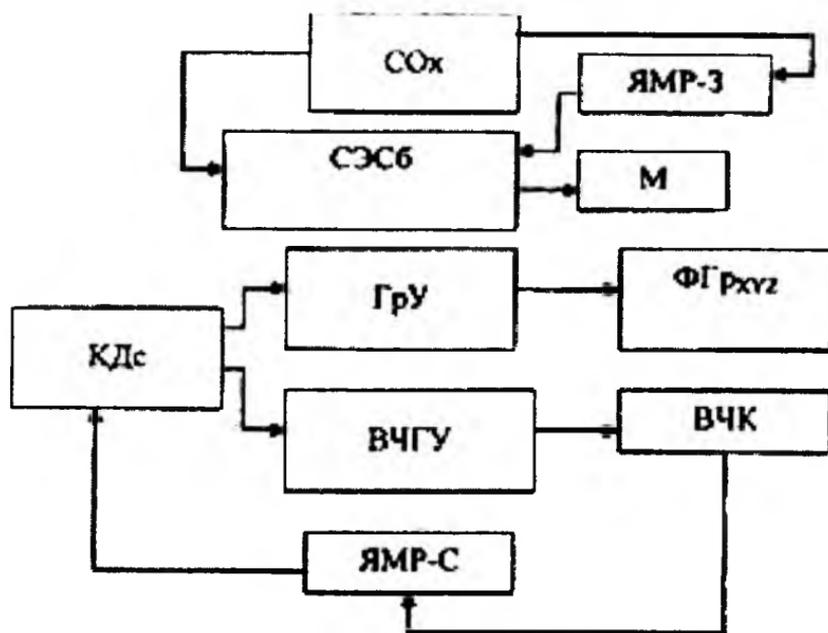


Рис. 4.21. Обобщенная структура ЯМР-томографа:

КДс-компьютер с диплеем; ГрУ-градиентный усилитель; ВЧГУ и ВЧК-высокочастотные генератор-усилитель и катушка; ЯМР-С- формирователь ЯМР-сигнала; ФГРхуз- формирователь магнитного градиента по координатам X,Y,Z; ЯМР-З-зонд регистрации ядерно-магнитного резонанса; М-магнит; Сох и СЭСб- системы охлаждения и энергосбережения.

В катушках сверхпроводящих магнитов чаще всего используют ниобий-титановые (Ni-Ti) сплавы, которые при температуре -240°C теряют сопротивление и приобретают свойства сверхпроводимости. Подобные магниты не требуют постоянного источника энергии. После создания необходимой разницы потенциалов источники питания отключаются, катушки замыкаются, и по ним начинает циркулировать электрический ток, создающий стабильное магнитное поле напряженности до 2 и более тесла. Чтобы не нарушался эффект сверхпроводимости, магнит охлаждают жидким гелием с температурой кипения -269°C . Повышение напряженности магнитного поля улучшает качество изображения, но требует усложнения оборудования.

Следует иметь в виду, что на работу ЯМР-томографов могут оказывать влияние близко расположенные предметы из магнитных материалов, а сами томографы могут влиять на работу приборов, чувствительных к магнитному полю (электрокардиографы, мониторы и т.п.). Избежать этого влияния можно, используя специальные системы экранирования (например, решетки Фарадея из медной проволоки).

Радиопередатчики ЯМР-томографов должны обеспечивать достаточную мощность на частотах 4-15 МГц для низконапряженных мониторов и около 85 МГц - для высоконапряженных. Радиопередатчик и радиоприемник работают посредством отдельных или общих антенных катушек.

Катушка обычно является частью цепи подстройки, которая должна обеспечивать согласование катушки с ВЧ-передатчиком, имеющим выходное сопротивление 50 Ом, исключаящее отражение мощности обратно в передатчик. Важно, чтобы передающая катушка не имела высокой дробности, поскольку в противном случае она будет долго «звенеть» после окончания действия ВЧ-импульса. Наоборот, приемная катушка должна иметь высокую

дробность. Поэтому, если функции приемной и передающей катушек совмещены, предусматривают активный ключ переключения дробности.

Для получения качественных изображений необходимо, чтобы приемная катушка располагалась как можно ближе к объекту, поэтому в зависимости от целей исследования и патологии объекта используют различные конструкции катушек. При раздельном использовании приемной и передающей катушек необходимо обеспечивать их электрическую развязку путем обеспечения, например, ортогональности ВЧ-полей двух катушек, причем их поле должно быть ортогонально по отношению к B_0 .

Известно достаточно большое число методов, разработанных для целей построения изображений, которые в основном математически эквивалентны и отличаются требованиями к аппаратуре и программному обеспечению. В современных МР-томографах для получения изображений чаще всего используется комбинация фазовой и частотной кодировки пространственной информации. Суть этого подхода заключается в следующем. Включается один, например, Y-градиент (фазового кодирования) и спины достигают состояния дефазировки при наличии ст_y. По истечении определенного времени Y-градиент выключается и регистрируется сигнал свободной индукции или спиновое эхо при наличии X-градиента (градиента частотного кодирования), который прилагается по оси X.

Далее система ревозбуждается при изменении времени действия градиентов или силы Y-градиента. Весь процесс повторяется N раз, где N - число отсчетов фиксации изображения в направлении Y с другим фазокодирующим градиентом при каждом возбуждении.

Таким образом, Y-градиент является фазокодирующим (градиент «подготовки»), а X-градиент кодирует частотную информацию (считывающий градиент). Особенностью этого метода является то, что и общая картина, и детали изображения получаются с одинаковой точностью. Более подробно с методами реконструкции изображений в ЯМР-томографах можно ознакомиться в специальной литературе, например [7].

К главным преимуществам ЯМР- томографов относятся:

1) отсутствие всякого ионизирующего излучения, что снижает требования к защите пациентов от него и снимает проблему ограничения этой процедуры для отдельных категорий больных;

2) возможность получения изображений в различных плоскостях (аксиальной, сагитальной, неортоганальной) без механических перемещений пациента;

3) хорошая контрастность изображений и относительно высокое пространственное разрешение;

4) при проведении МР-томографии большинства органов не требуется специальной подготовки пациентов.

В нашей стране освоены и серийно выпускаются магнитно-резонансные томографы серии «Образ» (рис. 4.22).

При подаче питания на томограф в исследуемой области с помощью электромагнита 1 создается постоянное магнитное поле.

Градиенты магнитного поля и его коррекция в заданном направлении обеспечиваются градиентно-корректирующим модулем (3). Сканирование и переориентация градиентов осуществляются программно от ПЭВМ (9) и реализуются через блок формирования радиочастотных импульсов (РЧ) (4) и систему питания градиентных катушек (7). Требуемая для возбуждения магнитного резонанса последовательность импульсов формируется ПЭВМ, которая задает форму огибающих для РЧ-импульсов в приемопередатчике (11) и блокирует усилитель на время излучения импульсов РЧ-катушкой. Обработка МР-сигнала и реконструкция изображения осуществляются с помощью ПЭВМ. Охлаждение электромагнитов (1) осуществляется системой (2) водяного охлаждения.

Заложенные в томографе средства управления импульсными последовательностями, несмотря на некоторые ограничения в распознавании структур биообъектов с низким содержанием или отсутствием протонов, не только обеспечивают более высокую по сравнению с рентгеновской компьютерной томографией точность диагностики, но и позволяют также в зависимости от задач исследования формировать в процессе его проведения новые варианты импульсных последовательностей, что создает предпосылки для детального изучения природы обнаруженных патологических измерений.

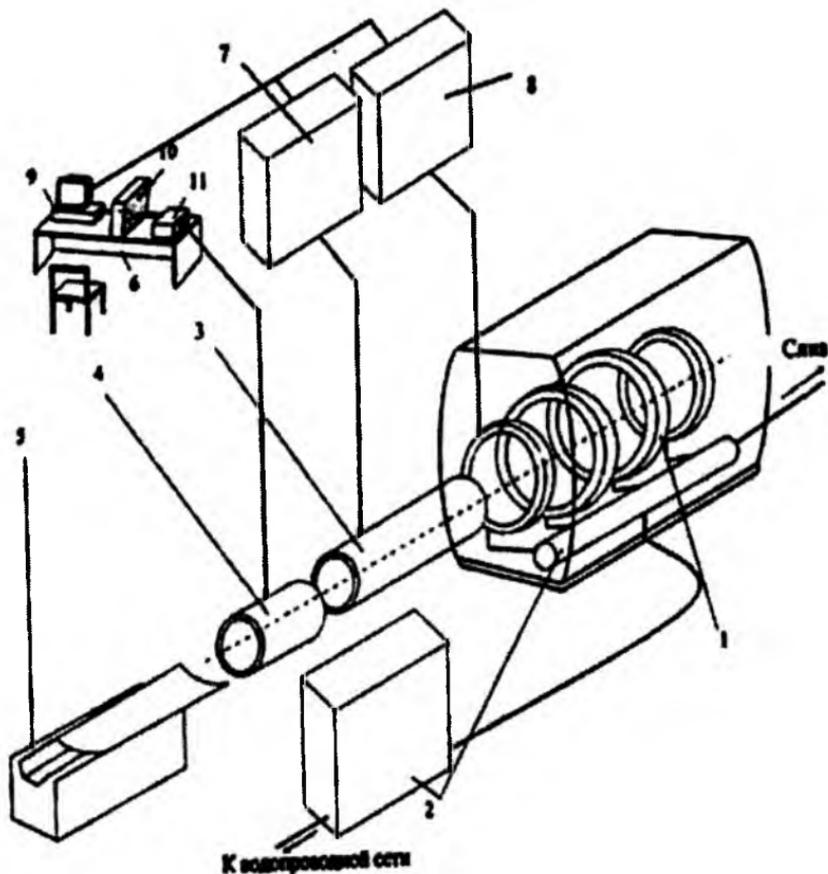


Рис. 4.22. Структурная схема ЯМР-томографа «Образ-1»:
1-воздушный электромагнит; 2-система водяного охлаждения;
3-градиентно-корректирующий модуль; 4-блок формирования
радиочастотных импульсов; 5-стол пациента; 6-консоль опе-
ратора; 7-источник питания градиентно-корректирующего
модуля; 8- источник питания воздушного электромагнита;
9-вычислительный комплекс с системой управления и
отображения; 10-модуль сопряжения; 11-приемопередатчик

4.7. Радионуклидные компьютерные томографы

Радиационная интроскопия основана на использовании радиоактивных материалов, вводимых в организм обследуемого. В современных радионуклидных томографах используются два основных типа излучений: α -излучение (жесткое электромагнитное излучение, возникающее при делении ядер радиоактивных элементов); излучение одного или двух фотонов при распаде некоторых типов изотопов.

При введении в организм внешних радиоактивных веществ радиоактивными могут становиться вещества, которые участвуют в биохимических реакциях. Этот эффект приводит к тому, что в отличие от других методов интроскопии может быть визуализирована не структура, а функция исследуемого объекта.

Для реконструкции изображений по картине γ излучений используют приборы двух типов: сканеры и γ камеры.

В качестве детектора γ -излучений в современной медицине используют йодисто-натриевый сцинтилляционный детектор (NaI), который при поглощении энергии ионизирующего излучения дает слабую вспышку видимого света, интенсивность которого пропорциональна полной поглощенной энергии в кристалле сцинтиллятора. Поскольку получаемые вспышки света достаточно слабы, то в электрический сигнал их превращают с помощью фотоумножителей (ФЭУ).

Кристалл обычно упакован в светонепроницаемую оболочку из алюминия. Со стороны установки фотоумножителя имеется окно для собирания света. Внутренняя поверхность оболочки кристалла покрыта диффузным отражателем для лучшего собирания света в окне фотоумножителя. Хороший оптический контакт между сцинтиллятором и фотоумножителем обеспечивают с помощью оптической смазки, а в некоторых случаях применяют специальный световод, выполненный из несцинтиллирующего материала (например, прозрачной пластмассы), который помещают между сцинтиллятором и фотоумножителем.

Фотоумножитель можно рассматривать как двухсекционный прибор. Фотокатод представляет собой очень тонкое полупрозрачное покрытие, которое поглощает энергию световых фотонов

и испускает низкоэнергетические электроны. Эти электроны затем ускоряются в направлении первого динода электрическим полем, существующим между фотокатодом и динодом. Динод представляет собой металлический электрод, покрытый материалом, подобным материалу фотокатода, только на этот раз появление ускоренного электрона вызывает эмиссию ряда новых низкоэнергетических электронов. Они, в свою очередь, ускоряются ко второму диноду и так далее по всей динодной системе. Результирующий пучок электронов собирается на аноде ФЭУ и регистрируется как электрический импульс. Фотокатод имеет малую квантовую эффективность, и только около 10-20% попадающих на него световых фотонов вызывают испускание фотоэлектронов. На динодах ФЭУ возникает от двух до трех электронов на каждый проходящий. В действительности можно получить усиление порядка 10^6 и необходимо отметить, что это значение очень зависит от напряжения между динодами. Полное напряжение, подаваемое на фотоумножитель, находится обычно в пределах $(1...2) \cdot 10^4$ В и распределяется между динодами посредством резистивного делителя. Фотокатод и диноды размещены в вакуумной колбе.

Поскольку в сцинтилляторе процессы образования световых фотонов являются статистическими, то, даже если моноэнергетическое γ -излучение полностью поглощается в нем, результирующие импульсы фотоумножителя, пропорциональные количеству образованных световых фотонов при каждом акте взаимодействия ионизирующего излучения с материалом сцинтиллятора, не будут одинаковыми, и наблюдается распределение амплитуды импульсов на выходе ФЭУ (рис. 4.23).

Распределение амплитуд импульсов является мерой точности, с которой можно измерить значение импульса, а следовательно, и поглощенной энергии. Удобная величина для этой цели - полная ширина распределения на половине высоты кривой, отмеченная на рисунке буквой а. Для гауссовой кривой $a = 2,3\sigma$. Полную ширину на половине высоты часто выражают в процентах от значения амплитуды импульса для пика кривой, а именно $(a/b) \cdot 100\%$.

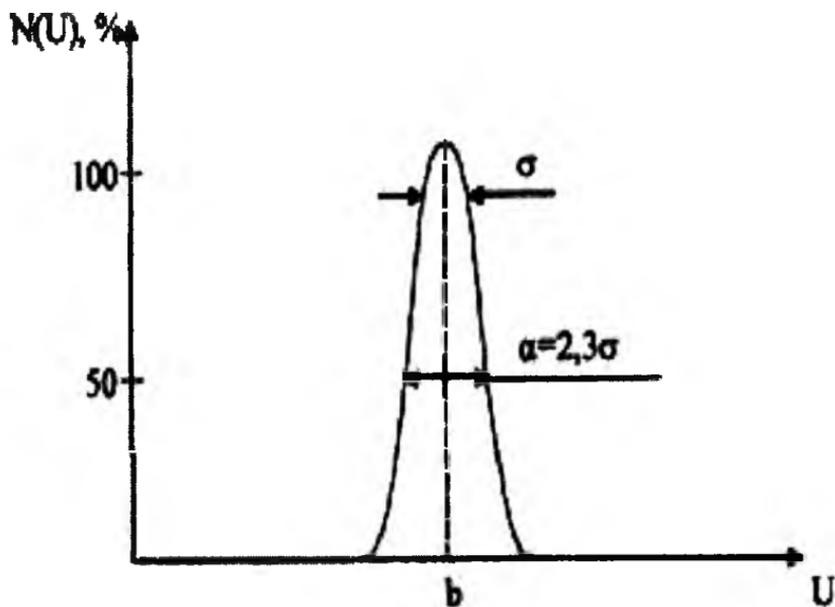


Рис.4.23. Амплитудное распределение импульсов на выходе фотоумножителя.

Это значение зависит от многих причин, включая конверсионную эффективность сцинтиллятора (преобразование поглощенной энергии в световое излучение) и полную поглощенную энергию. Энергетическое разрешение улучшается с ростом энергии. Световые импульсы конвертируются в электрические, которые в итоге и измеряются. Амплитудное распределение импульсов ФЭУ обычно представляют на графиках, где по оси абсцисс отложена энергия регистрируемого ионизирующего излучения, а по оси ординат - число импульсов на выходе фотоумножителя, соответствующих величине поглощенной энергии в материале сцинтиллятора.

Чтобы ограничить поле зрения одного наблюдения по продольной и поперечной осям с целью улучшения разрешающей способности при сканировании всего наблюдаемого пространства используют коллиматоры, позволяющие выделить потоки γ -

квантов определенных направлений. Простейший коллиматор представляет собой цилиндрическое отверстие в пластине из хорошо поглощающего материала (чаще всего из свинца). Для усиления сигнала и уменьшения потерь используется несколько отверстий с параллельными осями (рис. 4.24).

Если пренебречь поглощением у-квантов, то регистрируемая интенсивность излучения будет пропорциональна суммарному количеству радиофармпрепаратов (РФП), порождающих луч, проходящий через ось коллиматора. Для уменьшения погрешностей одновременно используют пару соосных датчиков, расположенных с различных сторон тела пациента.

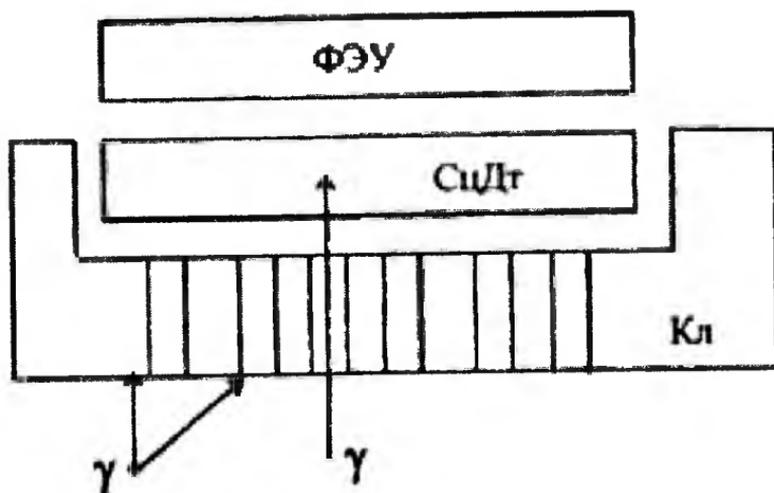


Рис. 4.24. Устройства для регистрации γ -излучения: ФЭУ-фотоумножитель; SiDr-сцинтилляционный детектор; Кл-коллиматор.

Для получения двумерной картины, аналогичной плоскому рентгеновскому изображению, датчик можно перемещать в двух взаимно перпендикулярных направлениях X и Y, обеспечивая сканирование исследуемого объекта (рис. 4.25).

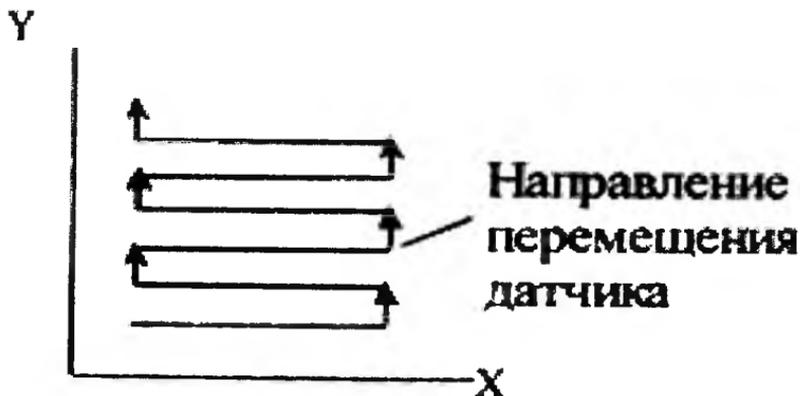


Рис. 4.25. Схема сканирования объекта исследования.

Если дополнительно ось сканирования вращать с некоторым шагом, получим схему, аналогичную классической рентгеновской томографии, при которой можно восстановить структуру объекта в плоском сечении, параллельном осям отверстий коллиматора. Если при этом отверстий много, то можно восстановить структуру объекта сразу для нескольких параллельных сечений.

При использовании коллиматоров фокусирующего типа можно получить распределение РФП в глубинной плоскости (слое), перпендикулярной оси коллиматора. Фокусирующий коллиматор представляет собой усеченный свинцовый конус с множеством отверстий, оси которых пересекаются в одной точке - фокусе. Для упрощения конструкции сканера часто используются линейные сканеры, в которых продольно-поперечное сканирование заменяется движением по одной направляющей прямой линейки датчиков, коллиматоров и регистрирующих кристаллов. Например, детектор фирмы «Скол» содержит две детекторные головки по 10 кристаллов каждая.

Примерами регистраторов этого семейства являются приборы: ГСГ-2, КСЕНОН-2, ВЕСТ, монитор фракции левого желудочка, определяемой радионуклидным методом, и др. [6].

Рассмотрим структурную схему прибора последнего типа (рис. 4.26).

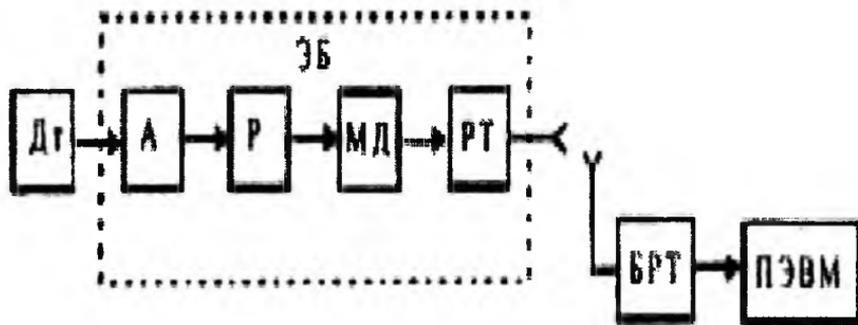


Рис. 4.26. Структурная схема радионуклидного монитора:
Дт-детектора; А-анализатор; Р-разравниватель; Мд-модуля-
тор; РТ-радиотелефон; БРТ-база радиотелефона.

В этой схеме конструкция детектора (Дт) представляет собой прямоугольную коробку из полимера, на одной стороне которого наклеена «липучка» для крепления к одежде обследуемого. На верхней стороне коробки расположена рукоятка управления заслонкой детектора. Сам детектор внутри коробки представляет собой сцинтилляционный датчик с кристаллом NaI (диаметром 16 мм и высотой 16 мм), находящийся в оптическом контакте с фотоумножителем ФЭУ-67. Эта сборка помещена в свинцовый кожух таким образом, что излучение падает на боковую поверхность кристалла через коллиматоры. Имеется «рабочий» коллиматор, который при исследовании будет «нацелен» на левый желудочек, и «фоновый» коллиматор, нацеленный на легкие. Включение того или иного коллиматора осуществляется заслонкой. При размещении детектора на пациенте можно с помощью заслонки регистрировать излучение либо от левого желудочка, либо от легких, что будет рассматриваться как фон.

В кожухе детектора также находится плата высокого напряжения для питания ФЭУ, представляющая собой цепочку «диод - емкость» с напряжением на выходе 900 В и питаемую от электронного блока импульсами в 70 В по кабелю. По второму кабелю к электронному блоку подается сигнал с детектора.

Дальнейшая обработка сигнала осуществляется в электронном блоке (ЭБ), который представляет собой одноплатную конструкцию. Анализатор (А) анализирует ожидание сигнала между верхним и нижним амплитудными порогами и формирует из него последовательность прямоугольных импульсов, которые поступают на вход разравнивателя (Р), обеспечивающего их временную регуляризацию. В этом же узле имеется делитель частоты, уменьшающий скорость счета в 2, 4, 8 или 16 раз.

После делителя сигнал поступает на модулятор (Мд), с которого модулированный сигнал отправляется на микрофонный вход трубки радиотелефона (РТ). На этой же плате размещен ЭКГ-усилитель, который выделяет R-зубец и преобразует его в прямоугольный синхросигнал, также поступающий на микрофонный вход радиотелефона.

Сигналы от детектора имеют положительную полярность, а от R-зубца - отрицательную. Сигналы, переданные по эфиру на базу радиотелефона (БРТ), поступают с нее на вход интерфейса, соединенного с материнской платой ПЭВМ через шину EISA. В интерфейсе происходит демодуляция сигналов и разделение их, после чего они поступают в разные зоны оперативной памяти. В корпусе электронного блока имеется отделение в виде цилиндра с завинчивающейся крышкой для элементов питания.

ПЭВМ рассчитывает следующие параметры:

- RR-интервал, мс;
- фракцию выброса, %;
- фракцию наполнения на 1/3 диастолы, %;
- фракцию наполнения на 2/3 диастолы, %;
- максимальную скорость изгнания, c^{*1} ;
- максимальную скорость наполнения, %;
- время максимальной скорости изгнания, мс;
- время максимальной скорости наполнения, мс;
- длительность систолы, мс;
- длительность диастолы, мс.

Наиболее совершенными приборами, регистрирующими γ -излучения, являются *у-камеры*, позволяющие формировать изображение некоторого сечения по всей его плоскости благодаря использованию плоских кристаллов большой площади йодистого

натрия, активированного таллием. Рассмотрим базовую структуру позиционно-чувствительного детектора (ПЧД) γ -излучения (рис. 4.27).

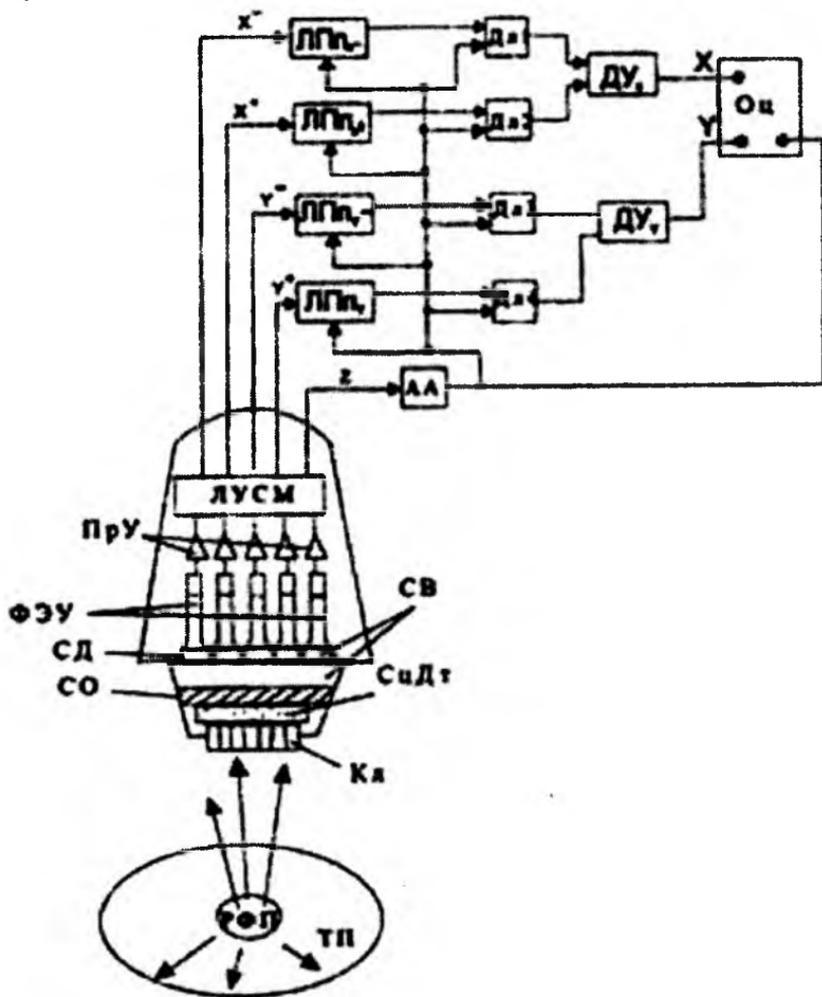


Рис. 4.27. Блок-схема γ -камеры с аналоговой визуализацией картины распределения РФП в биообъекте; ЛПн-линейные пропускатели; Дл-делители; ДУ-дифференциальные усилители; Оц-осциллограф.

В этой схеме γ -кванты от радиофармпрепарата (РФП), распределенного в теле пациента (ТП), через коллиматор (Кл) попадают на сцинтилляционный детектор (СцДт). Параметры коллиматора обычно выбирают так, чтобы обеспечить попадание γ -излучения из каждого элементарного объема источника на соответствующий достаточно малый элемент чувствительной поверхности детектора. Тем самым осуществляется преобразование трехмерного распределения РФП в проекционное двумерное распределение частоты актов взаимодействия γ -квантов с веществом детектора, то есть в планарное распределение сцинтилляционных световспышек.

При попадании γ -кванта в сцинтилляционный кристалл возникает световая вспышка, которая через стеклянное окно (СО) и световоды (СВ) попадает на фотоумножители (ФЭУ), отделенные друг от друга световыми дефлекторами (СД). Под воздействием вспышки на анодах всех ФЭУ одновременно появляются выходные импульсы, амплитуды которых тем выше, чем ближе расположен данный ФЭУ к точке сцинтилляции.

Сигналы ФЭУ усиливаются зарядово-чувствительными преусилителями (ПрУ) и поступают на резисторную матрицу линейного усилителя с сумматором (ЛУСм). Выход каждого преусилителя подключается к входам сумматоров позиционных сигналов через сопротивления резисторной матрицы, величина которых определяет вклад данного ФЭУ в суммарный сигнал. На выходе резисторной матрицы формируются четыре позиционных сигнала - X^+ , X^- , Y^+ , Y^- и энергетический сигнал Z .

Сопротивления матрицы рассчитывают так, чтобы позиционные сигналы X^+ , Y^+ линейно возрастали в положительном направлении соответствующих осей координат, а сигналы X^- и Y^- - в обратном направлении. При этом разность позиционных сигналов X^+ и X^- (Y^+ и Y^-) прямо пропорциональна одноименной координате сцинтилляции и меняет знак в центре сцинтилляционного кристалла, то есть центр йодисто-натриевого детектора расположен в позиции $X = 0$, $Y = 0$.

Энергетический сигнал формируется суммированием сигналов всех ФЭУ с равными весами на входе сумматора энергетического сигнала. Питание ФЭУ осуществляется от источника высоко-

кого напряжения через индивидуальные делители напряжения, снабженные регулировочными потенциометрами. При настройке детектора индивидуальной регулировкой чувствительности ФЭУ за счет изменения ускоряющего напряжения между диодами добиваются независимости амплитуды энергетического сигнала от местоположения сцинтилляций. Сформированный таким образом энергетический сигнал Z пропорционален энергии взаимодействия γ -кванта в кристалле и используется для дискриминации неинформативных событий.

Позиционные и энергетические сигналы с выходов сумматоров поступают на входы линейных пропускателей (ЛПпХ", ЛПпХ⁺, ЛПпУ", ЛПпУ⁺), а энергетический сигнал (параллельно) - на вход одноканального амплитудного анализатора (АА). Если амплитуда энергетического сигнала лежит в «окне» анализатора, то есть между нижним и верхним уровнями дискриминации, АА вырабатывает сигнал, открывающий линейные пропускатели. Окно анализатора заранее настраивается на фотопик гамма-спектра используемого радионуклида. Ширина окна выбирается на практике в зависимости от активности вводимого пациенту радиофармпрепарата и требований к качеству изображения.

Так как позиционные и энергетические сигналы являются линейными комбинациями одних и тех же сигналов ФЭУ, любые флуктуации энергетического сигнала в пределах окна анализатора сопровождаются соответствующими флуктуациями позиционных сигналов независимо от местоположения сцинтилляций в кристалле. Для уменьшения влияния статистических флуктуаций на качество изображения в γ -камере применяются схемы деления позиционных сигналов на энергетический сигнал (Дл1...Дл4). Амплитуды импульсов Х⁺, Х" и Y⁺, Y" на выходе делителя пропорциональны амплитуде соответствующего позиционного сигнала и обратно пропорциональны амплитуде энергетического сигнала. После делителей сигналы Х и Y поступают на входы дифференциальных усилителей (ДУ_Х и ДУ_У), где осуществляется попарное вычитание одноименных сигналов и их усиление. Два координатных сигнала Х и Y на выходе дифференциальных усилителей определяют местоположение каждого полезного акта взаимодействия γ -кванта в кристалле и формирование изобра-

жения распределения радиофармпрепарата на экране осциллографа (Оц).

Требования высокой чувствительности и минимально возможного пространственного разрешения взаимно противоречат друг другу, и для обеспечения компромисса между ними используют коллиматоры различных конструкций. Наиболее часто применяется *плоскопараллельный* коллиматор (рис. 4.28,а), который содержит несколько тысяч параллельно расположенных каналов-отверстий. Толщина перегородок (септы) между каналами и их число определяются энергией γ -квантов: низкоэнергетические коллиматоры имеют тонкую септу и большое количество отверстий; чем больше толщина такого коллиматора, чем длиннее каналы, тем ниже чувствительность, но тем меньше, то есть лучше, пространственное разрешение.

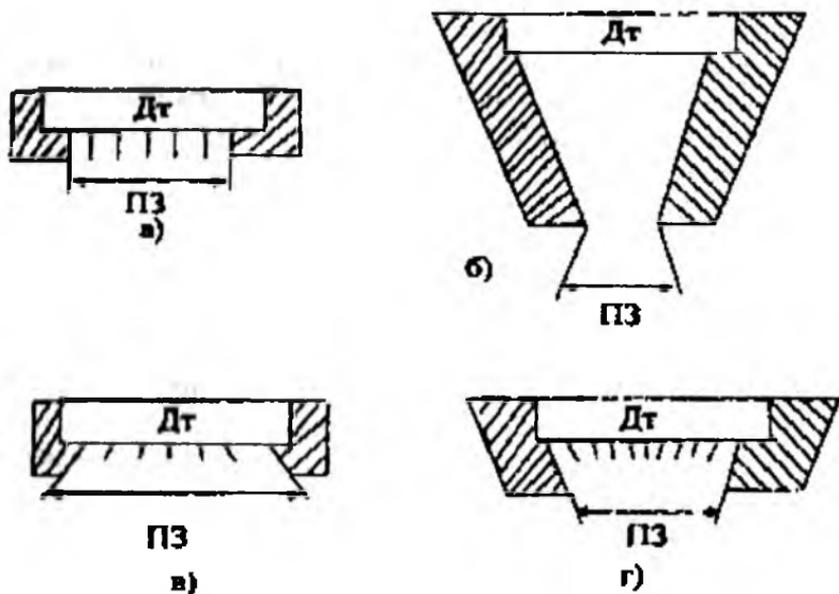


Рис. 4.28. Коллиматоры для γ -камера: а-плоскопараллельный; б-дивергентный; в-пинхольный; г-конвергентный; Дт-детектор; ПЗ-поле зрения.

При необходимости визуализации протяженных объектов (например, вся грудная клетка) используют *дивергентные* коллиматоры со слегка расходящимися от детектора каналами (рис. 4.28,б). При обратной ситуации, когда необходимо визуализировать малоразмерные структуры (например, щитовидную железу), целесообразно применять конвергентные коллиматоры, у которых каналы сходятся к источнику. В настоящее время дивергентные коллиматоры применяются редко, так как у современных γ -камер размеры кристалла достаточно велики, а для исследований малоразмерных объектов типа щитовидной железы используют так называемый *пинхольный* коллиматор, то есть с точечной апертурой (рис. 4.28,в). Его можно охарактеризовать как частный случай *конвергентного* коллиматора (рис. 4.28,г) с единственным сходящимся к источнику каналом; по конструкции он близок к известной в оптике камере - обскуре. Обычно в комплектацию γ -камер включают пинхольный коллиматор, три многоканальных плоскопараллельных коллиматора с высокой разрешающей способностью для γ -квантов низких, средних и высоких энергий и 1 многоканальный плоскопараллельный коллиматор с низким пространственным разрешением и высокой чувствительностью для γ -излучения низкой энергии.

Современные сцинтилляционные γ -камеры значительно отличаются от классической γ -камеры по уровню характеристик и имеют существенные конструктивные и функциональные отличия. К основным изменениям, произошедшим в конструкции и функциональной схеме γ -камеры и определяющим ее современный облик и уровень характеристик, относятся: применение пороговой схемы формирования сигналов и световодов с переменной оптической плотностью; наличие микропроцессорной системы автоматической настройки и стабилизации блока детектирования; применение встроенных микропроцессорных систем коррекции неоднородности и нелинейности изображений и средств современной вычислительной техники для автоматизации сбора данных, представления, обработки и архивации изображений.

В результате функциональной специализации сложились следующие основные модификации γ -камер, имеющие существен-

ные конструктивные различия: стационарные, сканирующие все тело человека; томографические; специализированные (передвижные; для кардиологических исследований).

Основными конструктивными элементами стационарной сцинтилляционной γ -камеры являются: блок детектирования; штатив и контрольно-измерительный пульт. Помимо этих основных элементов, в комплект γ -камеры входят: сменные коллиматоры, устанавливаемые на подвижных тележках; стол-каталка для укладки пациента; видеомонитор для контроля правильности укладки и другие вспомогательные приспособления. Блок детектирования подвижно закрепляется на штативно-поворотном устройстве γ -камеры. Управление перемещениями блока детектирования осуществляется с помощью выносного малогабаритного пульта.

Для визуализации скелета широко применяют так называемые γ -камеры «на все тело» (ВТ) человека, которые снабжены устройством перемещения блока детектирования вдоль тела пациента и системой синхронного перемещения изображения относительно матрицы, на которой осуществляется регистрация изображения. В различных модификациях применяется как перемещение штатива с блоком детектирования относительно ложа пациента, так и перемещение специального стола, на котором расположен пациент относительно неподвижного блока детектирования.

В первом случае используется стандартная γ -камера, дополненная системой для перемещения всего штатива относительно ложа пациента и синхронизации изображения. Достоинством γ -камер ВТ этого типа является небольшая площадь, необходимая для разрешения системы. Недостатком подобных γ -камер является необходимость конструктивных изменений штатива стандартной γ -камеры, а также трудность обеспечения равномерного движения штатива с блоком детектирования из-за их значительной массы.

Во втором случае стандартная γ -камера дополнена системой, состоящей из специального стола и электронных блоков для равномерного и синхронного с изображением перемещения пациента относительно неподвижного блока детектирования. Досто-

инствами являются: относительная простота и малая требуемая мощность электромеханических узлов; возможность использования стандартной γ -камеры без каких-либо конструктивных изменений. К недостаткам систем этого типа следует отнести примерно вдвое большую площадь, необходимую для их размещения.

Для обследований нетранспортабельных больных используется передвижная (мобильная) γ -камера. Все передвижные γ -камеры по метрологическим характеристикам не уступают стационарным γ -камерам. Исключение составляет диапазон возможных энергий γ -излучения и меньший размер поля зрения. Это объясняется необходимостью максимального снижения габаритов и массы передвижной γ -камеры. Но это не существенно снижает возможности передвижных γ -камер, так как в большинстве случаев в диагностике заболеваний используются низкоэнергетические изотопы.

Внедрение цифровых электронных устройств в сцинтилляционных γ -камерах отражает общую тенденцию, характерную для современного приборостроения. По мере увеличения возможностей и снижения стоимости цифровых устройств они становятся более выгодными, чем аналоговые системы, и обеспечивают большую гибкость в разработке, что ведет к улучшению характеристик приборов. Намечившиеся в последнее время тенденции в разработке сцинтилляционных γ -камер показывают, что перспективы их развития и дальнейшего совершенствования связаны с повышением роли цифровой электроники в формировании сцинтиграфического изображения и постепенной трансформацией аналоговой γ -камеры полностью в цифровую. Первым шагом в этом направлении была замена аналогового осциллоскопического дисплея на цифровой графический и переход от аппаратного управления режимом исследования к диалогу оператора и встроенной микропроцессорной системы. Изображение формируется на матрице размером не менее 256×256 элементов и воспроизводится как минимум с 64 градациями яркости. Такой режим регистрации изображения позволяет: исключить необходимость повторных обследований больного, связанных с проблемами экспозиции пленки; получить многочисленные копии; изменять фон и

контраст после обследования; проводить компьютерную обработку результатов исследования по тем или иным клиническим программам, что, следовательно, повышает надежность и воспроизводимость информации. Выбор параметров, задающих режим исследования в форме диалога оператора и системы, позволяет резко снизить требования к технической подготовке врача-оператора, упрощает процесс исследования, снижает возможность ошибки и повышает информативность получаемого изображения.

В цифровой γ -камере преобразование сигналов из аналоговой в цифровую форму должно происходить на выходе предусилителей. Все дальнейшие операции над сигналами: например, взвешенное суммирование сигналов ФЭУ, деление координатных сигналов на энергетические сигналы, амплитудная селекция энергетического сигнала, коррекция неоднородности и нелинейности - осуществляются программным путем в цифровой форме. Таким образом, блок детектирования рассматривается в этом случае как устройство ввода данных в специализированный компьютер.

В *однофотонных эмиссионных компьютерных томографах* (ОФЭКТ) используется эффект испускания некоторыми изотопами одиночных фотонов, которые регистрируются протяженными люминесцентными излучателями аналогично тому, как это делается в γ -камерах. Чтобы собрать излучение параллельных лучей, используют коллиматоры, фокусирующиеся на бесконечность. Приемная камера с детектором вращается вокруг тела пациента. Накопленные сигналы используются для восстановления изображения аналогично тому, как это делается в рентгеновской компьютерной томографии. Из получаемых при вращении приемной камеры (ПК)

срезов изображений можно синтезировать изображения для всего тела. Для этого конструкция штатива делается не стационарной, а лодвижной, чтобы обеспечивать вращение детектора (детекторов) \bullet -камеры по замкнутой траектории (круговой или эллиптической) вокруг продольной оси тела пациента, лежащего на специальном консольном ложе. В основе принципа действия томографа лежит компьютерная реконструкция трехмерного изо-

бражения распределения РФП по набору его двумерных проекций (обычно 32... 128). каждая проекция представляет собой обычное двумерное изображение, полученное при определенном угловом положении блока детектирования на траектории его перемещения вокруг тела больного. Проекционные данные для каждой проекции детектора в течение 0,5-2 мин накапливаются в памяти компьютера, после чего электропривод поворачивает блок детектирования в следующее угловое положение, и происходит накопление проекционных данных для следующей проекции Программное обеспечение однодетекторного томографа позволяет за один оборот детектора на 360 град получить полный набор проекционных данных; для двухдетекторных такой набор получают за пол-оборота, то есть 180 град, а для трехдетекторных - за 1/3, то есть 120 град. Далее производится компьютерная реконструкция трехмерного изображения распределения РФП в организме.

Основное отличие томографической камеры (ТК) от многодетекторных томографических сканеров состоит в том, что нужное сечение выделяется не механически (установкой детекторов в требуемое положение), а математически. Благодаря этому в результате полного оборота детектора ТК вокруг продольной оси тела пациента в памяти системы обработки накапливаются все данные, необходимые для восстановления любого сечения в пределах поля зрения детектора. Таким образом, ТК позволяет осуществить трехмерную визуализацию распределения радиофармпрепарата в организме пациента. Эта возможность особенно важна в тех случаях, когда местоположение патологии в организме заранее не известно.

К детекторам ТК предъявляются высокие требования по однородности чувствительности поля зрения. Это вызвано тем, что неоднородность изображения после математической реконструкции параллельным расположением. Пациент вместе со своим ложем вводится внутрь кольцевых сборок.

Каждая сборка содержит несколько десятков скинцилляционных детекторов (обычно с матрицей кристаллов размерами 8x8 и с 4-мя ФЭУ). В последних моделях ФЭУ заменяются на высокочувствительные фотодиоды. Противоположные детекторы в

каждом кольце включены на регистрацию совпадений импульсов от ФЭУ или фотодиодов. Благодаря этому на дальнейшую обработку пропускаются только те импульсы, которые возникают одновременно в паре противоположных детекторов от пары соответствующих аннигиляционных фотонов, полностью поглотившихся, и сцинтилляционных кристаллах.

На компьютере, входящем в комплектацию серийного томографа, по совокупности всех зарегистрированных совпадений с полным поглощением энергии фотонов в детекторах производится реконструкция ПЭТ-изображений примерно по тем же алгоритмам, что и в ОФЭКТ. Результаты реконструкции представляются в виде серии изображений последовательно расположенных в поперечных срезах тела пациента, а в последнее время - в виде единого трехмерного "ЭТ-изображения исследуемого участка тела.

Обычно на детекторных сборках устанавливают плоскопараллельные коллиматоры. Однако с целью повышения чувствительности ПЭТ коллиматоры могут быть вообще удалены, и тогда совпадения от косораспространяющихся фотонов регистрируются с детектором, расположенных уже не в одной, а в нескольких соседних по кольцу расположенных детекторов. Это приводит к резкому возрастанию не только чувствительности, но и импульсной загрузки детекторов и электронного тракта и, следовательно, к существенному росту случайных (ложных) совпадений, из-за чего ухудшается качество ПЭТ-визуализации. Чтобы не допускать такого ухудшения, используют специальные алгоритмы трехмерной реконструкции и проводят ряд мероприятий по улучшению быстродействия томографа. Наиболее часто в установках для ПЭТ используют позитрон - излучающие радионуклиды ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O , ^{18}F , которые имеют очень короткие периоды полураспада (от 2 до 110 мин). Поэтому их необходимо синтезировать непосредственно в клинических центрах, то есть вблизи от места их диагностического применения. Разработаны и серийно выпускаются малогабаритные циклотроны, на которых выполняется бомбардировка пучками ускоренных протонов или дейтронов соответствующих изотопно-обогащенных мишеней. Ускоритель имеет сравнительно небольшие размеры и

автономную передвижную радиационную защиту. Все технологические процедуры получения РФП в большей степени автоматизированы и, фактически, не требуют вмешательства оператора в процесс синтеза позитронных излучателей.

Облученные мишени поступают в автоматизированную линию для радиохимической очистки, выделения позитронно излучающего радионуклида, экспрессного мечения РФП, контроля их качества, расфасовки и, в ряде случаев, автоматизированного введения заранее рассчитанной порции РФП в тело больного либо ' путем внутривенных или внутриартериальных инъекций или инфузий, либо путем ингаляции радиоактивных газов или аэрозолей.

Такой сложный технологический процесс накладывает существенное ограничение на практическое использование ПЭТ. В связи с этим, в последнее время были развернуты исследования по использованию существенно менее дорогостоящих и более распространенных однофотонных томографов для работы с позитронно-излучающими РФП, прежде всего с ^{18}F -фтородиоксиглюкозой. Благодаря не слишком малому периоду полураспада (110 мин) этот РФП, обладающий уникальными возможностями для радионуклидной диагностики в онкологии, можно транспортировать ПЭТ-центров в другие клиники, расположенные на расстоянии около 30-50 км. Для работы в таком режиме используются установки для ОФЭКТ с двухдетекторными головками, которые размещают напротив друг друга и включают на совпадения от регистрируемых в этих детекторах аннигиляционных фотонов. В таком режиме работы возникает проблема дискриминации большого числа случайных (ложных) совпадений. Менее выгоден однофотонный режим регистрации этих квантов, так как необходимо использовать специальные коллиматоры большой толщины для жесткой коллимации аннигиляционного излучения, чья энергия (511 кэВ) существенно выше таковой у техрадионуклидов, которые обычно используются при ОФЭКТ. Из-за этого чувствительность подобных детекторов становится слишком низкой и плохо соответствующей современным клиническим требованиям.

Другой путь усовершенствования аппаратуры для ОФЭКТ - обеспечение возможности проведения так называемой *мульти-миссионной томографии*. В ее основе лежит использование сэндвич-сцинтилляторов, в которых два разнотипных сцинтиллятора находятся в оптическом контакте. Один из них, ближайший к источнику излучения, предназначен для регистрации фотонов от обычного РФП, однако вместо обычного NaI(Tl) здесь используют ортосиликат иттрия (YSO) со световыходом до 120% в сравнении с NaI(Tl). Другой кристалл, ближайший к ФЭУ, предназначен для регистрации прошедшего через YSO аннигиляционного излучения от позитронно-излучающего РФП; здесь применяют ортосиликат лютеция (LSO) с плотностью 7,4 г/см³, тогда как плотность NaI(Tl) оставляет только 3,67 г/см³. Для регистрации сцинтилляций от YSO и LSO используется плотно упакованная планарная сборка из ФЭУ с квадратными фотокатодами или матричная сборка из фото-*k* считывающих элементов. Сигналы от YSO и LSO раздвигаются в электронном тракте по длительности высвечивания.

4.8. Ультразвуковые томографы

Принцип действия и схемотехника ультразвуковых эхоскопов предназначены измерять глубину залегания оптически неоднородных биобъектов, были рассмотрены ранее (см. п/п. 4.3.5). алогичные принципы положены в основу построения ультразвуковых томографов, в которых с помощью различных механизмов сканирования биобъектов ультразвуковыми волнами реагируют на пространственные структуры сканируемых объектов, и от конструкции простейших зондирующих пьезодатчиков рассмотрены в п/п. 4.3.5. Напомним, что отраженные от разных структур эхо-сигналы имеют временную задержку относительно импульса зондирования на время, пропорциональное глубине расположения неоднородностей. Таким образом, по времени возбуждения можно судить о глубине залегания биобъектов. Амплитуда отражённого сигнала будет зависеть от отражательной способности зондируемых поверхностей, глубины их залегания и ряда факторов. В первом приближении можно считать,

что амплитуда отраженного сигнала уменьшается экспоненциально в зависимости от времени задержки. Поэтому для усиления эхо-сигнала часто применяют усилители, коэффициент которых экспоненциально (логарифмически) увеличивается с течением времени до получения сигналов от самых удаленных слоев биообъекта.

В медицинской практике используют линейное, секторное, дуговое и комбинированное сканирование (рис. 4.29).

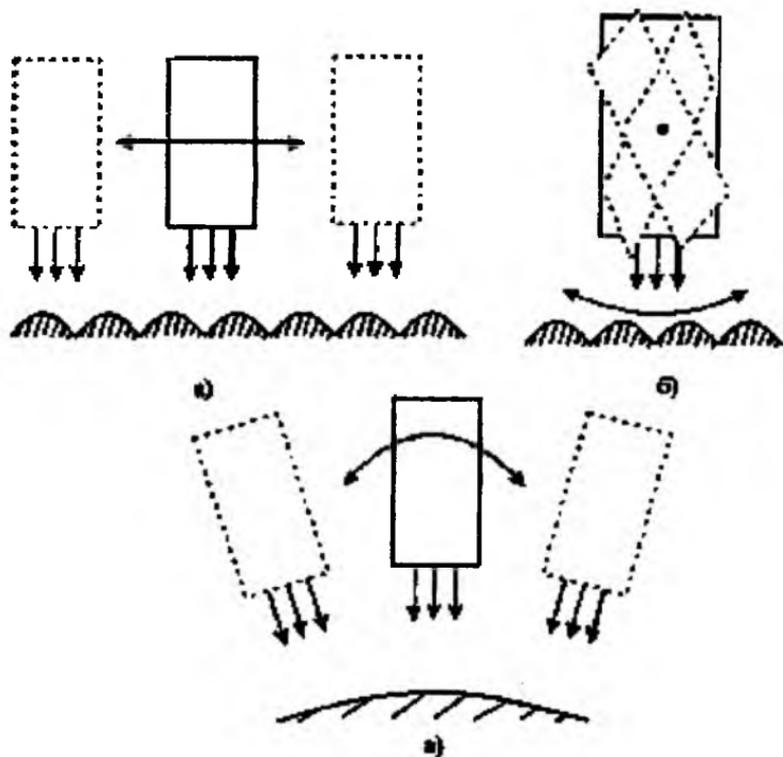


Рис. 4.29. Виды сканирования: а-линейное; б-секторное; в-дуговое.

При *линейном* сканировании угловое направление ультразвукового луча не меняется, а источник излучения перемещается вдоль одной из координат. При *секторном* сканировании изменя-

ется угловое направление ультразвукового луча. Обычно изменение угла может достигать ± 45 град. Оно удобно при исследованиях труднодоступных объектов. *Дуговое* сканирование характеризуется тем, что ультразвуковой луч перемещается в плоскости сканирования по дуге окружности, и применяется в случаях, когда поверхность объекта близка к дуге.

Комбинированное (сложное) сканирование является сочетанием вышеназванных видов сканирования: например, линейного с секторным, линейного с дуговым и др. При комбинированном сканировании функциональные возможности существенно больше, так как каждая точка подвергается воздействию импульсами, приходящими с разных направлений окружности. Поэтому объем информации об акустических свойствах объекта получается большой, и удастся получить визуализацию акустических свойств областей, которые не могут быть выделены при сканировании.

В сканирующих диагностических медицинских системах желательно сформировать как можно более узкий акустический луч, что позволит более точно определить размеры и конфигурацию внутренних органов. Для этих целей используют фокусирующие УЗ-преобразователи (рис. 4.30). Фокусировка достигается либо путем применения пьезопластин с искривленной рабочей поверхностью, либо, как в оптике, путем применения фокусирующих рефлекторов или линз.

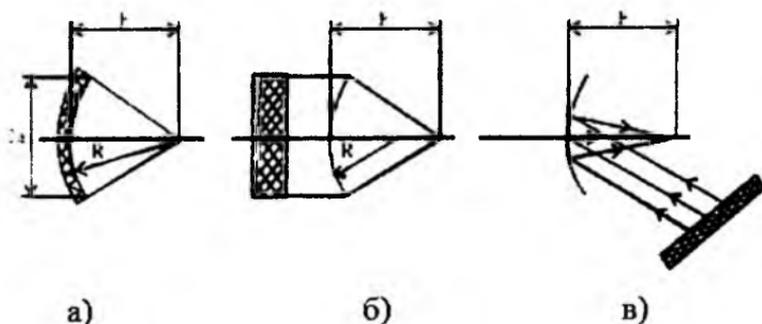


Рис. 4.30. Варианты фокусирующих УЗ-преобразователей:
а-активный концентратор; б- концентратор в виде ускоряющей линзы; в-концентратор с рефлектором (зеркалом).

Фокусировка может быть сферической (УЗ-лучи собираются в а: точку) или цилиндрической (УЗ-лучи фокусируются в линию, ц: параллельную рабочей поверхности преобразователя). Для изготовления УЗ-линз используют оргстекло, смолы или алюминиевые сплавы. Активные фокусирующие концентраторы выполняются из пьезопластин.

В современных УЗ-томографах применяются многоэлементные УЗ-преобразователи, возбуждаемые персонально и состоящие из нескольких десятков узких пьезопластин, разделенных экранирующими прослойками (рис. 4.31). Такие преобразователи называются еще сканирующими антенными решетками.

По способу визуализации лоцируемых объектов в ультразвуковых сканерах используются различные режимы разверток изображений (А, В, С, М или ТМ).

Режим развертки типа А широко используется в одномерных эхолотаторах и подробно рассмотрен в п/п. 4.3.5.

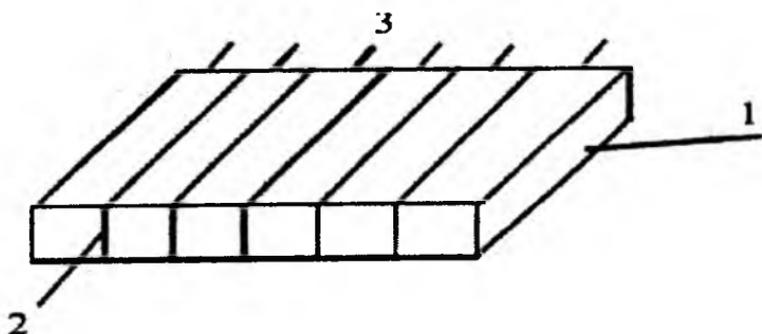


Рис. 4.31. Сканирующая антенная решетка:
1-пьезопластины; 2-акустические экраны; 3-выводы от электродов пьезопластины.

В режиме В ось-абсцисс (горизонтальное направление на экране видеомонитора) соответствует направлению сканирования объекта зондом (направление изменения пространственной координаты зонда), а ось-ординат (вертикальное направление на экране монитора) представляет собой время возвращения отражен-

ного зондирующего эхо-сигнала (глубину залегания искомого объекта). Амплитуда отраженных сигналов модулирует яркость луча ЭЛТ. Сканирование объекта зондом выполняется одним из двух способов. В первом варианте используется одноэлементный зонд, который механически перемещается по поверхности объекта.

Во втором варианте используется многоэлементный неподвижный зонд, а сканирование проводится электронным путем исследовательской коммутацией секций зонда. Двумерные изображения поперечных сечений объекта принято называть томограммами, а УЗ-системы, использующие сканирующие системы для получения изображений, относят к классу УЗ-томографов. В положении УЗ-преобразователя (рис. 4.32) вначале приходит эхо-сигнал, отраженный от передней стенки внутреннего биообъекта (т. 1), затем сигнал, отраженный от задней стенки (т. 2). После этого УЗ-преобразователь смещается по оси X. Если при сканировании встречается точка с повышенной отражательной способностью, изображение на экране становится более ярким т.3). В результате сканирования получается полутонное изображение поперечных срезов искомым объектов.

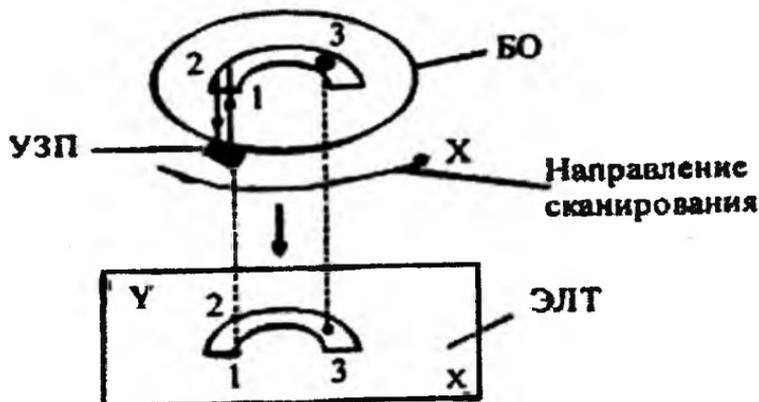


Рис. 4.32. Получение эхограммы в режиме В:
УЗП-УЗ-преобразователь; БО-биообъект.

При использовании иммерсионных способов контроля или внутрисполостных зондов применяют нелинейное, а секторное сканирование, реализуемое качанием зонда на некоторый угол заданной величины.

В *режиме С* получают срезы, параллельные поверхности исследуемого объекта. Обычно для формирования изображения в *С* режиме используют линейные многоэлементные преобразо- Шели, в которых поперечное сканирование (быстрая строчная развертка) осуществляется электронным путем, а продольное сканирование (медленная покадровая развертка) - механическим перемещением всей линейки относительно исследуемого объекта (рис. 4.33).

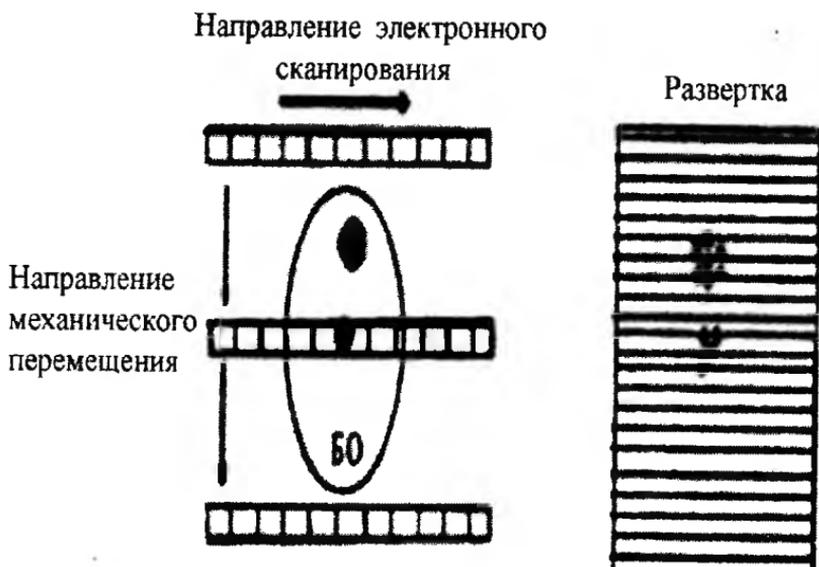


Рис. 4.33. Получение эхограммы в режиме С.

Амплитуда отраженных сигналов используется для модуляции яркости соответствующей точки изображения. В результате, как и в режиме В, получаем полутонное изображение - контур интересующего нас объекта. Учитывая, что в биообъекте, как правило, имеется несколько отражающих поверхностей, залегающих на разных глубинах, сигналы от этих поверхностей будут

накладываться друг на друга, и мы получим некоторую усредненную по глубине «смазанную» картину, отражающую суммарную интенсивность отраженных сигналов в каждой точке кадра.

Повысить четкость изображения можно получить с использованием коротких стробирующих импульсов, смещаемых относительно зондирующего импульса на определенный интервал времени, соответствующий сигналу, отраженному с определенной глубины.

Тогда сигналы, отраженные от структур, расположенных за пределами действия стробирующего импульса, не будут влиять на формирование изображений. Смещая строб, можно получить изображения структур, залегающих на различных глубинах по отношению к положению излучателя, то есть послойные изображения.

Режим M (TM) используется для отображения динамики подвижных структур биообъектов. Как и в предыдущих режимах, яркость свечения луча определяется величиной амплитуды отраженных сигналов. Развертка луча производится в вертикальном направлении. Каждый новый цикл развертки (формирования кадра) производится через определенный интервал времени, что обеспечивает временное смещение строки на один шаг. Таким образом, горизонтальная ось на экране монитора отображает время. В результате изображение получается в координатах «глубина-время». Такой режим применяют при исследовании динамики работы сканируемых органов. В цифровых вариантах исполнения имеется возможность варьировать масштабом времени, изменяя скорость горизонтальной развертки. Наблюдение двумерных срезов исследуемых органов в режиме В и С и формирование диагностических заключений требуют от врачей отличного знания анатомии и определенного пространственного воображения.

С точки зрения врача-пользователя, гораздо более информативными представляются трехмерные изображения, которые с помощью современных средств вычислительной техники реконструируются по набору срезов плоских изображений (томограмм).

По технике управления сканирующие устройства делятся на механические и электронные. В сканирующих устройствах с ме-

ханическим управлением применяется механический (электро-механический) привод, с помощью которого изменяется положение электроакустического преобразователя относительно исследуемого объекта. Для поддержания надежного постоянного акустического контакта при сканировании используется специальный гель или минеральные масла. Ими смачиваются поверхности электроакустического преобразователя и исследуемого объекта. В некоторых случаях при механическом сканировании в электроакустическом преобразователе используется дополнительная промежуточная среда - жидкость, обеспечивающая надежный акустический контакт между механически движущимся преобразователем и объектом исследования. В устройствах с механическим сканированием обычно используются одиночные пьезопреобразователи.

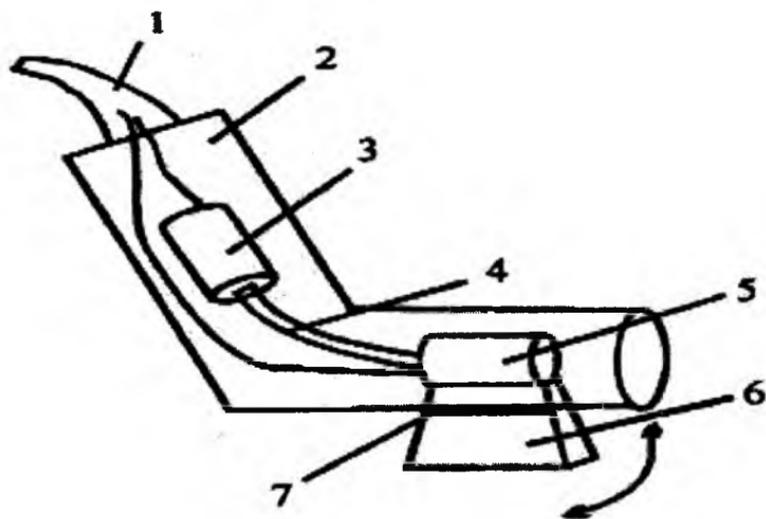


Рис. 4.34. Конструкция механического сканера: 1-кабель; 2-корпус сканера в виде рукоятки; 3-двигатель; 4-гибкий вал; 5-ультразвуковой преобразователь; 6-ультразвуковой плоскосфокусированный луч; 7-акустическое окно.

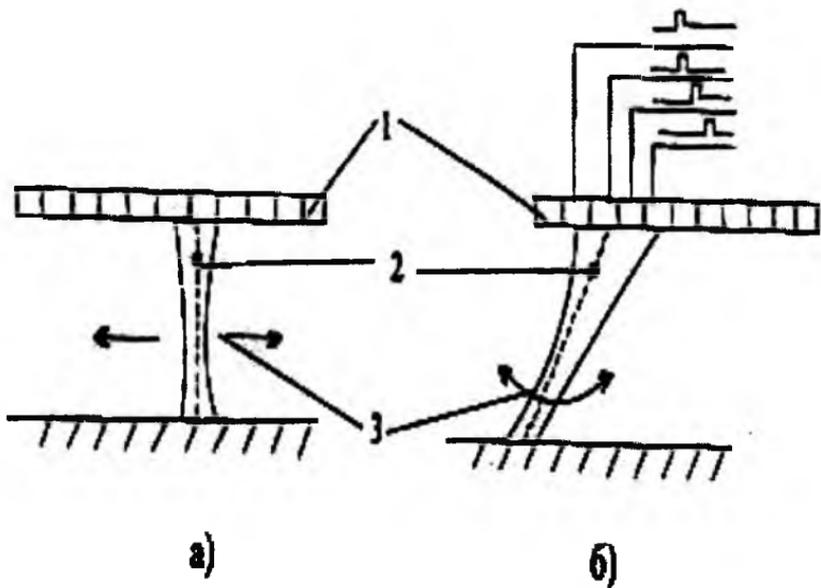


Рис. 4.35. Схемы электронного сканирования с помощью антенных решеток:
а-излучение, порождаемое одновременным возбуждением элементов антенной решетки; б- то же с задержкой;
1-антенная решетка; 2-ось пучка; 3-направление развертки.

Требуемые временные задержки создаются фазирующими устройствами. При этом надо учитывать, что из-за наличия линий задержки электрические импульсы на пьезоэлементы работают в разное время и зондирующие ультразвуковые лучи разнесенные в пространстве, появляются в разное время. Для того чтобы имелась возможность приема отраженного сигнала, время задержки импульса, поступающего на соседние элементы, должно превышать максимальное время, в течение которого возможен приход отраженного сигнала.

Фазирующие устройства могут быть построены по последовательной, параллельной и смешанной схемам включения элементов задержки (рис. 4.36).

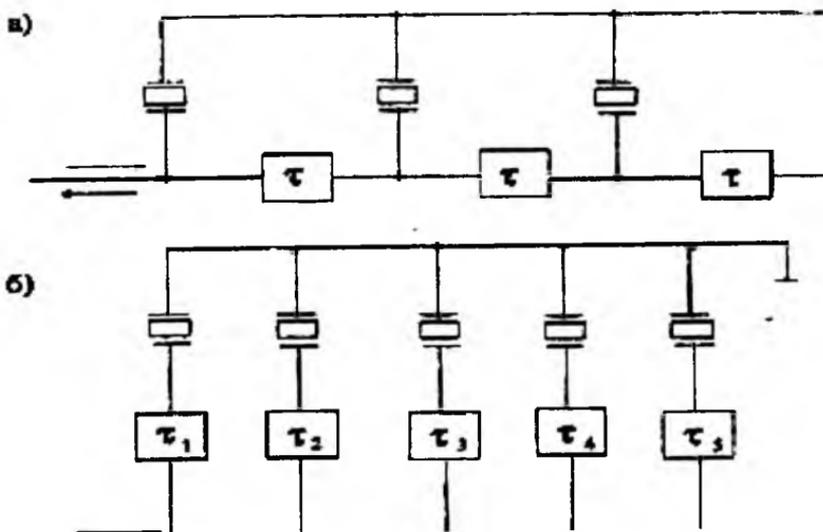


Рис. 4.36. Схемы включения элементов задержки: а-последовательное; б-параллельное; в-смешанное.

При последовательной схеме пьезоэлементы подключаются через идентичные звенья задержки к одной линии приемораздачи. Ее недостаток - уменьшение величины импульса, воздействующего на каждый следующий пьезоэлемент из-за потерь в 5 элементах задержки. Этот недостаток отсутствует при параллельной схеме включения, но в ней каждый элемент должен иметь разное время задержки сигнала.

Смешанная схема есть сочетание двух предыдущих. При ее использовании удастся уменьшить время задержки у параллельных элементов и снизить влияние ошибок задержки у отдельных, последовательно включенных элементов задержки. С развитием технических средств микроэлектроники все шире начинают применяться ультразвуковые электроакустические преобразователи, пьезоэлементы у которых последовательно коммутируются электронными ключами.

При таком (последовательном) типе возбуждения каждый пьезоэлемент поочередно подсоединяется к генератору.

Перемещение ультразвукового луча в таких устройствах достигается путем последовательного электрического переключения пьезоэлементов матрицы. При коммутировании матрицы легко реализовать любые виды сканирования. Чаще всего используются линейные и веерные матрицы пьезоэлементов.

Благодаря небольшой массе, малой стоимости и простоте элементами матриц сканирующие устройства этого типа считаются наиболее перспективными. Число коммутируемых элементов в них достигает 320 и более. При этом основной проблемой является обеспечение идентичности каждого элемента матрицы.

Вариант структурной схемы ультразвукового сканера (УЗ-канера) с механическим сканированием и реконструкцией изображений с помощью ПЭВМ приведен на рис. 4.37.

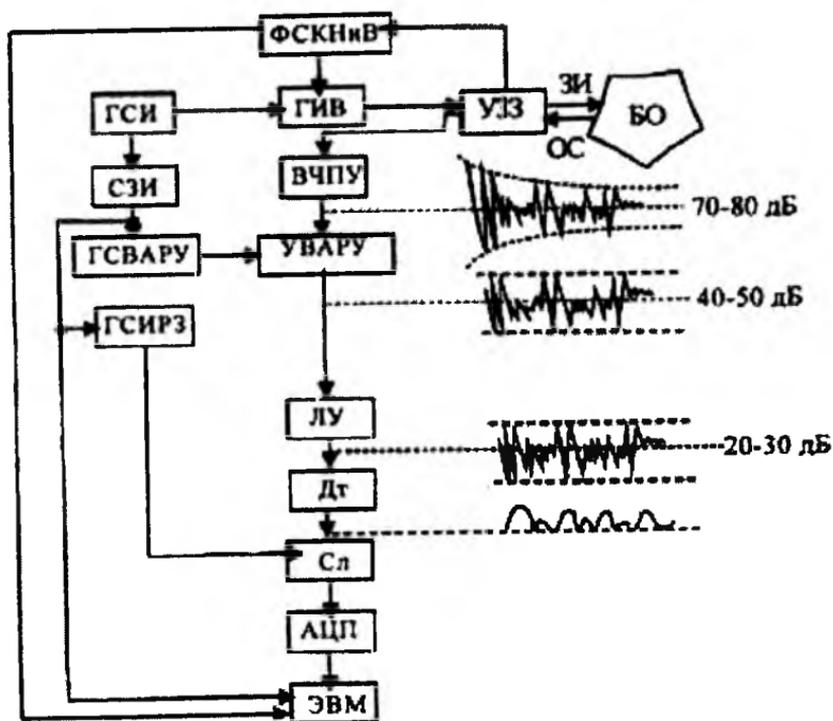


Рис.4.37. Структурная схема УЗ-сканера.

Для воспроизведения на экране дисплея ЭВМ изображения сканируемого объекта необходимо сформировать сигналы координат, направления и скорости перемещения сканирующего зонда. Эту функцию выполняет формирователь сигналов координат, направления и времени (ФСКНИВ). В качестве одноэлементных зондов применяют фокусирующие и нефокусирующие преобразователи. Фокусирующие преобразователи имеют высокую разрешающую способность на глубине, соответствующей фокальному расстоянию преобразователя, но глубина резкости весьма ограничена, то есть изображения структур, лежащих выше и ниже фокуса, «размываются».

Нефокусирующие преобразователи имеют малую излучающую поверхность (единицы миллиметров), что дает худшую разрешающую способность, но она слабо зависит от глубины отражающих структур. Для возбуждения зондирующего УЗ-импульса на зонд от генератора импульсов возбуждения (ГИВ) подается короткий электрический импульс амплитудой 100-200 В. В ответ на возбуждающий импульс преобразователь на своей резонансной частоте вырабатывает УЗ-импульс, содержащий 3-4 периода колебаний. Резонансная частота преобразователя выбирается исходя из глубины залегания исследуемых структур.

Так, например, для зондирования достаточно глубоко расположенных органов (сердце, желудок, печень и др.) выбирается частота 3-5 МГц. Для структур, расположенных ближе к поверхности щитовидная железа, молочные железы), выбирают частоту 1-10 МГц. Частота повторений зондирующих импульсов задается генератором синхроимпульсов (ГСИ) и определяется временем, необходимым для распространения ультразвука до самой глубокой из обследуемых структур и обратно, чтобы следующий зондирующий импульс (ЗИ) не накладывался на отраженный сигнал (ОС). Эти же синхроимпульсы используются для синхронизации сигналов через временной автоматический регулятор усиления (ГСВАРУ), через схему задержки синхроимпульсов (СЗИ).

Если эхотомограф не содержит ЭВМ и эхограмма строится непосредственно на ЭЛТ с большим временем послесвечения, импульсы с ГСИ используются для запуска линейной развертки ЭЛТ. При использовании ЭВМ импульсы с ГСИ через СЗИ по-

ступают в ЭВМ для формирования кадра изображения. СЗИ используют при инверсионных исследованиях для организации задержки, соответствующей времени прохождения ультразвука до поверхности тела и обратно. Отражённый эхо-сигнал усиливается предварительным высокочастотным усилителем (ВЧПУ) и поступает на усилитель с временной автоматической регулировкой усиления (УВАРУ), коэффициент усиления которого автоматически меняется, синхронно с формированием зондирующих импульсов. Необходимость использования УВАРУ определяется тем, что из-за сильного затухания ультразвука в тканях человека, а также из-за расхождения ультразвукового луча, эхо-сигналы, отражённые от разных структур, сильно различаются (до 10000 раз).

Динамический диапазон эхо-сигналов составляет 70-80 дБ, в то время как динамический диапазон (по яркости свечения) ЭЛТ составляет 20-30, а это означает, что эхо-сигналы, отражённые от более глубоких структур, если не принять специальных мер, будут не видны. После УВАРУ различия в амплитудах сигналов будут определяться только различиями в отражающей способности этих структур.

Динамический диапазон эхо-сигналов, обусловленный различиями в отражательной способности биоструктур, лежит в пределах 40...50 дБ, что также превышает динамический диапазон ЭЛТ. Чтобы не потерять сигналы от слабоотражающих поверхностей, используют усилители с логарифмической характеристикой коэффициента усиления от амплитуды сигнала (ЛУ). В УЗ-сканерах, не использующих ЭВМ, сигнал после ЛУ детектировался детектором (Дт) и подавался на модулятор ЭЛТ. Вертикальная развертка в этом случае определяется генератором линейной развертки, а горизонтальное смещение луча соответствует перемещению УЗ-зонда (УЗЗ) вдоль поверхности тела. Поскольку такое перемещение осуществляется достаточно медленно, используется ЭЛТ с большим послесвечением.

Сигнал, соответствующий перемещению УЗ-зонда, при механическом сканировании вырабатывается блоком ФСКНиВ. В компьютерных УЗ-томографах после детектора сигнал дискретизируется аналогово-цифровым преобразователем (АЦП) и запи-

сывается в экранную память ЭВМ, после чего томограмма может быть выведена на экран дисплея после соответствующей цифровой обработки.

В эхотомографе с механическим сканированием из-за низких скоростей сканирования не удается получать изображения томограмм в реальном времени.

Из-за широкого динамического диапазона тракты усиления должны быть малошумящими, а кабель, соединяющий УЗ-зонд с аппаратурой, и сам зонд тщательно экранируют. В описанном варианте реализуется В-режим визуализации. Для реализации С-режима в схему добавляются генератор строб-импульса с регулируемой задержкой (ГСИРЗ) и селектор (Сл), которые позволяют из всего эхо-сигнала выделять и пропускать в ЭВМ для запоминания только короткие фрагменты сигналов, соответствующие определенной глубине проникновения ультразвука. При этом сканирование производится по двум координатам.

Вариант обобщенной структурной схемы ультразвукового сканера с электронным сканированием приведен на рис. 4.38.

В этой схеме генератор электрических импульсов (ГЭИ) вырабатывает электрические импульсы, которые возбуждают электроакустический преобразователь (ЭП). Он излучает акустические ультразвуковые колебания, направленные в объект измерений. Им же воспринимаются ультразвуковые импульсы, отраженные от акустических неоднородностей объекта. Они преобразуются в электрический сигнал и подаются на вход приемника эхо-сигналов (ПрЭС), представляющего собой усилитель, коэффициент усиления которого изменяется корректором усиления (КУ). Приемник служит для оптимального выделения полезных сигналов на уровне акустических шумов и помех и для сжатия их динамического диапазона. В приемнике также выполняется предварительная обработка эхо-сигналов и осуществляются функции восстановления параметров, искаженных в результате дифракционного расхождения ультразвукового луча, а также его рассеяния. Коэффициент усиления с течением времени увеличивается по экспоненциальному закону с помощью корректора усиления.

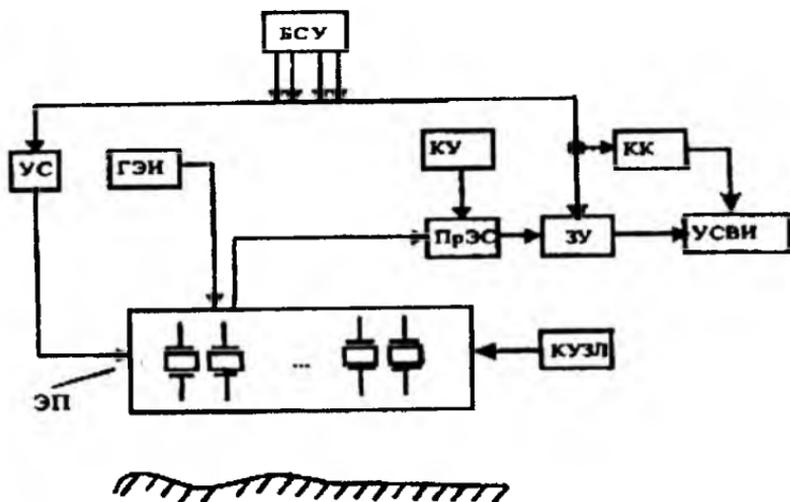


Рис. 4.38. Обобщенная структурная схема ультразвуковой избирательной системы со сканированием луча.

Сигналы с ПрЭС подаются в запоминающее устройство (ЗУ), где запоминаются их значения, время задержки относительно зондирующего импульса и положение координаты, в которой осуществлялось воздействие. Корректор координаты (КК) обеспечивает уточнение координаты при конкретном виде сканирования. Запомненная информация считывается и визуализируется с помощью устройства считывания и визуализации информации (УСВИ).

Вид сканирования задаётся с помощью устройства сканирования (УС). Управление работой системы и синхронизация работы отдельных функциональных устройств осуществляются с помощью блока синхронизации и управления (БСУ). Коррекция положения ультразвукового луча осуществляется корректором (КУЗЛ).

Форма зондирующих импульсов (огibaющая) бывает прямоугольной, колоколообразной, с экспоненциальным фронтом и срезом (рис. 4.39). Она существенно зависит от добротности электроакустических преобразователей.

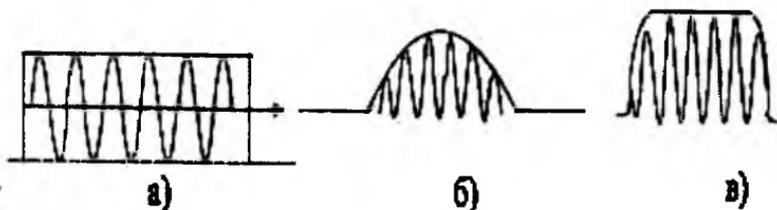


Рис. 4.39. Форма зондирующих импульсов: а - прямоугольная; б - колоколообразная; в - с экспоненциальным фронтом и срезом.

Если для формирования томограммы используется автономный прибор без применения ПЭВМ, то в качестве средства отображения используются телевизионные приставки.

В этом варианте необходимо формировать телевизионный эквивалент эхоизображения, развёртываемый на экране телевизионной трубки в соответствии со стандартными требованиями к видеосигналу. Поскольку в ультразвуковых эхоскопах, в принципе, не могут быть обеспечены условия для формирования телевизионного эквивалента эхоизображения прямым методом, необходимо вводить специальные преобразователи-конверторы. При их использовании функции запоминания и воспроизведения эхоинформации разделяются по времени. Запись эхо-сигналов в память конвертора производится в соответствии с развёртками во время ультразвукового сканирования, а считывание записанной информации - во временном масштабе телевизионного сигнала.

Важным преимуществом конверторного метода отображения эхоинформации является возможность многократной регенерации изображения из памяти, что позволяет реализовать режимы стоп-кадра, изменения масштаба видеоизображения, совмещения его со служебной информацией. В настоящее время используются в основном цифровые конверторы. В них растр эхоизображения составляет в типовом случае 512x512 элементов с градациями яркости 16 или 32.

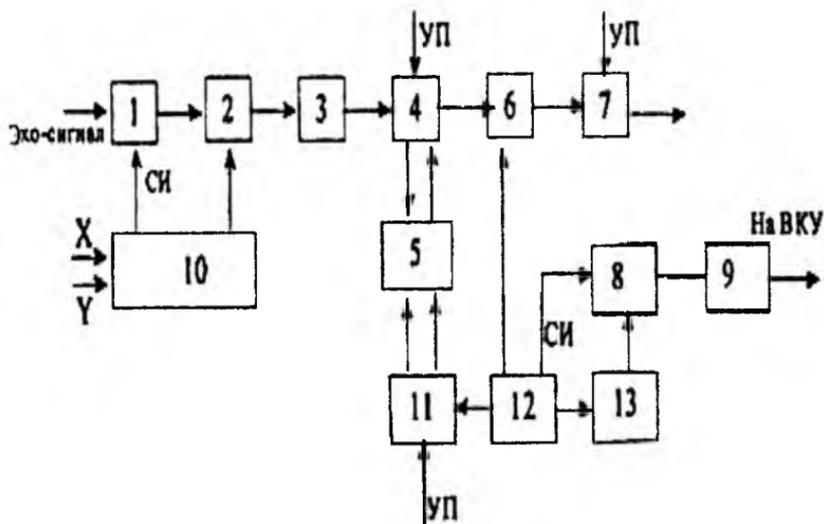


Рис. 4.40. Структурная схема цифрового конвертора эхоизображений:

1 - аналогово-цифровой преобразователь; 2 - входное буферное запоминающее устройство; 3 - устройство предварительной обработки информации; 4,11 - коммутаторы; 5 - цифровая память эхоизображения; 6 - выходное буферное запоминающее устройство; 7 - устройство заключительной обработки информации; 8 - смеситель; 9 - цифроаналоговый преобразователь; 10 - устройство адресации памяти; 12 — генератор телевизионных сигналов; 13 - генератор графических символов.

В конверторе можно выделить каналы записи и считывания (рис. 5.40). В состав канала записи входят: аналогово-цифровой преобразователь (1), входное буферное запоминающее устройство (2), устройство предварительной обработки информации (3), устройство адресации памяти на запись (10), цифровая память эхоизображения (5). Канал считывания сигналов из памяти (5) состоит из: устройства адресации памяти на считывание (генератор телевизионных сигналов) (12), выходного буферного запо-

минающего устройства 6, устройства заключительной обработки информации (7) и цифроаналогового преобразователя (9), сигнал которого подаётся на телевизионный индикатор (ВКУ). Чередувание циклов записи-считывания осуществляется с помощью коммутаторов (4) и (11).

Для формирования и отображения совместно с изображением метрических шкал и калибровочных масштабных меток в конвертере имеется смеситель (8) и генератор графических символов (13).

Основным элементом цифрового конвертера является матричное ЗУ (5). Его выполняют на микросхемах полупроводниковой памяти динамического типа. В ряде случаев используется страничная организация памяти, в которой число страниц определяется исходя из требуемого числа градаций уровня акустического сигнала. Так, если имеется 6 страниц, то на экране телевизионного индикатора изображение может иметь $2^6 = 64$ градаций яркости. Если координаты ячеек памяти каждой страницы определяются положением X и Y ультразвукового луча, то число, записанное в них, соответствует уровню эхо-сигнала, преобразованному в код с помощью АЦП 1.

С учётом параметров, характеризующих в телевизионном стандарте длительность прямого (48...51 мкс) и обратного хода луча, удаётся реализовать частоту повторения ультразвуковых зондирующих импульсов порядка 2,5 кГц и частоту повторения кадров сканирования порядка 10 Гц.

Процедура заключительной обработки отображаемой информации (7) обычно включает амплитудные и геометрические преобразования форматов изображений. Они выполняются в процессе считывания информации из матричного ЗУ и отображения на экране. Преобразование считываемой из ЗУ информации в формат телевизионного сигнала осуществляется под управлением генератора телевизионных сигналов (12). Он также задаёт параметры чередования циклов запись-чтение. Генератор графических символов (13) и смеситель (8) необходимы для совмещения на экране эхоизображения и служебной информации (СИ), имеющей алфавитно-цифровую или графическую формы.

Преобразование геометрических форматов отображений включает в себя сдвиги по осям X и Y, увеличение фрагментов, формирование и совмещение отдельных кадров и т.д.

Использование ПЭВМ в составе ультразвуковых томографов позволяет из плоских томограмм синтезировать трёхмерное изображение объектов, применять цифровую фильтрацию, улучшающую качество изображений, выделять зоны особого интереса и решать диагностические задачи в автоматическом режиме, вести архивы видеоизображений и истории болезней и т.д.

4.9 Оптические просвечивающие томографы

Одним из наименее опасных для здоровья человека является класс томографов, использующих длинноволновый спектр излучений, включая видимый свет. В настоящее время наиболее перспективными объектами для оптической томографии считаются мозг новорожденных младенцев и молочная железа.

В качестве примера рассмотрим вариант реализации системы диагностики опухоли молочной железы у женщин путём просвечивания груди видимым красным и ближним инфракрасным излучением [8]. Такой класс систем называют теледиафанографическими. Экспериментально установлено, что максимальная степень пропускания излучения тканями наблюдается при длинах волн от 0,7 до 1,4 мкм.

Характерной особенностью длинноволновой томографии является то, что взаимодействие оптического излучения с биообъектами носит более сложный характер, чем, например, рентгеновское излучение. Здесь присутствуют такие явления, как рассеяние, преломление, отражение, поляризация и т.д., вследствие чего математический аппарат, основанный на преобразовании Радона, перестаёт работать. Поэтому в оптической томографии используют другие математические методы, основанные в основном на двух теоретических моделях процесса взаимодействия волн длинноволнового спектра со средой.

Первая основана на теории множественного рассеяния света и на волновом уравнении распространения излучения. Случайные флуктуации амплитуды и фазы волн статистически усредняются.

Вторая модель использует линейное уравнение Больцмана и основана на теории передачи энергии сквозь среду. Обе эти модели, дающие хорошие результаты при изучении регулярных структур, пригодны также для исследования биологических тканей и неплохо согласуются с экспериментальными результатами. Наиболее эффективным методом, позволяющим получить трёхмерную картину распределения интенсивностей пропущенного сквозь ткань излучения, является метод Монте-Карло. С помощью метода можно исследовать расположение и размер опухоли, рассеивающие и поглощающие свойства ткани, а также влияние источника излучения и детектора на качество получаемого изображения.

На рисунке 4.41 приведена обобщённая структурная схема теледиафанографической системы фирмы «*Spektrascan International*» (Великобритания). В этой системе распределение интенсивностей видимого красного и ближнего инфракрасного излучений преобразуются вначале в электрические сигналы и далее в цифровой код.

Процессор определяет соотношения двух интенсивностей для получения более объективной информации. На цветном дисплее высвечивается изображение в виде двухцветной диаграммы (красный цвет соответствует ИК-излучению, голубой - видимому красному). Экран поделён на две части. Это даёт возможность рассматривать одновременно изображения левой и правой молочных желез и сравнивать структуры тканей.

Для повышения чувствительности и улучшения качества изображения в системах этого класса фирмы-изготовители предлагают различные конструктивные и методические решения. Так, значительного повышения чувствительности можно достичь применением плоскопараллельных пластин для получения слоя исследуемой ткани однородной толщины.

Другим путём улучшения качества изображения является нахождение оптимальной длины волны просвечивающего излучения. Известны разработки, в которых в качестве источников используются лазерные светодиоды, детекторами служат фотодиоды. Для получения узкого параллельного пучка лучей применяется коллиматор.

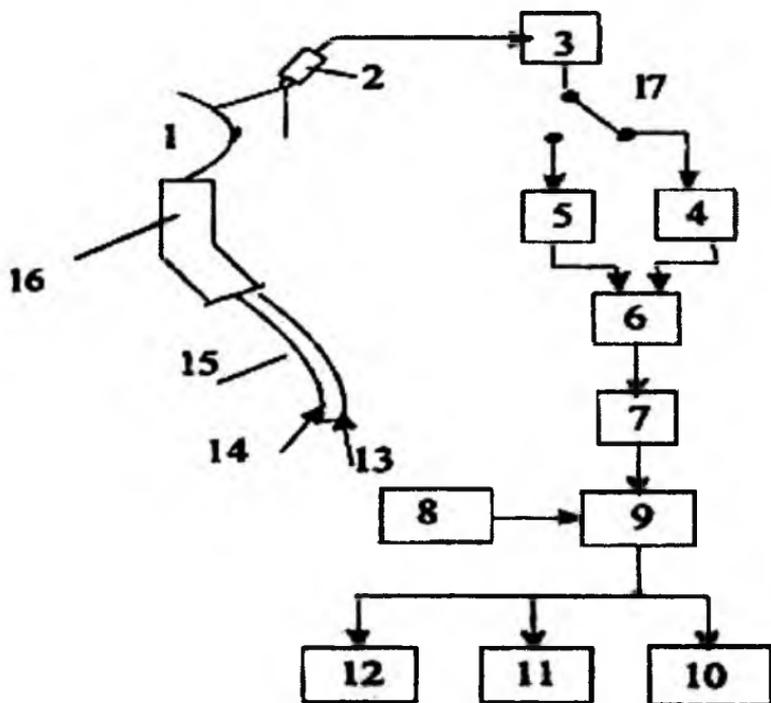


Рис. 4.41. Структурная схема системы для теледиафаногрaфии:
 1 - пациент; 2 - преобразователь световых сигналов в электрические; 3 - аналогово-цифровой преобразователь;
 4 и 5 - запоминающие устройства для данных, полученных при использовании ближнего инфракрасного и видимого красного излучения соответственно; 6 - процессор; 7 - кодирующее устройство; 8 - клавиатура для управления; 9 - цифро-аналоговый преобразователь; 10 - множитeльно-копировальный блок; 11 - цветной дисплей; 12 - блок видеозаписи; 13 - видимое красное излучение; 14 - ближнее инфракрасное излучение; 15 - световод; 16 - сканирующая головка; 17 - переключатель запоминающих устройств.

Такие системы позволяют в значительной мере преодолеть один из основных недостатков метода теледиафаногрaфии - большую погрешность, вызываемую рассеянием излучения структур-

ными неоднородностями тканей. Рассеиваемые фотоны отфильтровываются от полезного сигнала путём стробирования фотодетектора световыми импульсами высокой частоты. Так как скорость движения фотона $\approx 2 \cdot 10^8$ м/с, необходимо применение в схеме электронно-оптических устройств с очень коротким временем срабатывания. Этот подход реализован в системе, в которой используются лазерные светодиоды и фотодиодные детекторы (рис. 4.42).

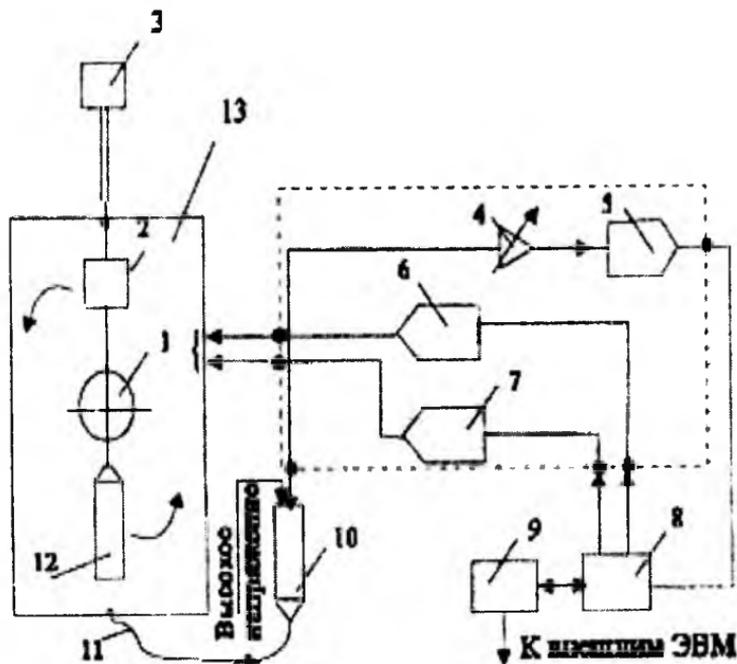


Рис. 4.42. Структурная схема компьютеризованной системы для сканирующей просвечивающей томографии:
 1 - просвечиваемый объект; 2 - сканирующая головка;
 3 - вольфрамогалогенная лампа; 4 - логарифмический усилитель; 5 - аналогово-цифровой преобразователь;
 6, 7 - цифроаналоговые преобразователи; 8 - микрокомпьютер;
 9 - память на гибких дисках; 10 - фотоумножитель; 11 - пучок светодиодов; 12 - коллиматор; 13 - система «сканирующая головка-коллиматор».

Излучение вольфрамогалогенной лампы (3) мощностью 150 Вт подводится к сканирующей головке (2) с помощью пучка волоконных световодов. Прошедшее сквозь просвечиваемый объект (1) излучение поступает в коллиматор (12) и, затем, отводится пучком световодов (11) к детектирующему устройству - фотоумножителю (10). В процессе исследования соосно расположенные сканирующая головка и коллиматор автоматически перемещаются вокруг объекта с шагом 1 мм и вдоль оси объекта - на каждом шаге.

Управление движением осуществляется микрокомпьютером (8), сигналами, подающимися к системе «сканирующая головка-коллиматор» (13), через цифроаналоговые преобразователи (6) и (7). Выходной сигнал фотоумножителя усиливается логарифмическим усилителем (4) (для расширения динамического диапазона), а затем преобразуется в цифровую форму аналогово-цифровым преобразователем 5 и поступает на микрокомпьютер (8). Программы обработки результатов сканирования хранятся в памяти на гибких дисках (9). Возможна передача информации на мощную ЭВМ для дальнейшей обработки.

Для испытания установки используется фантом из воска в форме усечённого конуса (рис. 4.43), поражённые участки имитируют два штыря (2), не пропускающих излучение. На изображениях, полученных при сканировании, оба затемняющих объекта легко обнаруживаются. Однако оптические характеристики парафинового воска, из которого изготовлен фантом, значительно отличаются от характеристик исследуемых тканей. Поэтому для количественной оценки разрешающей способности системы и определения оптимальной толщины исследуемого слоя ткани необходимо использовать и другие имитирующие модели: например, водную суспензию специального порошка (в качестве компонента, рассеивающего излучение) с добавкой крови до концентрации 0,25% (в качестве компонента, поглощающего излучение).

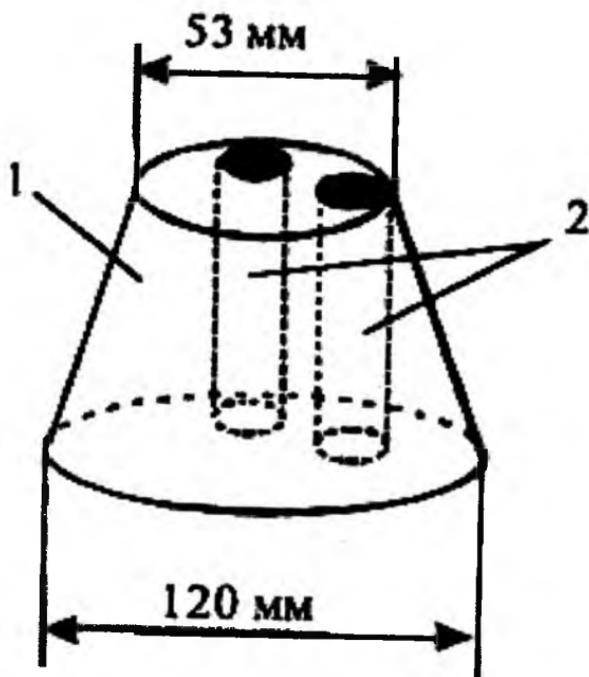


Рис. 4.43. Восковой фантом (объект, исследуемый при испытании системы для томографии): 1 - фантом из воска; 2 - штыри.

На рисунке 4.44 приведена структурная схема разработки Лондонского университета - трансмиссионного оптического томографа для просвечивания головного мозга новорожденного.

В этой системе лазерный луч оптической схемой формирует реперный сигнал и через оптический коммутатор (ОКм) последовательно включает 32 источника излучения, соединенных в кольцо, в которое попарно источникам вмонтированы детекторы, образуя кольцо источников-детекторов (КИДт). Это кольцо надевают на голову ребенка. Детекторы КИДт через коммутатор (Км) последовательно подключаются к интерфейсу сопряжения (ИС).

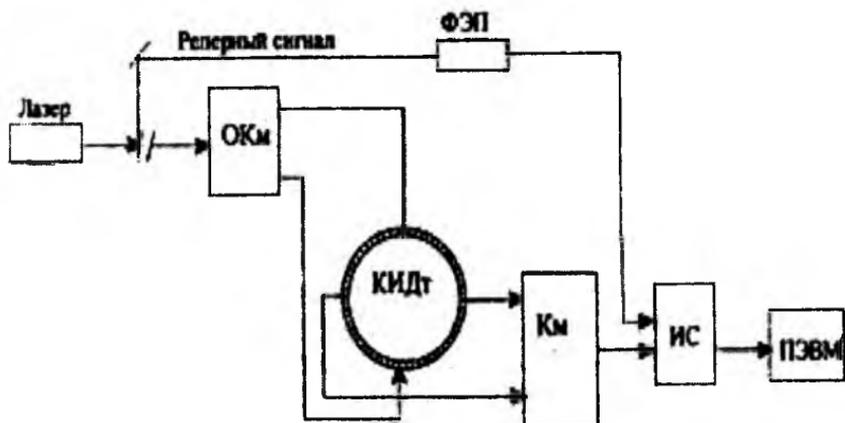


Рис. 4.44. Структурная схема оптического томографа:
ОКм - оптический коммутатор; КИДт - кольцо источников-детекторов; ИС - интерфейс сопряжения; ФЭП - фотоэлектрический преобразователь

Для синхронизации работы системы используется реперный сигнал, который взаимодействует с ИС после его преобразования в электрический сигнал фотоэлектрическим преобразователем (ФЭП). Реконструкция изображения реализуется ПЭВМ на основе уравнений переноса излучения.

Ангиографические и ангиопластические системы

Для исследования кровеносной системы в медицинской рентгенологии широко применяют метод исследования, называемый *ангиографией*, когда через артерию в кровеносные сосуды вводят под давлением контрастное вещество и производят серию быстро следующих друг за другом рентгенограмм. По полученной серии снимков врач-диагност имеет возможность наблюдать последовательное продвижение контрастной жидкости по сосудам, делая соответствующие заключения. Следует отметить, что в таком виде ангиографическая процедура сложна и небезопасна. Пациент подвергается обязательной госпитализации на 3...5 дней, а операционная бригада состоит из 3...5 человек.

Значительное увеличение контрастной чувствительности этого метода удаётся достичь с помощью цифровой обработки, которая во многих случаях позволяет заменить госпитализацию коротким и безопасным амбулаторным исследованием. Основная суть цифровой обработки ангиограмм заключается в последовательном вычитании (субстракции) каждого следующего изображения из первоначального. Все одинаковые изображения вычитаются, а движение даже слабого контрастного вещества по сосуду становится отчётливо видимым. Кроме этого, система цифровой обработки имеет дополнительные программы, предусматривающие точное пространственное совмещение двух сравниваемых изображений, коррекцию динамической нерезкости, выделение верхних пространственных частот и др. Для внутрисосудистой диагностики используются также и сверхтонкие эндоскопы (ангиоскопы) для непосредственного осмотра сосудистого русла. Однако сейчас на практике они почти не применяются, поскольку требуется удалять кровь из поля зрения, а диагностика весьма субъективна.

Ещё одним способом ангиографии является исследование сосудистого русла с помощью малогабаритных высокочастотных ультразвуковых сканеров. Для этого ультразвуковой преобразователь, выполненный по схеме фазированной антенной решётки, вставляют в наконечники катетеров с баллоном. Когда баллон вводится в сосуд (часто закрытый), он раздувается, чтобы растянуть стенки сосудов, создавая необходимый просвет для восстановления кровоснабжения. После этого ультразвуковой зонд может быть оттянут назад, для того чтобы определить размеры растянутых стенок и состояние сосуда. Процедура восстановления проходимости сосудов называется *ангиопластикой*.

В настоящее время активно разрабатываются методы лазерной спектроскопии изображений, основанные на возбуждении люминесценции внутрисосудистых объектов, с последующим координатно-чувствительным спектральным анализом принимаемого люминесцентного излучения и построением карты спектроскопических изображений. При этом процедура синтеза изображений осложняется тем, что энергия зондирующего излуче-

ния должна быть достаточно низкой, чтобы не нарушать работу сердца, а геометрия сосудов плохо определяется и нестабильна.

Все это предъявляет повышенные требования к алгоритму обработки сигналов, то есть требует задания корректной статистической модели.

Основной задачей *лазерной ангиопластики*, решаемой средствами оптической локации, является диагностика патологических образований - бляшек и тромбов, вызывающих частичное или полное перекрытие просвета сосуда. При обнаружении патологического образования разрушается мощным лазерным излучением с целью восстановления нормального функционирования сосуда. Для проникновения в сосуд и передачи к объекту лазерного излучения используется многоволоконный оптический катетер, содержащий центральный передающий и несколько периферийных световодов, расположенных концентрически по окружности вокруг центрального. Назначением периферийных световодов является приём отражённого внутрисосудистыми объектами излучения. Анализируя интенсивность отраженного сигнала, принятого различными периферийными световодами, требуется определить геометрические и оптические характеристики объектов, находящихся перед торцом катетера с целью распознавания последних. Использование импульсного лазера существенно улучшает условия наблюдения, позволяя снизить влияние фликкер-шумов по сравнению с лазерами, работающими в непрерывном режиме.

Для проведения ангиопластики лазерными лучами в отечественной практике используется газовый лазер на основе ксенона и хлора (Xe-Cl-лазер) ($\lambda = 308$ нм). При этом реализуется следующая технология: по размеру диаметра сосуда подбирается дилатационный катетер, в просвет которого вводится кварцевое волокно. Катетер через пункцию устанавливается в контакт с поперечным сечением непроходимого участка сосуда. Реканализация сосуда обычно проводится в импульсном режиме, например, при энергии лазера 10 мДж с частотой 20 Гц.

После реканализации волокно извлекается, а по мере подтягивания катетера к месту пункции выполняется дилатация новообразованного канала. Таким образом, современная ангиопластическая техника представляет собой достаточно сложные

комплексы, в состав которых входят рентгеновские или лазерные ангиографические системы для визуальной диагностики состояния сосудов, механические или лазерные системы для удаления бляшек и расширения каналов сосудов.

Рамки учебного пособия не позволили рассмотреть все многообразие используемых в медицинской практике интроскопических диагностических систем, а также наиболее перспективные направления исследований, проводимых в этом направлении. Так, например, не рассмотрены различные модификации УЗ-диагностических систем, позволяющих с помощью специальных датчиков исследовать полости внутренних органов. В качестве перспективных направлений в развитии томографических методов можно отметить появление сообщений об экспериментах с СВЧ- вычислительными томографами, работающими с сверхвысокими частотами порядка 1-5 ГГц. Появление сверхпроводящих квантовых интерференционных датчиков (СКВИД), чувствительных к сверхслабым магнитным полям, позволяет говорить о возможности построения томографических систем, с помощью которых можно исследовать активность живого мозга, изучать функции возбуждения и торможения отдельных его частей и т.д. Эти и другие вопросы освещены в специальной литературе [1, 3, 5, 12].

Контрольные вопросы

1. При каких условиях могут быть обнаружены дефекты методами интроскопии?
2. Назовите четыре основные группы методов визуализации изображений, используемых в интроскопии.
3. Перечислите основные типы приёмников, используемых в современных тепловизорах.
4. Назовите приёмы, позволяющие снизить лучевую нагрузку при использовании рентгеновской диагностической аппаратуры.
5. Нарисуйте основные варианты обобщённых схем цифровой рентгеновской аппаратуры.
6. Перечислите основные типы приёмников рентгеновских излучений, используемых в цифровой рентгеновской аппаратуре.

7. Нарисуйте варианты обобщённых схем конструкций рентгеновских компьютерных томографов.
8. Приведите выражение для определения частоты прецессии ядер атомов водорода.
9. Опишите типы импульсных последовательностей, используемых в современных ЯМР-томографах.
10. Нарисуйте базовую структуру ЯМР-томографа.
11. Нарисуйте схему у-камеры радионуклидного компьютерного томографа.
12. Расскажите о принципах действия и типовых конструктивных особенностях радионуклидных и позитронных эмиссионных томографов.
13. Каким образом УЗ-томографом осуществляется электронная фокусировка ультразвуковых сигналов?
14. Какие режимы сканирования применяются в УЗ-томографии?
15. Нарисуйте типовую структуру УЗ-томографа.
16. Перечислите состав оборудования, используемого в ангиоскопических исследованиях.

ТЕСТОВЫЕ ЗАДАНИЯ

1. В интроскопии объект наблюдается:

- а) в оптически прозрачных средах;
- б) только в отражённых лучах по типу радиолокации;
- в) только в диапазоне радиоволн;
- г) в оптически непрозрачных средах;
- д) только с использованием проникающих жёстких излучений.

2. В УЗ-сканерах используют принципы регистрации:

- а) излучения, проходящего через исследуемый объект;
- б) рассеянного излучения;
- в) собственного излучения биообъектов;
- г) излучения от специально вводимых в биообъект препаратов;
- д) отражённого излучения.

4. Для снижения уровня шумов в тепловизорах приёмник:

- а) термостатируют;
- б) охлаждают;
- в) помещают в экран;
- г) включают в мостовую схему;
- д) нагревают.

5. Интенсивность рентгеновского излучения, генерируемого рентгеновской трубкой, определяется выражением: $I = C_i i [..] V g / 2$.

6. В детекторах рентгеновского излучения с запоминающим люминофором считывание производится:

- а) электронным сканирующим лучом;
- б) с помощью электронного коммутатора, подключённого к ячейкам люминофора;
- в) лазерным лучом;
- г) фотосчитывающим устройством;
- д) с использованием газоразрядного преобразователя.

7. В цифровых рентгеновских аппаратах анодный ток рентгеновских трубок лежит в интервале:

- а) 0,01... 1 мА;
- б) 2...1000 мА;
- в) 1...10 А;
- г) 10...30 А;
- д) 40...50А.

8. В рентгеновских компьютерных томографах со спиральным сканированием стол с пациентом:

а) перемещается относительно вращающегося излучателя и детектора в старт-стопном режиме по 2 сантиметра через каждый полный поворот;

б) неподвижен, а сканирование осуществляется перемещением излучателя и детектора;

в) перемещается в горизонтальной плоскости, а сканирование осуществляется по выбранному сектору на угол меньше 180°;

г) непрерывно перемещается относительно вращающихся излучателя и детектора;

д) непрерывно перемещается относительно неподвижного кругового анода, а сканирование осуществляется лучом, управляемым с помощью отклоняющих катушек.

9. Уравнение Лармора связывает частоту прецессии и напряжённость внешнего магнитного поля соотношением: $\omega_0 = [\dots] \cdot \rho_0 / 2\pi$.

10. Считывание информации о структуре ядер атомов водорода в биообъекте организуется путём:

а) вращения систем электромагнитов вокруг тела пациента с параллельным считыванием информации;

б) вращающегося магнитного поля, создаваемого системой электромагнитов, питающихся трёхфазным переменным током;

в) управления набором неподвижных градиентных катушек, которые формируют линейно изменяющиеся магнитные поля по трём взаимно перпендикулярным направлениям;

г) управления двумя электромагнитами, создающими вращающееся поле в плоскости среза;

д) формирования спин-эховой последовательности считывающих импульсов с ларморовой частотой.

11. Радиопередатчики в ЯМР-томографах работают на частотах:

а) 1...3 МГц;

б) 4...90 МГц;

в) 100...300 МГц;

г) 500... 1000 МГц;

д) 1...5 ГГц;

е) 5...10 ГГц.

12. В ядронуклидных компьютерных томографах для улучшения разрешающей способности используют:

а) коллиматоры из пластика;

б) оптически прозрачные фокусирующие линзы;

- в) монохроматоры;
- г) электронные фокусирующие системы;
- д) коллиматоры из свинца.

13. В позитронных эмиссионных томографах источником информации о структуре биообъекта являются:

- а) радиофармпрепарат, излучающий у-лучи;
- б) изотопы, излучающие одиночные позитроны;
- в) изотопы, излучающие позитроны, аннигилирующие с электронами, в результате чего испускаются два фотона, разлетающиеся в противоположных направлениях;
- г) изотопы, испускающие позитроны, взаимодействующие с электронами, в результате чего испускаются два фотона, разлетающиеся во взаимно перпендикулярных направлениях;
- д) ядра атома водорода, которые под воздействием радиосигналов испускают позитроны.

14. Для фиксации изображения биообъекта по глубине сканируемого среза в УЗ-томографах используют схемы:

- а) генератора строб-импульса с регулируемой временной задержкой и селектора;
- б) формирователя сигналов координат направления;
- в) автоматического регулятора усиления, управляемого схемой задержки синхроимпульсов;
- г) амплитудно-фазовых детекторов, управляемых от генератора синхроимпульсов;
- д) приёмников эхо-сигналов, управляемых со стороны временного селектора.

15. Для исследования сосудистого русла в ангиографических системах используют:

- а) высокочастотную радиолокацию;
- б) методы биоимпедансных исследований (реографию);
- в) высокочастотные ультразвуковые сканеры;
- г) радиокапсулы;
- д) радиофармпрепараты.

ЛИТЕРАТУРА

(г 1-2 г.л)

1. Анохин П.К. Системные механизмы высшей нервной деятельности [Текст] / П.К. Анохин. –М.: Медицина, 1979, 352 с.
2. Андреев В.С. Лабораторные приборы для исследования жидких сред [Текст] / В. С. Андреев, Е.П. Попечителев. –Л.: Машиностроение. Ленингр. отд-ние, 1981, 156 с.
3. Ахутин В.М. Проектирование электродов для регистрации биопотенциалов [Текст]: учеб. пособие / В.М. Ахутин, Н.Н. Першин, В.И. Тимофеев. –Л.: Изда-во ЛЭТИ, 1983, 183 с.
4. Березовский В.А. Биофизические характеристики тканей человека [Текст]: справочник / Н.Н. Колотилов, В.А. Березовский. –Киев: Наукова думка, 1992, 224 с.
5. Биотехнические системы: Теория и проектирование [Текст] / под ред. В.М. Ахутина. –Л.: Изд-во ЛГУ, 1981, 163 с.
6. Биоэлектричество. Количественный подход [Текст] / К. Плон-си [и др.]; пер. с англ. под ред. Л.М. Чайклахяна. –Л.: Мир, 1992, 213 с.
7. Аракчеев А.Г. Электрокардиографическая техника для исследования функционального состояния сердца [Текст] / А.Г. Аракчеев, А.В. Сивачев. –М.: ЗАО «ВНИИМП-ВИТА», 2002, 128 с.
8. Бурлаков Р.И. Мониторинг в анестезиологии и реаниматологии [Текст] / Ю.Г. Смерлин, Л.Ш. Розенблат, Е.М. Левитэ, Р.Н. Бурмаков. –М.: ЗАО «ВНИИМП-ВИТА», 2002. 214 с.

9. Голубь Б.И. Измеритель электромагнитных излучений живых биологических объектов на эффекте высокотемпературной проводимости [Текст] / А.И. Гусев, Б.И. Голубь // Биомедицинская радиоэлектроника, 2001, № 1, 29-35 с.

10. Гусев В.Г. Методы и технические средства для медико-биологических исследований [Текст]: учеб. пособие. Ч. 1 / В.Г. Гусев; Уфимск. гос. авиац. техн. ун-т. –Уфа, 2001, 227 с.

11. Гусев В.Г. Методы и технические средства для медико-биологических исследований [Текст]: учеб. пособие. Ч. 2 / В.Г. Гусев; Уфимск. гос. авиац. техн. ун-т. –Уфа, 2001, 119 с.

12. Калакутский Л.И. Аппаратура и методы клинического мониторинга [Текст] / Л.И. Калакутский, Э.С. Манелис. –Самара: Изд-во СГАУ, 1999, 160 с.

13. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ [Текст]: Учеб. пособие для вузов / под ред. А.Л. Барановского, А.П. Немирко. –М.: Радио и связь, 1993, 247 с.

14. Корневский Н.А. Проектирование электронной медицинской аппаратуры для диагностики и лечебных воздействий [Текст]: монография / Н.А. Корневский, Е.П. Попечителей, С.А. Филист; Курск, гос. техн. ун-т. –Курск, 1999, 537 с.

15. Корневский Н.А. Приборы и технические средства функциональной диагностики [Текст]: учеб. пособие: в 2 ч. Ч. 1 / Н.А. Корневский, Е.П. Попечителей, С.А. Филист; Курск, гос. техн. ун-т. –Курск, 2004, 230 с.

16. Корневский Н.А. Приборы и технические средства функциональной диагностики: учеб. пособие: в 2. 4.1 / Корневский Н.А., Попечителей Е.П., Филист С.А. Курск, гос. техн. ун-т. –Курск, 2004, 230 с.
17. Лакомкин, А.И. Электрофизиология [Текст] / А.И. Лакомкин, И.Ф. Мягков. –М.: Изд-во МГУ, 1977, 171 с.
18. Медицинские лабораторные технологии [Текст]: справочник. Т. 1 / под ред. А.И. Карпищенко. –СПб: Интермедика, 1998, 408 с.
19. Медицинские приборы. Разработка и применение [Текст] / под ред. И.В. Камышко и ДЖ. Г. Вейстера. –М.: Медицинская книга, 2004, 720 с.
20. Осипович, Л.А. Датчики для биомедицинских исследований [Текст]: учеб. пособие / Л.А. Осипович. СПб.: Изд-во ЛЭТИ, 1981, 300 с.
21. Попечителей, Е.П. Инженерные аспекты медико-биологических исследований [Текст]: учеб. пособие / Е.П. Попечителей. –Л.: Изд-во ЛЭТИ, 1982, 151 с.
22. Попечителей, Е.П. Методы медико-биологических исследований. Системные аспекты [Текст]: учеб. пособие / Е.П. Попечителей. –Житомир: ЖНТИ, 1997, 186 с.
23. Попечителей Е.П. Электрофизиологическая и фотометрическая медицинская техника [Текст] / Н.А. Корневский, Е.П. Попечителей. –М.: Высш. шк., 2002, 470 с.

24. Техника и методика реографии и реоплетизмографии [Текст] / Л.Е. Терехова, В.И. Полищук. –М.: Медицина, 1983, 167 с.
25. Попечителев Е.П. Электрофизиологическая и фотометрическая медицинская техника. Теория и проектирование [Текст]: учеб. пособие / Е.П. Попечителей, П.Л. Кореисвский; Курск, гос. техн. ун-т. –Курск, 2000, 440 с.
26. Сахно Ю.Ф. К вопросу обоснования оснащения подразделений службы функциональной диагностики [Текст] / Ю.Ф. Сахно // Медицинская техника, 1994, №3, 12-14 с.
27. Троицкий В.С. Радиоизлучение человеческого тела и медицинская диагностика [Текст] / В.С. Троицкий // Кибернетика живого. Биология и информация. –М., 1984, 131-139 с.
28. Чернов, В.Н. Проектирование медицинских приборов и автоматизированных систем для гастроэнтерологии [Текст]: учеб.-метод. пособие / Л.П. Чеботарев, В.Н. Чернов. –Рига: Изд-во РГУ, 1998, 479 с.
29. Шмелев, А.Г. Психодиагностика и новые информационные технологии [Текст] / Л.Г. Шмелев // Компьютеры и познания. –М.: Паука, 1990, 87-105 с.
30. Эпштсйн М.И. Измерение оптического излучения в электронике [Текст] / М.И. Эпштсйн. –М.: Энергоатом издат, 1990, 254 с.
31. Hansen, A .T. Fidcr - optic pressure transducers for medical application [Text] / Л.Т. I lanscn // Sensors and Acluatos. 1983. P, 545-554.

32. Автоматизированные медико-технологические системы [Текст]: в 3 ч.: монография / А.Г. Устинов, В.А. Ситарчук, Н.А. Корневский; под. ред. А.Г. Устинова; Курск, гос. техн. ун-т. – Курск, 1995, 390 с.

33. Аксенов, Е.В. Системы сбора и обработки информации на основе сигма-дельта-аналогоцифрового преобразования [Текст] / Е.В. Аксенов, Е.В. Ествицкий, С.В. Котов [и др.] // Биомедицинская технология и радиоэлектроника, 2001, №12, 47-55 с.

34. Аксенов Д.С. Аппаратура и возможности динамического мониторинга аритмий при постоянной электрокардиостимуляции [Текст] / Д.С. Аксенов, Б.А. Барк, И.Р. Сапожников [и др.] // Медицинская техника, 1990, №3, 9-11 с.

35. Акопян Б.В. Основы взаимодействия ультразвука с биологическими объектами: Ультразвук в медицине, ветеринарии и экспериментальной биологии [Текст]: учеб. пособие / Б.В. Акопян, Ю.А.Ершов; под. ред. С.И. Щукина. –М.: Изд-во МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2005, 224 с.

36. Анисимов, А.В. Устройство для интрагастральной рН-метрии и импедансометрии [Текст] / А.В. Анисимов, С.Б. Квартерников // Медицинская техника, 1992, №2, 38-39 с.

37. Анохин, П.К. Системные механизмы высшей нервной деятельности [Текст] / П.К. Анохин. –М.: Медицина, 1979, 352 с.

38. Аракчеев А.Г. Электрокардиографическая техника для исследования функционального состояния сердца [Текст] / А.Г. Аракчеев, А.В. Сивачев; ЗАО «ВНИИМП-ВИТА». –М., 2002, 128 с.
39. Бурлаков Р.И. Мониторинг в анестезиологии и реаниматологии [Текст] / Р.И. Бурлаков, Ю.Г. Смерлин, Л.Ш. Розенблат [и др.]; ЗАО «ВНИИМП-ВИТА». –М, 2002, 214 с.
40. Голубь Б.И. Измеритель электромагнитных излучений живых биологических объектов на эффекте высокотемпературной проводимости [Текст] / Б.И. Голубь, А.И. Гусев // Биомедицинская радиоэлектроника, 2001, № 1, 29-35 с.
41. Гусев, В.Г. Методы и технические средства для медико-биологических исследований [Текст] : учеб. пособие. Ч. 1 / В.Г. Гусев; Уфимск. гос. авиац.-техн. ун-т. –Уфа, 2001, 227 с.
42. П.Гусев, В.Г. Методы и технические средства для медико-биологических исследований [Текст]: учеб. пособие. Ч. 2 / В.Г. Гусев; Уфимск. гос. авиац.-техн. ун-т. –Уфа, 2001, 119 с.
43. Калакутский Л.И. Аппаратура и методы клинического мониторинга [Текст] / Л.И. Калакутский, Э.С. Манелис. –Самара: Изд-во Самар. гос. авиац.-техн. ун-та, 1999, 160 с.
44. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ [Текст] : учеб. пособие для вузов / под. ред. А.Л. Барановского, А.П. Немирко. –М.: Радио и связь, 1993, 247 с.
45. Корневский Н.А. Проектирование электронной медицинской аппаратуры для диагностики и лечебных воздействий

[Текст] : монография / Н.А. Кореневский, Е.П. Попечителев, С.А. Филист; Курск, гос. техн. ун-т. –Курск: 1999. 537 с.

46. Кореневский Н.А. Приборы и технические средства функциональной диагностики [Текст]: учеб. пособие: в 2 ч. Ч. 1 / Н.А. Кореневский, Е.П. Попечителев, С.А. Филист; Курск, гос. техн. ун-т. Курск, 2004, 230 с.

47. Кореневский Н.А. Приборы и технические средства функциональной диагностики [Текст]: учеб. пособие: в 2 ч. Ч. 2 / Н.А. Кореневский, Е.П. Попечителев, С.А. Филист; Курск, гос. техн. ун-т. –Курск, 2004, 252 с.

48. Лакомкин, А.И. Электрофизиология [Текст]/ А.И. Лакомкин, И.Ф. Мягков. –М., 1977, 171 с.

49. Маслобоев Ю.П. Монитор биомеханической активности сердца [Текст]/ А.А. Охрицкий, Д.А. Прилуцкий, С.В. Селищев / Медицинская техника, 2004, № 4, 38 с.

50. Медицинские приборы. Разработка и применение [Текст] / под ред. И.В. Камышко и Дж. Г. Вебстера. –М.: Медицинская книга, 2004, 720 с.

51. Попечителев Е.П. Аналитические исследования в медицине, биологии и экологии [Текст] : учеб. пособие для вузов / Е.П. Попечителев, О.Н. Старцева. –М.: Высш. шк., 2003, 279 с.

52. Попечителев, Е.П. Инженерные аспекты медико-биологических исследований [Текст] : учеб. пособие / Е.П. Попечителев. –Л.: Изд- во ЛЭТИ, 1982, 151 с.

53. Попечителев, Е.П. Медико-биологические исследования. Системные аспекты [Текст] : учеб. пособие / Е.П. Попечителев. –Житомир: Изд-во ЖНТИ, 1997, 186 с.

54. Попечителев Е.П. Электрофизиологическая и фотометрическая медицинская техника [Текст] / Е.П. Попечителев, Н.А. Кореневский. –М.: Высш. шк., 2002, 470 с.

(к 4-гл)

1. Блинов Н.И. Видение без чудес: этюды об интроскопии [Текст]/ Н.И. Блинов. –М.: Знание, 1990, 176 с.

2. Борисов А.А. Цифровой рентгеновский аппарат АРЦ-01 [Текст]/ А.А. Борисов [и др.]// Медицинская техника, 2004, №5, 24-25 с.

3. Гусев В.Г. Получение информации о параметрах и характеристиках организма и физические методы воздействия на него [Текст]: учеб. пособие/ В.Г. Гусев. –М.: Машиностроение, 2004, 597 с.

4. Дорохова, Е.Н. Аналитические и физико-химические методы анализа [Текст]/ Е.Н. Дорохова, Г.В. Прохорова. –М.: Высшая школа, 1991, 256 с.

5. Дрейзин, В.Э. Ультразвуковые медицинские системы и приборы [Текст]: учеб. пособие/ В.Э. Дрейзин; Курск, гос. техн. ун-т. –Курск, 1996, 155 с.

6. Калантаров К.Д. Аппаратура и методика радионуклидной диагностики в медицине [Текст]/ К.Д. Калантаров [и др.] –М.: ВНИИМП - ВИТА, 2002, 122 с.
7. Корневский Н.А. Интроскопические медицинские приборы и системы [Текст]: учеб. пособие/ Н.А. Корневский, Е.П. Попечителей, С.А. Филист; Курск, гос. техн. ун-т. –Курск, 2000, 171 с.
8. Корневский Н.А. Приборы и технические средства функциональной диагностики [Текст]: учеб. пособие: в 2 ч. Ч. 1 / Н.А. Корневский, Е.П. Попечителей, С.А. Филист; –Курск, гос. техн. ун-т. –Курск, 2004, 230 с.
9. Корневский Н.А. Приборы и технические средства функциональной диагностики [Текст]: учеб. пособие: в 2 ч. Ч. 2 / Н.А. Корневский, Е.П. Попечителей, С.А. Филист; Курск, гос. техн. ун-т. –Курск, 2004, 252 с.
10. Корневский Н.А. Проектирование электронной медицинской аппаратуры для диагностики и лечебных воздействий [Текст]: монография / Н.А. Корневский, Е.П. Попечителей, С.А. Филист; Курск, гос. техн. ун-т. –Курск, 1999, 537 с.
11. Медицинские лабораторные технологии [Текст]: справочник. Т.1/ под ред. А.И. Крапищенко. –СПб.: Интермедика, 1998, 408 с.
12. Медицинские приборы. Разработка и применение [Текст]/ под ред. И.А. Камышко и U.G. Webster. –М.: Медицинская книга, 2004, 720 с.

13. Мишулин *Л.Е.* Микропроцессорный ацидогастрометр АГМ-03 [Текст] / *Л.Е.* Мишулин, М.М. Трифонов, А.В. Федичкин // Медицинская техника. 2001, №3, 44-45 с.

14. Неразрушающий контроль [Текст]: справочник: в 8 т. Т. 8 / под общ. ред. В.В. Клюева. –М.: Машиностроение, 2005, 789 с.

15. Попечителей Е.П. Электрофизиологическая и фотометрическая медицинская техника [Текст] / Е.П. Попечителей, Н.А. Корневский; под ред. Е.П. Попечителя. –М.: Высшая школа, 2002, 472 с.

16. Попечителей Е.П. Методы иммунологических исследований [Текст]: учеб. пособие / Е.П. Попечителей, О.Н. Старцева; С.-Петербург. гос. электротехн. ун-т. –СПб., 1993, 80 с.

17. Попечителей, Е.П. Аналитические исследования в медицине, биологии и экологии [Текст]: учебник / Е.П. Попечителей, О.Н. Старцева. –М.: Высшая школа, 2003, 279 с.

18. Levine, M. Automated differentials [Text]: Geometric Datas "НЕ АМАТРАК" V M. Levine // Med. Tech. 1974, 40. 464 p.

СПИСОК ПРИНЯТЫХ СОКРАЩЕНИЙ

АмД	амплитудный детектор
АД	артериальное давление
АЧП	амплитудно-частотный преобразователь
БО	биологический объект
ВОЗ	всемирная организация здравоохранения
ВЭМ	велозергометрия
ГРП	гальваническая развязка питания
ГРС	гальваническая развязка сигнала
ИИ	источник излучения
ИО	исследуемый объект
ИзПр	измерительный преобразователь
ИПЭП	измерительные преобразователи электрических параметров
ИП	источник питания
Исс	исследователь
КГР	кожно-гальваническая реакция
КЖ	контактная жидкость
КМ	кардиомонитор
ЛПУ	лечебно-профилактическое учреждение
МБП	медико-биологические показатели
МК	микроконтроллер
МП	микропроцессор
МСО	модуль сопряжения с объектом

НМБ	нейромышечная блокада
ООС	отрицательная обратная связь
ОС	оптическая система
ОУ	операционный усилитель
ОЭИП	оптико-электронный измерительный преобразователь
ПДЕ	потенциал двигательных единиц
ПНТ	преобразователь «напряжение - ток»
ПОС	положительная обратная связь
ПЕН	преобразователь «сопротивление - напряжение»
РЭГ	реоэнцефалограмма
СЗП	схема защиты от перегрузки
СОП	схема определения перегрузки
СУ	схема управления
ТСВ	технические средства воздействия
ТСД	технические средства диагностики
ТСЗФ	технические средства замещения утраченных функций
ТСНС	технические средства нормализации состояний
ТСОИ	технические средства обработки информации
ТСУС	технические средства управления параметрами среды
УБП	усилитель биопотенциалов
УВО	устройство вторичной обработки

УНЧ	усилитель низкой частоты
УОИ	устройство отображения информации
УПО	устройство первичной обработки
УПТ	усилитель постоянного тока
УУ	устройство управления
ФВЧ	фильтр верхних частот
ФНЧ	фильтр низких частот
ФП	физиологический процесс
ФЭП	фотоэлектрический преобразователь
ЧСС	частота сердечных сокращений
Э	электроды
ЭДС	электродвижущая сила
ЭКГ	электрокардиография
ЭМГ	электромиография
ЭНМГ	электронейромиография
ЭОГ	электроокулография
ЭЭГ	электроэнцефалография
ЯМР	ядерно-магнитный резонанс

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	3
ГЛАВА 1. ТЕХНИЧЕСКИЕ СРЕДСТВА В СИСТЕМЕ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ	
1.1. Техническое обеспечение лечебно-диагностического процесса и классификация медицинских электронных приборов, аппаратов, систем и комплексов.....	6
1.2. Организация диагностических исследований и терапевтических воздействий в типовых лечебно-профилактических учреждениях.....	13
1.3. Организация технического оснащения служб диагностических исследований.....	17
ГЛАВА 2. БИОТЕХНИЧЕСКИЕ МЕДИЦИНСКИЕ ПРИБОРЫ И СИСТЕМЫ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ ОРГАНИЗМА	
2.1. Электрокардиографы.....	26
2.2. Кардиомониторы.....	61
2.3. Электроэнцефалографы.....	73
2.4. Электромиографы.....	91
2.5. Аппаратура для измерения электрических характеристик кожи и биологически активных точек.....	102
2.6. Реографы.....	109
Контрольные вопросы	125

Тестовые задания.....	127
------------------------------	------------

ГЛАВА 3. АППАРАТЫ И СИСТЕМЫ, КОМПЛЕКСЫ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ НЕЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК ОРГАНИЗМА

3.1 Технические средства для проведения фонокардиографии.....	131
3.2. Аппаратура для исследования акустических характеристик легких.....	138
3.3. Ультразвуковые эхоскопы.....	159
3.4. Ультразвуковые доплеровские приборы.....	187
Контрольные вопросы.....	204
Тестовые задания.....	205

ГЛАВА 4. ПРИБОРЫ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ИНТРОСКОПИИ

4.1. Формирование интроскопических изображений.....	208
4.2. Тепловизоры.....	211
4.3. Рентгеновская диагностическая техника.....	217
4.4. Компьютерные томографы.....	238
4.5. Формирование томографических изображений. Обобщенные структуры рентгеновских компьютерных томографов.....	238
4.6. Ядерно-магниторезонансные томографы.....	244

4.7. Радионуклидные компьютерные томографы.....	259
4.8. Ультразвуковые томографы.....	277
4.9. Оптические просвечивающие томографии.....	295
Контрольные вопросы.....	304
ТЕСТОВЫЕ ЗАДАНИЯ.....	305
Литература.....	309
Список принятых сокращений.....	319

МУНДАРИЖА

КИРИШ	3
1-БОБ. СОҒЛИҚНИ САҚЛАШ ТИЗИМИДАГИ ТЕХНИК ВОСИТАЛАР	
1.1. Диагностика – даволаш жараёнини техник жиҳозлаш.....	6
1.2. Намунавий даволаш –профилактика корхоналарида диагностик тадқиқот ва терапевтик таъсир жараёнини ташқил этиш	13
1.3. Диагностик тадқиқот хизматининг техник таъминотини ташқил этиш.....	17
2-БОБ. ОРГАНИЗМНИНГ БИОЭЛЕКТРИК АКТИВЛИГИНИ ТАДҚИҚОТ ҚИЛИШДАГИ БИОТЕХНИКА ТИББИЁТ ҚУРИЛМА ВА ТИЗИМЛАРИ	
2.1. Электрокардиографлар.....	26
2.2. Кардиомониторлар.....	61
2.3. Электроэнцефалографлар.....	73
2.4. Электромиографлар.....	91
2.5. Тери ва ундаги биологик актив нуқтанинг электр характеристикаларини ўлчаш аппаратлари.....	102
2.6. Реографлар.....	109
Назорат саволлари	125
Тест топшириқлари	127
3-БОБ. ОРГАНИЗМНИНГ НОЭЛЕКТРИК ХАРАКТЕРИСТИКАСИНИ ТАДҚИҚОТ ҚИЛИШ АППАРАТЛАРИ ВА ТИЗИМЛАРИ, МАЖМУАЛАРИ	

3.1. Фонокардиография амалиётини бажариш учун ишлатиладиган техник воситалар.....	131
3.2. Ўпканинг акустик характеристикаларини тадқиқот қилувчи аппаратлар.....	138
3.3. Ультратовушли эхоскоплар.....	159
3.4. Ультратовушли доплер асбоблари.....	187
Назорат саволлари.....	204
Тест топшириқлари.....	205
4-БОБ. БИОЛОГИК ИНТЕРОСКОПИЯ АСБОБЛАРИ	
4.1. Интероскопик кўринишларни шакллантириш.....	208
4.2. Тепловизорлар.....	211
4.3. Диагностик рентген техникаси.....	217
4.4. Компьютерли томографлар.....	238
4.5. Томографик кўринишларни шакллантириш. Компьютерли рентген томографларини умумий тузилиши.....	238
4.6. Ядро – магниторезонансли томографлар.....	244
4.7. Радионуклидли компьютерли томографлар.....	259
4.8. Ультратовушли томографлар.....	277
4.9. Оптик нурлатувчи томографлар.....	295
Назорат саволлари.....	304
Тест топшириқлари.....	305
Адабиётлар.....	309
Қисқартма сўзлар рўйхати.....	319

TABLE OF CONTENTS

INTRODUCTION.....	3
CHAPTER 1. EQUIPMENT IN THE HEALTH	
1.1. Technical support medical.....	6
1.2. Organization of diagnostic tests and therapeutic interventions in typical health care settings	13
1.3. Organization of technical equipment services diagnostic studies.....	17
CHAPTER 2. BIOTECNICAL MEDICAL DEVICES AND SYSTEMS FOR RESEARCH BIOELECTRICAL ACTIVITY ORGANISM	
2.1. Electrocardiographs.....	26
2.2. Pulse.....	61
2.3. EEG.....	73
2.4. Electromyographs.....	91
2.5. Apparatus for measuring the electrical characteristics of the skin and biologically active points.....	102
2.6. Rheographs.....	109
Questions.....	125
TEST.....	127
CHAPTER 3. APPARATUS AND SYSTEM FOR RESEARCH SYSTEMS NOT electrical characteristics of the organism	
3.1 Technical means for Phonocardiography.....	131

3.2. Apparatus for study of acoustic characteristics of light.....	138
3.3. Ultrasonoscope.....	159
3.4. Ultrasound Doppler devices.....	187
Questions	204
TEST.....	205

CHAPTER 4. INSTRUMENTS OF BIOLOGICAL INTROSCOPY

4.1. Formation endoscopic images.....	208
4.2. Thermal imagers.....	211
4.3. X-ray diagnostic equipment.....	217
4.4. CT scanners.....	238
4.5. The formation of tomography images. Generalized structure of CT scanners.....	238
4.6. Nuclear magnetic resonance imaging.....	244
4.7. Radionuclide computed tomography.....	259
4.8. Ultrasonic tomography.....	277
4.9. Translucent optical tomography.....	295
Questions	304
TEST	305
REFERENCES.....	309
LIST OF ABBREVIATIONS	319

**ТУРСУНОВ М.А., ХАЙДАРОВ А.Х.,
ВАСИЛЬЕВА С.А., ГОЙИБНАЗАРОВ Б.Б.**

БИОТЕХНИЧЕСКИЕ МЕДИЦИНСКИЕ ПРИБОРЫ И СИСТЕМЫ

Ташкент – «Fan va texnologiya» – 2015

Редактор:	Г.Шахамидова
Тех. редактор:	М.Холмухамедов
Художник:	Д.Азизов
Компьютерная вёрстка:	Ш.Миркасымова

**E-mail: tipografiyacent@mail.ru Тел: 245-57-63, 245-61-61.
Изд.лиц. АЛ№149, 14.08.09. Разрешено в печать 23.12.2015.
Формат 60x84 ¹/₁₆. Гарнитура «Times New Roman».
Офсетная печать. Усл. печ.л. 20,5. Изд. печ.л. 20,75.
Тираж 60. Заказ № 208.**

**Отпечатано в типографии
«Fan va texnologiyalar Markazining bosmaxonasi».
100066, г. Ташкент, ул. Алмазар, 171.**