ФЕДЕРАЛЬНОЕ АГЕНТСТВО ПО ОБРАЗОВАНИЮ
НОВГОРОДСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
ИМЕНИ ЯРОСЛАВА МУДРОГО

С. Н. Бритин

ЭЛЕКТРОННАЯ МЕДИЦИНСКАЯ АППАРАТУРА ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ И ЛЕЧЕБНЫХ ВОЗДЕЙСТВИЙ

Рекомендовано учебно-методическими объеденением вузов Российской Федерации по образованию в области радиотехники, электроники, биомедицинской техники и автоматизации в качестве учебного пособия для студентов высших учебных заведений, обучающихся по направлению подготовки дипломированных специалистов 200400 (653900) «Биомедицинская техника» по специальностям 200401 (190500) «Биомедицинские и медицинские аппараты и системы», 200402 (190600) «Инженерное дело в медико-биологической практике» и направлению подготовки бакалавров и магистров 200300 (553400) «Биомедицинская инженерия».

ВЕЛИКИЙ НОВГОРОД
2009

УДК 615.84(075.8)
ББК 53.54я73
Б87

Печатается по решению
РИС НовГУ

Рецензенты

доктор медицинских наук, профессор **Г. Г. Брыжахин**

доктор технических наук, профессор, заведующий кафедрой «Биомедицинская инженерия» (Курск ГТУ) **Н. А. Кореневский**

Бритин, С. Н.

Б87 Электронная медицинская аппаратура для диагностики и лечебных воздействий: учеб. пособие / С. Н. Бритин; НовГУ им. Ярослава Мудрого. – Великий Новгород, 2009. – 155 с.

Рассмотрены основы теории и практического применения ряда приборов и систем для диагностики и терапии. В пособии представлены основы электрокардиографии, компьютерной электроэнцефалографии, рассмотрена аппаратура для мониторирования сердечной деятельности и дефибрилляции сердца, аппаратура для ультразвуковой и низкочастотной электротерапии, приведены сведения об ультразвуковой диагностической аппаратуре и об инфузионных насосах. В каждом из разделов пособия предусмотрена возможность выполнения лабораторной работы.

Учебное пособие предназначено для студентов специальности 200402 «Инженерное дело в медико-биологической практике» и студентов других родственных и смежных специальностей, а также студентов медицинского профиля.

УДК 615.84(075.8)
ББК 53.54я73

© Новгородский государственный университет, 2009
© С. Н. Бритин, 2009

Содержание

ВВЕДЕНИЕ 5
1. ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЯ 7
1.1. Основные сведения об электрокардиографии 7
1.2. Технические характеристики и устройство одноканального электрокардиографа 11
1.3. Работа с электрокардиографом 16
1.4. Лабораторная работа. Исследование электрокардиографа 21
1.5. Литература 25
2. КОМПЬЮТЕРНАЯ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИЯ 26
2.1. Основные сведения об электроэнцефалографии 26
2.2. Аппаратура для электроэнцефалографии 29
2.3. Электроэнцефалографическое исследование 32
2.4. Программа «ЭЭГ-потенциал». Версия 1.0 37
2.5. Лабораторная работа. Компьютерные методы электроэнцефалографии 41
2.6. Литература 43
3. АППАРАТУРА ДЛЯ МОНИТОРИРОВАНИЯ СЕРДЕЧНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ 44
3.1. Классификация кардиомониторов 44
3.2. Устройство и принцип работы системы «Кардиокомплекс-3» 47
3.3. Лабораторная работа. Исследование системы «Кардиокомплекс-3» 55
3.4. Литература 58
4. НИЗКОЧАСТОТНАЯ ЭЛЕКТРОТЕРАПИЯ. АППАРАТУРА ДЛЯ АМПЛИПУЛЬСТЕРАПИИ 59
4.1. Терапия амплитудно-модулированными токами 59
4.2. Технические характеристики аппарата низкочастотной терапии «Амплипульс-4» 61
4.3. Устройство и принципы работы аппарата «Амплипульс-4» 63
4.4. Лабораторная работа. Исследование аппарата низкочастотной терапии «Амплипульс-4» 68
4.5. Литература 71
5. АППАРАТУРА ДЛЯ ВНЕШНЕЙ И ВНУТРЕННЕЙ ДЕФИБРИЛЛЯЦИИ СЕРДЦА 72
5.1. Методы дефибрилляции 72
5.2. Устройство и технические характеристики дефибриллятора 74
5.3. Лабораторная работа. Исследование аппарата для внешней и внутренней дефибрилляции сердца ДИ-С-04 83
5.4. Литература 90

6. АППАРАТУРА ДЛЯ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ТЕРАПИИ 91
6.1. Свойства ультразвука 91
6.2. Устройство и параметры приборов для ультразвуковой терапии 103
6.3. Лабораторная работа. Свойства ультразвука. Изучение аппарата для ультразвуковой терапии УЗТ-1.01Ф 109
6.4. Литература 114
7. УЛЬТРАЗВУКОВЫЕ МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЙ 115
7.1. Применение ультразвука в диагностике 115
7.2. Лабораторная работа. Изучение аппарата ультразвуковой диагностики. Измерение параметров объектов 125
7.3. Литература 133
8. ИНФУЗИОННЫЕ НАСОСЫ 134
8.1. Основные сведения об инфузионных насосах 134
8.2. Устройство и работа с насосом модели 1001 139
8.3. Лабораторная работа. Исследование инфузионного насоса 151
8.4. Литература. 152
ЗАКЛЮЧЕНИЕ 153
ЛИТЕРАТУРА. Дополнительный список 154
ПРИЛОЖЕНИЕ 157

ВВЕДЕНИЕ

В настоящем учебном пособии рассматриваются примеры медицинских приборов и систем, ставших уже классическими в своей области диагностики или терапии. Пособие ставит своей целью познакомить студентов с основами теории и практического применения конкретных приборов.

Все разделы пособия предусматривают возможность выполнения лабораторных работ, позволяющих закрепить знания теоретической части соответствующих курсов.

Пособие ориентировано на студентов, изучающих дисциплины медико-технического цикла. Это прежде всего относится к студентам, обучающимся на специальности 200402 – «Инженерное дело в медико-биологической практике». Оно также может быть использовано при подготовке студентов медицинских специальностей, в частности 060101 – «Лечебное дело», при изучении дисциплин «Медицинская аппаратура» и «Современная медицинская аппаратура».

Большой объем материала по каждому из разделов дает возможность использовать пособие для самостоятельного изучения отдельных вопросов, входящих в дисциплины учебных планов. Поскольку лабораторные исследования связаны с проведением измерений, в Приложении приводятся сведения об образовании кратных и дольных единиц измерений и относительных измерениях – децибелах.

Все разделы включают в себя теоретические сведения об основах различных методов диагностических исследований или лечебных воздействий, содержат сведения об особенностях технических средств, позволяющих реализовать эти методы. Приводятся характеристики, структурные схемы, а в отдельных случаях – электрические принципиальные схемы приборов или делается ссылка на схемы, содержащиеся в их технических описаниях. Дается порядок работы с аппаратурой, позволяющий получить представление о практическом применении технических средств в лечебно-диагностическом процессе.

Особое внимание студенты должны обратить на физические и медико-биологические аспекты, лежащие в основе медицинской аппаратуры, а также на ее технические показатели, прежде всего точностные.

Задания на выполнение лабораторных работ следует рассматривать как некоторый минимум, который может быть уточнен и дополнен в зависимости от требуемого уровня подготовки студентов.

Учебное пособие содержит в себе главы, посвященные основам электрокардиографии, мониторированию сердечной деятельности и компьютерным методам обработки сигналов в электоэнцефалографии. Пособие знакомит студентов с аппаратурой для низкочастотной электротерапии и для дефибрилляции сердца, со свойствами ультразвука и применением его для терапии и диагностики. Уделяется внимание такому техническому средству, как инфузионный насос, занимающему в классификации промежуточное место между аппаратурой и медицинским оборудованием.

При выполнении лабораторных работ должны соблюдаться требования техники безопасности, включая особые указания при работе с высоковольтной аппаратурой. Основные требования, предъявляемые к отчетам, приводятся в описаниях лабораторных работ.

При отсутствии библиографических ссылок, источники, использованные при подготовке пособия, приведены в списках литературы после каждого раздела.

Большую помощь в подготовке материала рукописи оказали Игнатьева И. С. и Шевелева Л. А.

Автор выражает благодарность профессорам Попечителеву Е. П. (СПбГЭТУ), Кореневскому Н. А. (Курск ГТУ), Гусеву В. Г. (УГАТУ) и Калакутскому Л. И. (СГАУ) за ценные замечания и за предоставленные авторские учебные пособия, материалы которых были использованы при работе над рукописью.

1. ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЯ

1.1. ОСНОВНЫЕ СВЕДЕНИЯ ОБ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИИ

Одним из распространенных методов исследования, применяемых в медицине, является электрокардиография – регистрация электрических процессов в сердечной мышце, возникающих при ее возбуждении. Этот метод нашел широкое применение вследствие доступности и безвредности. В основе электрокардиографии лежит, прежде всего, теория Эйнтховена (1903 г.) [1, 4], в которой сердце рассматривается как токовый диполь.

Методология системы отведений, предложенная Эйнтховеном, базируется на следующих концепциях:

– Генератор сердечной ЭДС представляет собой точечный диполь.

– Точечный диполь генератора ЭДС расположен в центре равностороннего треугольника с вершинами *левая рука – правая рука – левая нога*.

– Человеческое тело по отношению к этому источнику ЭДС – однородная проводящая среда.

Принимая указанные допущения, расположим сердце и три указанные вершины равностороннего треугольника во фронтальной плоскости, а работу электрического генератора сердечной мышцы отобразим в виде интегрального вектора E, изменяющего во время кардиоцикла длину и направление (рис. 1.1). Точка приложения этого вектора условно считается зафиксированной в области межпредсердной перегородки. Спроектировав на стороны треугольника мгновенное значение интегрального вектора с учетом выбранного направления обхода, получим уравнение E1 + E2 + E3 = 0.

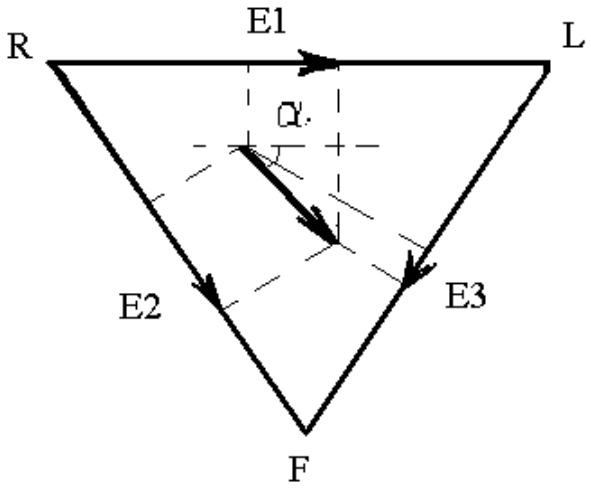


Рис. 1.1. «Треугольник» Эйнтховена. E – проекция интегрального электрического вектора на фронтальную плоскость; направление обхода совпадает с направлением вектора E1

Для изучения указанных проекций (E1, E2, E3) достаточно использовать предложенные Эйнтховеном отведения: *левая рука – правая рука*; *левая рука – левая нога*; *правая рука – левая нога*. Для удобства обозначений электродов в методиках отведений принята соответствующая аббревиатура и цветовая маркировка (ГОСТ 25995-).

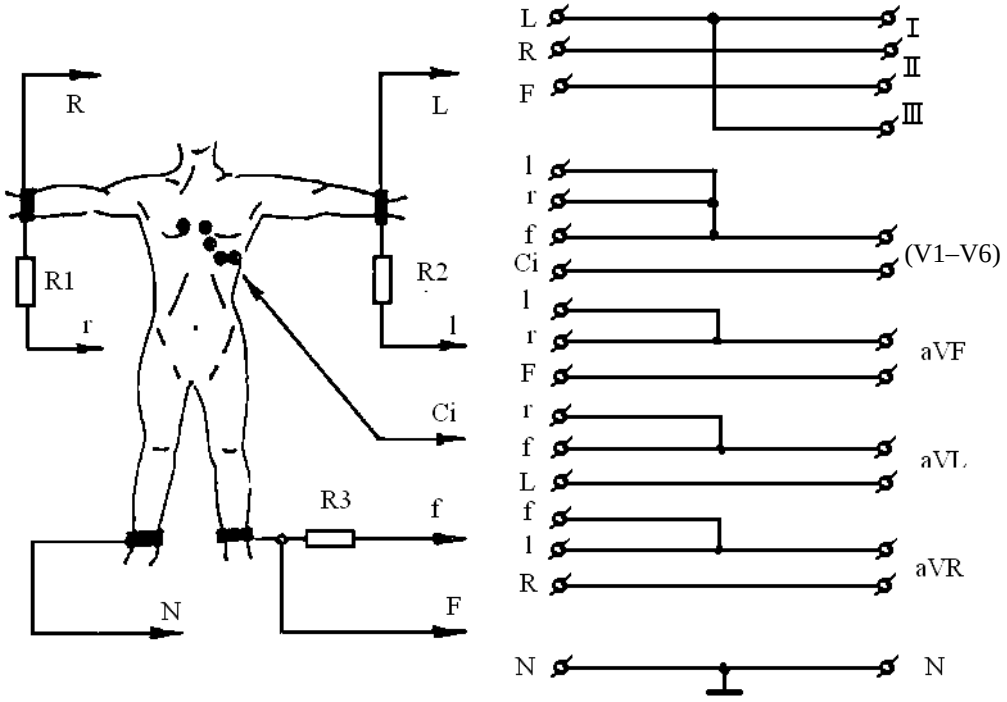


Рис. 1.2. Распространенные методики отведений в ЭКГ:
I, II, III – стандартные отведения; V1–V6 – грудные отведения;
aVL, aVR, aVF – усиленные отведения

В соответствии с принятыми обозначениями предложенные Эйнтховеном отведения LR, FR, FL получили название I, II и III стандартных отведений (рис. 1.2, 1.3) [2, 3]. Стандартные отведения реализуют биполярную методику.

Процесс получения электрокардиограмм позволяет согласно теории Эйнтховена изучить временные зависимости проекций дипольного момента сердца на линии отведений (стороны равностороннего треугольника).

Под термином «электрокардиограмма» следует понимать запись (или визуализацию) проекции интегрального электрического вектора на ось отведения при любой биполярной методике отведения либо абсолютных (с некоторым приближением) значений биопотенциалов отдельных точек отведения – при любой униполярной методике отведения.

При биполярных методиках электрокардиографии исследуют во времени разность потенциалов между двумя фиксированными точками отведения, формирующими ось отведения, при униполярных – изменение абсолютного значения биопотенциалов точек отведения по отношению к суммирующей цепи, реализующей точку искусственного нулевого

электрического потенциала. Единичное отведение, формирующее естественный нулевой потенциал при электрокардиографических исследованиях, на практике получить не удалось.

По теории Эйнтховена, существует связь между вектором электрического дипольного момента сердца и разностями потенциалов, измеряемыми между определенными точками на поверхности тела человека.

Таким образом, чтобы снять ЭКГ, нужно зарегистрировать изменение во времени этой разности потенциалов. Разность потенциалов, регистрируемая между двумя точками на поверхности тела, в физиологии называется отведением.

Существуют различные системы отведений. Они отличаются местом положения точек, между которыми снимается разность потенциалов: грудные отведения, отведения от конечностей и т.д. Наиболее широко в клинической практике применяется 12 отведений.

Отведения I, II и III называются стандартными. Для их получения электроды накладывают на верхние и нижние конечности. Полярность подключения гальванометра (электрокардиографа) показана на рис. 1.3.

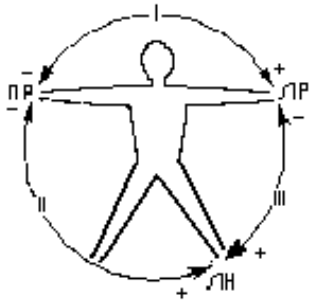


Рис. 1.3. Образование основных отведений

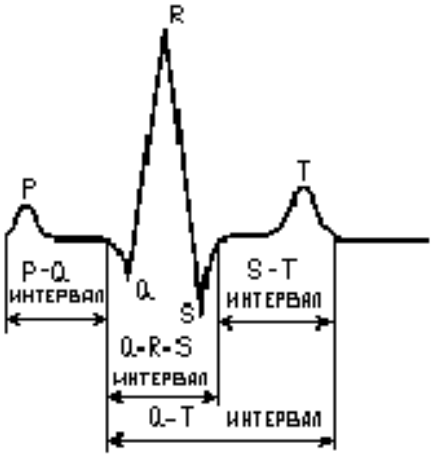


Рис. 1.4. Фрагмент электрокардиограммы

К правой ноге подключают провод заземления. Применение добавочного грудного электрода (электродов) позволяет получить грудные отведения. Эти отведения дают дополнительную диагностическую информацию. Они обозначаются V1–V6 и называются отведениями по

Вильсону (1934 г.). Данные отведения в отличие от биполярных отведений Эйнтховена являются униполярными. К униполярным отведениям относятся также отведения по Гольденбергеру (1942 г.) (aVR, aVL, aVF), которые получили название усиленных отведений от конечностей. Амплитуда R-зубцов в них примерно в 1,5 раза выше, чем в стандартных отведениях. Способы образования грудных и усиленных отведений от конечностей поясняются на рис. 1.2. В униполярных отведениях основной (активный) электрод всегда подключают к плюсу гальванометра. Следует отметить, что в одноканальном электрокардиографе подключение резисторов, изменение полярности подключения и объединение электродов (рис. 1.2) производятся в переключателе отведений.

Нормальная ЭКГ за цикл работы сердца в отведении I (II) изображена на рис. 4. Зубцы ЭКГ условно обозначают буквами латинского алфавита P, Q, R, S, T. Зубец P отражает деполяризацию предсердий, комплекс Q-R-S – деполяризацию желудочков, зубец T соответствует их реполяризации. Основными характеристиками ЭКГ являются форма, высота зубцов и длительность интервалов [1]. При патологических изменениях в сердце происходит изменение этих характеристик, что позволяет использовать электрокардиограммы для диагностики заболеваний сердца.

Зная высоту зубцов ЭКГ, можно определить углы, образованные вектором дипольного момента сердца с линиями отведений. Обычно определяют угол α, образованный диполем с линией I отведения, то есть определяют угол между вектором дипольного момента токового диполя и стороной равностороннего треугольника. Этот угол характеризует направление электрической оси сердца и может быть найден из соотношения [2]:

$$\mathrm{tg}\alpha = \frac{1}{\sqrt{3}} \frac{U_{II} + U_{III}}{U_{II} - U_{III}}, \qquad (1)$$

где U_{II}, U_{III} – высота (амплитуда) зубца R электрокардиограммы соответственно в отведениях II и III.

В этот момент времени дипольный момент сердца принимает максимальное значение (зубец R на ЭКГ), а направление дипольного момента (электрическая ось сердца) примерно совпадает с его анатомической осью. На основании этого, используя электрокардиограмму, можно определить положение анатомической оси сердца. Графические и визуальные методы оценки угла α описаны в [1].

Аналогично могут быть определены направления дипольных моментов для P и T зубцов электрокардиограммы.

Прибор, производящий запись ЭКГ, называется электрокардиографом. Существует много различных типов электрокардиографов, которые отличаются количеством каналов для записи, типом питания (батарейное, сетевое), видом записи (чернильно-перьевая, фотозапись, тепловая запись). Кроме такого рода аналоговых приборов, все шире используются на практике цифро-аналоговые устройства и практически полностью цифровые приборы, позволяющие не только записывать электрокардиосигналы, но и проводить их обработку с целью облегчения анализа ЭКГ.

1.2. ТЕХНИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ И УСТРОЙСТВО ОДНОКАНАЛЬНОГО ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФА

Поскольку принципы электрокардиографии не зависят от типа прибора, рассмотрим технические характеристики и устройство электрокардиографа на примере одноканального электрокардиографа ЭК1Т-03М.

Отведения, регистрируемые электрокардиографом: I; II; III; aVR; aVL; aVF; V и D, A, I по НЭБУ.

Диапазон измерения напряжения U: от 0,03 до 4 мВ.

Диапазон измерения интервалов времени τ: от 0,01 до 2,0 с.

Погрешность измерения напряжения сигналов со спектром в диапазоне частот от 0,5 до 60 Гц: $\Delta U = \pm (0{,}6/s + 0{,}15U)$ мВ.

Чувствительность s: 5, 10, 20 мм/мВ.

Погрешность измерения интервалов времени [сек]:

$$\Delta\tau = \pm\left(\frac{0{,}5}{\nu} + 0{,}1\tau\right) \text{с.} \qquad (2)$$

Скорость движения носителя записи v: 25 и 50 мм/с.

Эффективная ширина записи канала: 40 мм.

Полоса пропускания: от 0,2 до 60 Гц.

Неравномерность амплитудно-частотной характеристики: ±15%.

Нижняя граничная частота 0,2 Гц определяет качество записи медленных процессов в кардиосигнале, например S-T-сегментов.

Верхняя граничная частота 60 Гц характеризует качество регистрации быстрых процессов – Q-R-S-комплекса.

Входное сопротивление не менее 5 МОм.

Эквивалентное сопротивление синфазных помех не более 85 Ом.

Уровень внутренних шумов, приведенный ко входу, не более 25 мкВ.

Время установления рабочего режима не более 1 мин.

Вероятность безотказной работы в течение 500 часов условно непрерывной работы при доверительной вероятности 0,8 не менее 0,8.

Питание:

а) от сети переменного тока частотой 50 или 60 Гц напряжением (127±12,7) В или (220±22) В;

б) при отсутствии сети переменного тока от аккумуляторной батареи автомобиля напряжением (12 + 3,0) В или от прилагаемого аккумуляторного блока питания БПА.

Потребляемая мощность:

а) от сети переменного тока не более 25 Вт;

б) от аккумуляторного блока питания не более 12 Вт.

Габариты в мм: 270×200×100.

Масса не более:

а) с сетевым блоком питания 3,9 кг;

б) с аккумуляторным блоком питания 4,5 кг.

Электрокардиограф имеет усиленную изоляцию сетевой цепи относительно рабочей части и корпуса прибора, испытанную напряжением 4000 В, обеспечивающую безопасность пациента и обслуживающего персонала, без применения защитного заземления.

Электрокардиограф ЭК1Т-03М может быть использован для приема электрокардиограмм, переданных по телефонному каналу через комплекс аппаратуры САЛЮТ (СВЯЗЬ МТ). Внешний вид прибора изображен на рис. 1.5.

Структурная схема аппарата представлена на рис. 1.6.

Биоэлектрические сигналы через кабель отведений и переключатель отведений (ПО) подаются на вход усилителя напряжения (УН). Ко входу усилителя с помощью переключателя отведений подключается также источник калибровочного напряжения ИК (напряжение 1 мВ). Усиленный сигнал с выхода усилителя напряжения подается на вход усилителя мощности (УМ), после которого сигнал поступает на электромеханический преобразователь (ПЭМ), осуществляющий преобразование электрического сигнала в перемещение теплового пера. Теплочувствительная бумага движется равномерно относительно пера с помощью лентопротяжного механизма (ЛПМ). Для питания усилителя биопотенциалов, электродвигателя лентопротяжного механизма, теплового пера в приборе имеется блок питания (БП).

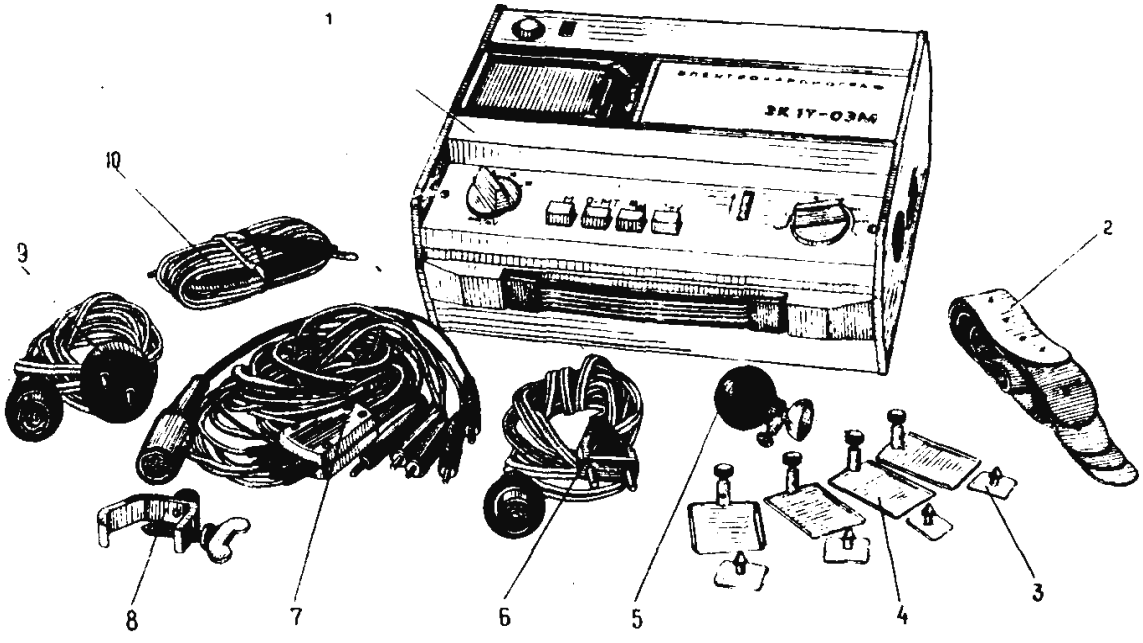


Рис. 1.5. Электрокардиограф и принадлежности к нему:
1 – электрокардиограф; 2 – резиновые ленты для крепления электродов к конечностям; 3 – кнопки к электродам для конечностей; 4 – электроды для конечностей; 5 – электрод грудной; 6 – кабель сетевой; 7 – кабель отведений; 8 – струбцина для кабеля заземления; 9 – кабель питания (от аккумуляторной батареи автомобиля); 10 – кабель заземления

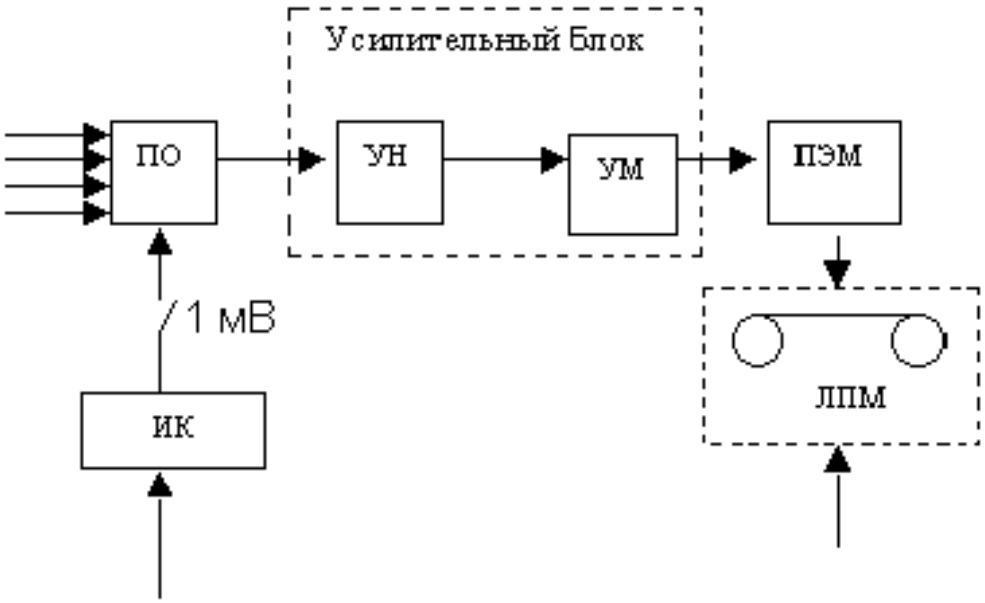


Рис. 1.6. Структурная схема электрокардиографа

Расположение органов управления электрокардиографом с сетевым блоком питания показано на рис. 1.7.

Включенное положение кнопки калибровки нажатое, остальных – нажатое и зафиксированное в нижнем положении. При положении «0» переключателя чувствительности накоротко замкнут вход усилителя мощности. Это положение может быть использовано при профилактике и ремонте.

Для подключения электродов, наложенных на тело пациента, к электрокардиографу используется кабель отведений.

Кабель отведений состоит из 5 проводов, соответствующих числу электродов и оканчивающихся штырями. Кабель отведений подключается к усилителю УБП через вилку 4 (рис. 1.7) и переключатель отведений.

Усилитель биопотенциалов (УБП) предназначен для усиления биоэлектрических сигналов до величины, обеспечивающей работу электромеханического преобразователя ПЭП 10М, представляющего собой магнитоэлектрический измерительный преобразователь.

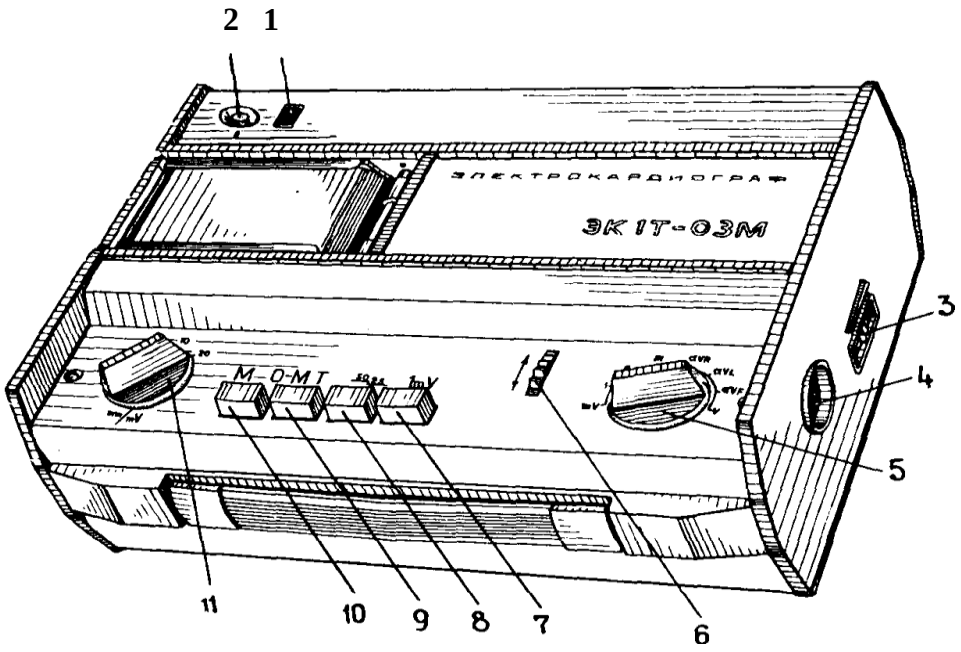


Рис. 1.7. Внешний вид прибора с блоком БПС-2:
1 – кнопка включения сети; 2 – индикатор включения сети; 3 – регулятор накала пера; 4 – вилка для подключения кабеля отведений; 5 – переключатель отведений; 6 – регулятор смещения пера « ←→ »; 7 – кнопка калибровки «1 mV»; 8 – кнопка переключения скорости; 9 – кнопка успокоения; 10 – кнопка записи «М»; 11 – переключатель чувствительности «0, 5, 10, 20 mm/mV»

Конструктивно к основным узлам лентопротяжного механизма (ЛПМ) относятся: преобразователь ПЭП 10М, преобразователь напряжения, перо тепловое, механическая часть (рис. 1.8).

Тепловое перо предназначено для записи биосигналов на теплочувствительной бумаге. Рабочая температура пера примерно 300 ^{o}C.

Конструктивно перо выполнено в виде металлической трубки, внутри которой размещена спираль накала. Перо имеет длину 12,3 мм и замена его на перо длиной 13,2 мм недопустима.

Механическая часть ЛПМ предназначена для перемещения теплочувствительной бумажной ленты, на которой проводится запись электрокардиограммы в прямоугольной системе координат.

Передача вращения от двигателя к обрезиненному валику, протягивающему бумагу, осуществляется редуктором.

Поджатие бумаги к обрезиненному валику обеспечивается при помощи цилиндрических пружин.

На стенке ЛПМ укреплена пластинчатая пружина, поджимающая рулон бумаги с торца для обеспечения натяжения ленты при протягивании и для предотвращения ее самопроизвольного раскручивания.

Конструктивно ЛПМ представляет собой две параллельные стенки, собранные на стяжках. На стенках, кроме основных узлов, закреплены розетка для подключения вилки монтажного жгута от УБП и вилка для подключения блока питания (БПС-2 или БПА).

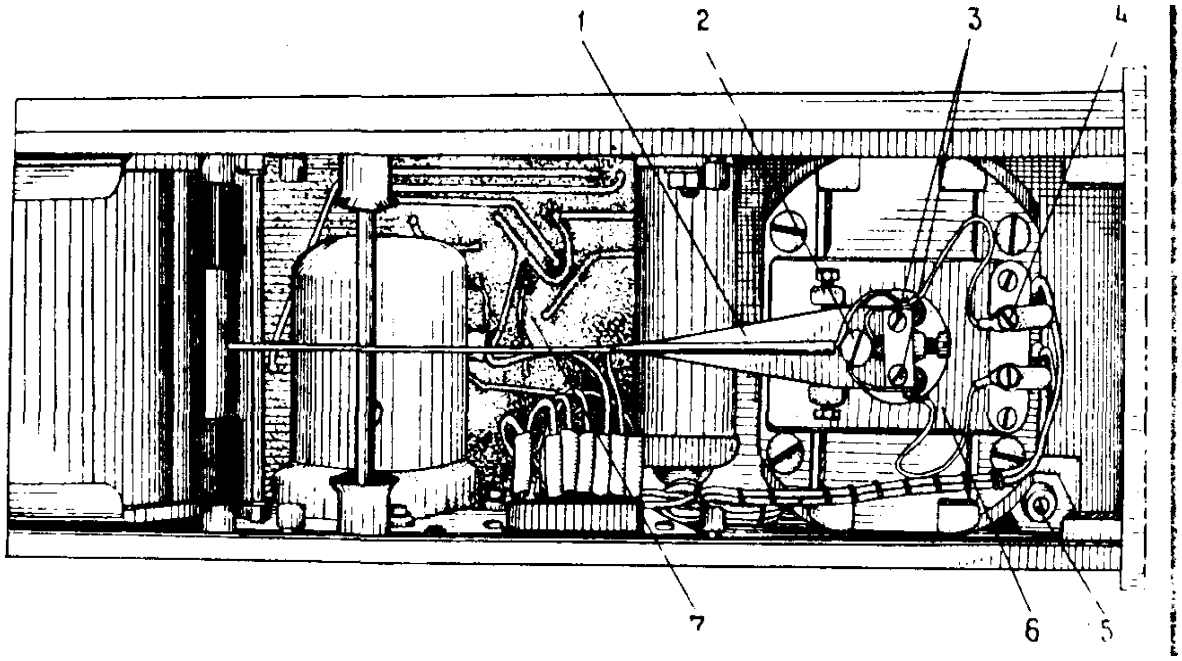


Рис. 1.8. Электрическая часть ЛПМ:
1 – перо тепловое; 2 – винт регулировки давления пера на бумагу;
3 – винты крепления хвостовика пера; 4 – винт крепления вывода пера;
5 – резистор регулировки чувствительности; 6 – преобразователь ПЭП10М; 7 – преобразователь напряжения

Блок питания сетевой (БПС-2) предназначен для питания прибора и для заряда аккумуляторной батареи блока БПА.

Блок БПС-2 состоит из автоматического переключателя напряжения питания сети, силового трансформатора, двух выпрямителей с емкостными сглаживающими фильтрами, стабилизатора напряжения и диодов электрической защиты схемы электрокардиографа при включении источника питания постоянного тока в обратной полярности.

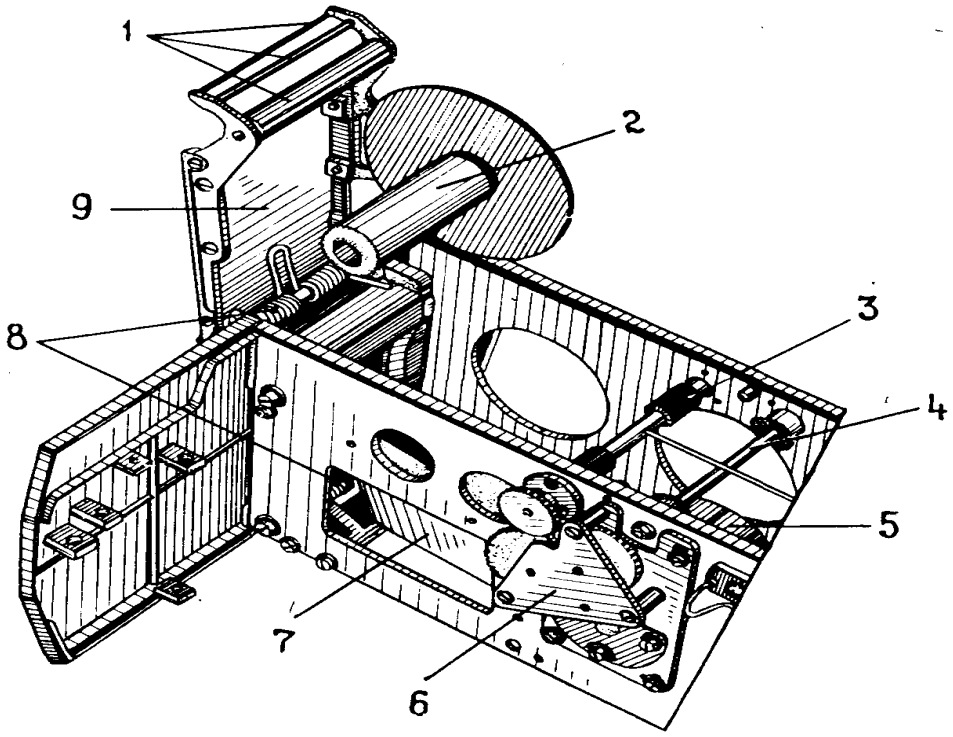


Рис. 1.9. Механическая часть ЛПМ:
1 – направляющие ролики; 2 – втулка; 3 – обрезиненный валик;
4 – стяжка; 5 – двигатель; 6 – редуктор; 7 – пластинчатая пружина;
8 – цилиндрические пружины; 9 – столик

Блок питания аккумуляторный (БПА) предназначен для питания прибора при отсутствии сети переменного тока.

Блок БПА состоит из батареи аккумуляторов напряжением (13,5–15) В, электронного реле минимального напряжения, индикатора разряда батареи, диода электрической защиты и ограничительного резистора в цепи заряда батареи.

Электронное реле минимального напряжения служит для защиты аккумуляторной батареи от переразряда и отключает батарею от нагрузки при снижении напряжения на батарее до (10,8–11,2) В.

Блок БПА обеспечивает непрерывную работу прибора при полностью заряженной батарее в течение 1 часа.

1.3. РАБОТА С ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФОМ

Подготовка

1. Установите электрокардиограф в удобном для оператора положении.

2. Заправьте электрокардиограф бумажной лентой следующим образом:

– установите рулон бумаги на вращающуюся втулку;

– свободный конец ленты заправьте поверх роликов в направляющие пазы подвижного столика, при этом конец ленты должен выходить из окна столика на 2–3 см;

– установите столик в рабочее положение.

3. Установите органы управления в исходное положение:

– кнопку включения сети в положение «отключено» (верхнее положение);

– переключатель отведений в положение «1 mV»;

– переключатель чувствительности в положение «10 mm/mV»;

– кнопку записи «М» в положение «отключено» (верхнее положение);

– кнопку успокоения «0-МТ» в положение «включено» (нижнее положение);

– кнопку переключения скорости «50/25» – в верхнее или нижнее положение в зависимости от требуемой скорости движения ленты.

4. Подключите к разъему «127/220 V» электрокардиографа сетевой кабель, имеющий плоскую вилку. Кабель включается в розетку сети с любым напряжением 127 или 220 В, нужный режим устанавливается автоматически.

Запрещается пытаться подключать сетевой кабель к разъему «–12 V» электрокардиографа.

Подключение кабеля отведений

1. Соедините розетку кабеля отведений с вилкой электрокардиографа по шлицевому соединению до упора и заверните накидную гайку. Наложите электроды на конечности и на грудную клетку согласно общепринятой методике. Для улучшения контакта можно положить под электроды прокладки (по размеру электродов) из марли или фильтровальной бумаги, смоченные 5–10% раствором поваренной соли в воде и слегка отжатые. Закрепите электроды на конечностях при помощи резиновых лент и кнопок, но не слишком сильно, чтобы не создавать неприятного ощущения для пациента.

2. Соедините штыри кабеля отведений с электродами в соответствии с расцветкой проводов кабеля отведений и закрепите винтами.

Провода кабеля отведений подсоединяются к электродам:

R, красный – на правой руке;

L, желтый – на левой руке;

F, зеленый – на левой ноге;

N, черный – на правой ноге;

C, белый – на грудной клетке.

Запись электрокардиограммы

1. Включите электрокардиограф, нажав и зафиксировав в нижнем положении кнопку включения сети. При этом должен засветиться индикатор включения сети.

2. Регулятором смещения пера («← →») установите перо на середину ленты, выключите кнопку успокоения «0-МТ».

3. Включите кнопку записи «М». Нажимая и отпуская кнопку калибровки «1 mV», запишите два-три калибровочных сигнала, указывающих на чувствительность прибора. Выключите кнопку записи.

4. Установите переключатель отведений в положение «1» (1-е отведение), включите кнопку записи и запишите необходимое число циклов электрокардиограммы. Переключая переключатель отведений, запишите электрокардиограммы для других отведений. При переключении переключателя отведений осуществляется автоматическое успокоение. При необходимости дополнительного успокоения включите кнопку успокоения «0-МТ».

Внимание! Перестановку грудного электрода или проверку качества контактов в цепи пациента для исключения биения пера и выхода его из строя проводите только при включенной кнопке успокоения «0-МТ».

Электрокардиограммы в отведениях D, A, I по НЭБУ записываются с использованием 3-х грудных электродов при переключении переключателя отведений соответственно в положения I, II, III.

Запись калибровочного сигнала (чувствительности) может проводиться в любом положении переключателя чувствительности.

Для получения качественной записи электрокардиограммы необходимо, чтобы пациент лежал в удобном положении, был расслаблен и спокоен. Во время записи электрокардиограммы пациент не должен касаться корпуса электрокардиографа, а оператору не следует одновременно касаться пациента и электрокардиографа. Не следует прикасаться к кабелю отведений в момент записи, так как это может привести к неточности в записи электрокардиограммы.

В силу физической особенности тепловой записи по сравнению с чернильной видимость фронтов регистрируемых импульсов менее четкая, чем изолинии, что не является дефектом прибора.

Запись электрокардиограммы, переданной по телефонному каналу через комплекс аппаратуры САЛЮТ (СВЯЗЬ МТ), проводится при включенной кнопке успокоения «0-МТ».

Виды помех и их устранение

При записи электрокардиограмм могут встретиться различные виды помех:

а) размытость записи с периодическим повторением зубцов, вызванная влиянием сети переменного тока.

Методы устранения:

– проверьте состояние электродов и штырей кабеля отведений (они должны быть чистые и блестящие);

– проверьте качество контакта каждого электрода с кожей пациента;

– проверьте качество контактов штырей кабеля отведений с электродами;

– проверьте расположение проводов кабеля отведений;

– проверьте, не касаются ли конечности пациента, каких-либо металлических частей;

– поменяйте местами штыри вилки сетевого кабеля в гнездах розетки сети;

– отключите от розеток сети электрические приборы;

– заземлите электрокардиограф, соединив гнездо заземления с заземляющим контуром, при отсутствии которого может быть использована водопроводная труба или, при невозможности подключения к ней, труба центрального отопления. Кабель заземления и струбцина для заземления имеются в комплекте принадлежностей прибора (рис. 1.5);

– переместите пациента на другое место в комнате.

При большом уровне помех замените блок питания БПС-2 на блок питания БПА;

б) размытость записи, вызванная непроизвольным сокращением скелетных мышц пациента.

Методы устранения:

– попросите пациента занять удобное положение и расслабиться;

– успокойте пациента, предупредите его о необходимости хранить молчание;

– при необходимости предложите пациенту отдохнуть в течение 10–15 минут;

в) блуждающая нулевая линия, вызванная движением пациента во время записи электрокардиограммы (рис. 1.10, *в*).

Методы устранения:

– попросите пациента лежать спокойно, не двигаться, не разговаривать, дышать ровно.

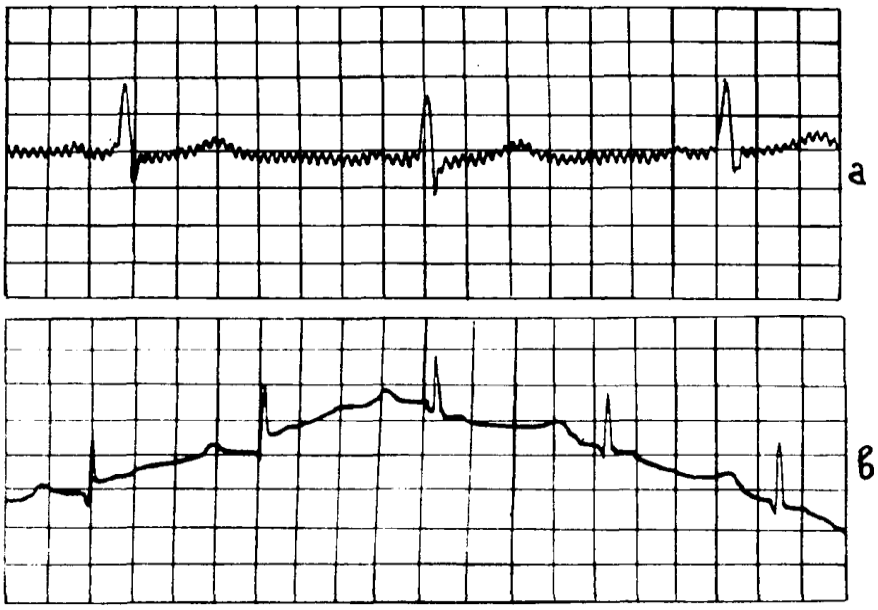


Рис. 1.10. Виды возможных помех при записи электрокардиограммы

Характерные неисправности электрокардиографа и методы их устранения показаны в табл. 1.1.

Таблица 1.1

№ п/п	Внешнее проявление неисправности	Вероятная причина и метод устранения
1	При включении электрокардиографа в сеть не светится индикатор питания	Отсутствует напряжение в сети. Перегорел предохранитель; замените предохранитель. Неисправен сетевой кабель; отремонтируйте кабель. Перегорела сигнальная лампа, замените лампу
2	Электрокардиограф не работает при включении с блоком питания БПА: Не светятся или светятся оба светодиода	Разряжена аккумуляторная батарея блока БПА; зарядите аккумуляторную батарею
3	Плохо различима или не видна запись на теплочувствительной бумаге	Установите нужную толщину линии записи, вращая регулятор накала пера
4	После подачи калибровочного сигнала перо не возвращается в исходное положение	Отвернулись винты крепления пера; заверните винты

5	Передний фронт калибровочного сигнала имеет искажение (сглажен.)	Завышено давление пера на бумагу; уменьшите давление пера
6	При работе ЛПМ наблюдается: а) неравномерная подача теплочувствительной бумаги; б) плохое сцепление бумаги с обрезиненным валиком	Проведите осмотр и смазку редуктора. Промойте спиртом резиновые части валика

При устранении неисправностей вскрывать прибор разрешается только техническому персоналу.

1.4. Лабораторная работа

ИССЛЕДОВАНИЕ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФА

Цель работы

Целью работы является изучение принципа работы электрокардиографа и измерение его технических характеристик. Снятие электрокардиограмм и оценка их параметров.

Приборы, используемые в лабораторной работе

Электрокардиограф, низкочастотный генератор сигналов специальной формы.

Порядок выполнения работы

Подготовка прибора ЭК1Т-03М к работе

а) Заправьте электрокардиограф бумажной лентой;

б) Установите:

- включатель сети в положение ОТКЛЮЧЕНО;
- переключатель отведений в положение 1 мВ;
- переключатель чувствительности в положение 10 мм/мВ;
- кнопку включения лентопротяжного механизма М в положение ОТКЛЮЧЕНО;
- кнопку успокоения «0-МТ» в нижнее положение;
- кнопку переключателя скорости движения ленты в положение 25 мм/с;

в) Соедините электрокардиограф с заземляющим контуром (гнездо заземления расположено на задней стенке электрокардиографа);

г) Включите электрокардиограф в сеть;

д) Подключите кабель отведений к разъёму 4 электрокардиографа (рис. 1.7).

Исследование характеристик электрокардиографа

Подключите ко входу электрокардиографа генератор сигналов специальной формы Г6-15. Используйте работу электрокардиографа в отведении aVR, при этом электроды желтый, зеленый и черный объединяются между собой и подключаются к выходу «земля» генератора. К электроду красного цвета с генератора подаются сигналы либо гармонической формы, либо прямоугольной формы.

Внимание! Для получения сигналов на выходе генератора с амплитудой порядка 1 мВ используется аттенюатор генератора в положении 60 дБ.

Оцените чувствительность электрокардиографа по сигналам генератора прямоугольной формы амплитудой 1 мВ и частотой 1 Гц. Сравните результаты с записью внутреннего напряжения калибровки, равного 1 мВ.

По записи сигналов генератора с частотой равной 1 Гц оцените скорость протяжки ленты электрокардиографа для двух пределов (25/50 мм/с).

Исследуйте амплитудно-частотную характеристику электрокардиографа.

Со стороны низких частот граничная частота оценивается по параметрам записи прямоугольных импульсов генератора, длительностью 0,5–1 сек. При этом используется известная взаимосвязь между спадом плоской части прямоугольного импульса, обусловленного зарядом разделительных конденсаторов усилителя биопотенциалов, и нижней граничной частотой этого усилителя (рис. 1.11).

Из соотношения

$$\frac{\Delta U}{U} = 2 \cdot \pi \cdot f_H \cdot \tau_u \qquad (3)$$

находится нижняя граничная частота полосы пропускания электрокардиографа

$$f_H = \frac{\Delta U}{U \cdot 2 \cdot \pi \cdot \tau_u}. \qquad (4)$$

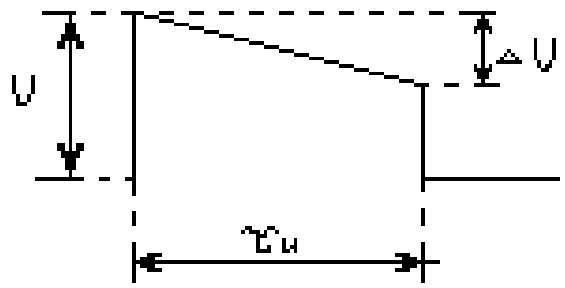


Рис. 1.11. Низкочастотные искажения импульсов

Сравните полученное значение с номинальным.

Со стороны средних и высоких частот характеристика снимается по сигналам генератора гармонической формы:

а) поставьте переключатель чувствительности электрокардиографа в положение 10 мм/мВ, установите амплитуду сигнала генератора равной 1 мВ;

б) запишите сигнал с генератора (не изменяя его амплитуды, равной 1 мВ) при частотах f = 1, 10, 50, 60, 70, 80, 100 Гц;

в) измерьте по полученным графикам двойную амплитуду колебаний A (мм) для всех частот и вычислите соответствующие значения амплитуд сигналов U по формуле:

$$U = A/(2S),$$

где S – чувствительность электрокардиографа;

г) вычислите нормированный коэффициент усиления (модуль коэффициента передачи) k электрокардиографа для всех частот

$$k(f) = U/U_o,$$

где U_o – амплитуда записанного сигнала на средних частотах (1–50 Гц);

д) результаты измерений и вычислений занесите в табл. 1.2;

Таблица 1.2

f, Гц	1	10	50	60	70	80	100
A, мм							
U, мВ							
k							

е) постройте график зависимости коэффициента усиления электрокардиографа от частоты входного сигнала (амплитудно-частотную характеристику) k(f) с учетом найденной нижней граничной частоты. Оцените верхнюю граничную частоту полосы пропускания по уровню

$$\frac{1}{\sqrt{2}} k_0 \approx 0{,}707 \cdot k_0 , \qquad (5)$$

где k_o – коэффициент передачи для средних частот (1–50 Гц). Сравните результат с номинальным значением (см. п. 1.2).

Запись и исследование параметров электрокардиограммы

Указание. В этой части может быть проведена запись ЭКГ пациента или сигналов имитатора. Для анализа могут быть взяты заранее снятые электрокардиограммы.

Запись электрокардиограммы:

а) установите перо на середину поля записи регулятором смещения пера;

б) кнопку успокоения «0-МТ» установите в верхнее положение;

в) включите запись, нажав кнопку включения лентопротяжного механизма, и, нажимая кнопку «1 мВ», запишите несколько кратковременных импульсов. Запишите ЭКГ в шести отведениях (I, II, III, aVR, aVL, aVF), изменяя положение переключателя отведений. При переключении отведений в приборе ЭК1Т-03М предусмотрено автоматическое успокоение.

Если амплитуда ЭКГ в каком-либо из отведений выходит за пределы поля записи или слишком мала, то следует изменить чувствительность, поставив переключатель чувствительности соответственно в положение 5 или 20 мм/мВ, и снова записать калибровочные импульсы.

г) измерьте для стандартных отведений высоту h зубцов ЭКГ. По измеренной высоте зубцов и чувствительности S электрокардиографа вычислите разность потенциалов U = h/S, соответствующую каждому зубцу;

д) результаты измерений и вычислений занесите в табл. 3;

е) пользуясь данными табл. 3, определите угол α;

ж) вычислите для отведения I или II длительности t временных интервалов ЭКГ по формуле t = L/v, где L – расстояние между соответствующими точками электрокардиограммы; v – скорость движения ленты.

Результаты измерений и вычислений занести в табл. 1.4.

Определите частоту сердечных сокращений пациента (или частоту колебаний сигналов имитатора ЭКГ).

Таблица 1.3

Условное обозначение зубца ЭКГ	h, мм			S, мм/мВ			U, мВ		
	I	II	III	I	II	III	I	II	III
P R S T									

Таблица 1.4

Условное обозначение интервала	v, мм/с	L, мм	t, с
R-R P-Q Q-R-S S-T Q-T			

Отчет должен содержать следующее: цель работы, структурную схему электрокардиографа, основные расчетные формулы, таблицы результатов исследований, график амплитудно-частотной характеристики и выводы по работе.

Контрольные вопросы

1. Что называется электрокардиографией?
2. В чем состоит теория Эйнтховена?
3. Что называется электрокардиограммой?
4. Из каких основных блоков состоит электрокардиограф?
5. Как, пользуясь электрокардиограммой, определить значения биопотенциалов сердца в различные моменты сердечного цикла, частоту сердечных сокращений и положение электрической оси сердца?
6. Перечислите возможные помехи, искажающие ЭКГ.
7. Поясните основные фрагменты ЭКГ.
8. Поясните с помощью рисунков подключение электродов к кардиографу для получения любого из 12 основных отведений.
9. Поясните смысл 12 основных отведений.
10. Перечислите порядок работы с электрокардиографом.
11. Объясните, как влияет амплитудно-частотная характеристика на качество записи ЭКГ.

1.5. Литература

1. *Мурашко, В. В.* Электрокардиография: учеб. пособие / В. В. Мурашко, А. В. Струтынский. М.: Медицина, 1991. 288 с.

2. *Эссаулова, И. А.* Руководство к лабораторным работам по медицинской и биологической физике: учеб. пособие / И. А. Эссаулова, М. Е. Блохина, Л. Д. Гонцов; под ред. А. Н. Ремизова. М.: Высш. шк., 1987. 271 с.

3. *Орлов, Ю. Н.* Методы и технические средства для электрокардиографии: учеб. пособие / Ю. Н. Орлов. М.: Изд-во МГГУ им. Н. Э. Баумана, 1997. 16 с.

4. *Калакутский, Л. И.* Биомедицинская техника. Хронология событий: учеб. пособие / Л. И. Калакутский; Самар. гос. аэрокосм. ун-т. Самара, 2003. 156 с.

5. *Попечителев, Е. П.* Электрофизиологическая и фотометрическая медицинская техника: учеб. пособие / Е. П. Попечителев, Н. А. Кореневский; под ред. Е. П. Попечителева. М.: Высш. шк., 2002. 470 с.

2. КОМПЬЮТЕРНАЯ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИЯ

2.1. ОСНОВНЫЕ СВЕДЕНИЯ ОБ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИИ

Электроэнцефалография (от греческих слов enkephalo – мозг и grapho – пишу) – запись электрических процессов головного мозга человека. ЭЭГ – это совокупность методов исследования электрической активности мозга и его отдельных участков и структур, осуществляемых с помощью регистрации электрических потенциалов на поверхности головы человека.

Несмотря на успехи компьютерной томографии, обеспечивающей выявление органических поражений структур головного мозга, ЭЭГ является наиболее чувствительным методом исследования на начальных стадиях заболевания и при метаболических нарушениях в различных разделах ЦНС. Метод ЭЭГ к тому же оказывается более дешевым при диагностике органических поражений мозга. Незаменим метод ЭЭГ при диагностике эпилепсии и припадков, их лечении и выборе оптимальных препаратов.

Высокая чувствительность ЭЭГ, особенно при использовании автоматизированной обработки сигналов, позволяет врачу контролировать в реальном масштабе времени состояние головного мозга и своевременно проводить коррекцию таких состояний, как гипоксия, ишемия и гипотермия мозга, а также коматозное состояние. Изменения на электроэнцефалограмме, наблюдаемые во время действия наркотических веществ, носят специфический характер, что позволяет использовать ЭЭГ как метод контроля за глубиной наркоза. Электроэнцефалограмма является важным физиологическим показателем, который используется в системах с биологической обратной связью.

Модификацией энцефалограммы является электрокортикограмма, получаемая с помощью микроэлектродов, размещённых в непосредственной близости от коры больших полушарий (предварительно производится трепанация черепа). Колебания электрокортикокограммы аналогичны колебаниям энцефалограммы при одинаковой локализации отводящих электродов, но превышают их по амплитуде примерно в 10–15 раз.

В клинических условиях энцефалограмма записывается с поверхности головы. Отводящие электроды могут иметь самое разнообразное устройство, они по-разному укрепляются на голове.

Электроэнцефалограммой считают изменения потенциалов в полосе от 0,5 до 100 Гц. При этом принята следующая классификация ритмов колебаний по диапазонам: дельта – 0,5–3,5 Гц, тета – 4–7 Гц, альфа – 8–14 Гц,

бета – 15–35 Гц, гамма – более 35 Гц. В компьютерных системах границы диапазонов часто устанавливают следующим образом: от 1 до 4 Гц – дельта ритм, от 4 до 8 Гц – тета ритм, от 8 до 12 Гц – альфа ритм, от 12 до 36 Гц – бета ритм. Амплитуда колебаний обычно не превышает несколько десятков микровольт.

Для регистрации ЭЭГ используется международная система расположения электродов «10–20», включающая 21 электрод (в этой системе цифры 10, 20 означают расстояние в процентах от длины линии на поверхности головы между точками, в которых устанавливаются электроды). Используется также модифицированная система «10–20», которая содержит 16 активных электродов с референтным усреднённым общим. Особенностью последней системы, которая используется фирмой «DX системы», является наличие непарного затылочного электрода Oz и непарного центрального Cz. Некоторые версии программ предусматривают систему расположения 16 электродов с двумя затылочными отведениями O1 и O2, при отсутствии Cz и Oz. Заземляющий электрод располагается по центру переднелобной области. Буквенные и цифровые обозначения электродов соответствуют международной схеме расположения «10–20». Отведение электрических потенциалов осуществляется монополярным способом с усреднённым общим. Преимуществом этой системы является менее трудоёмкий процесс наложения электродов при достаточной информативности и возможность преобразования к любым биполярным отведениям.

Целью международной системы «10–20», а также модифицированной схемы с уменьшенным числом электродов, является получение отведений от основных областей коры больших полушарий мозга: передней лобной (Fp), задней лобной (F), центральной (C), теменной (P), затылочной (O), височной (T) (рис. 2.1).

В качестве опорной точки часто используют соединенные между собой электроды, установленные на ушные раковины.

Для получения большего объема информации регистрируют не только спонтанную электрическую активность головного мозга, но и ее изменения, обусловленные внешним раздражителем: реакция на звук, свет и др. Такая регистрация называется регистрацией вынужденных или вызванных потенциалов.

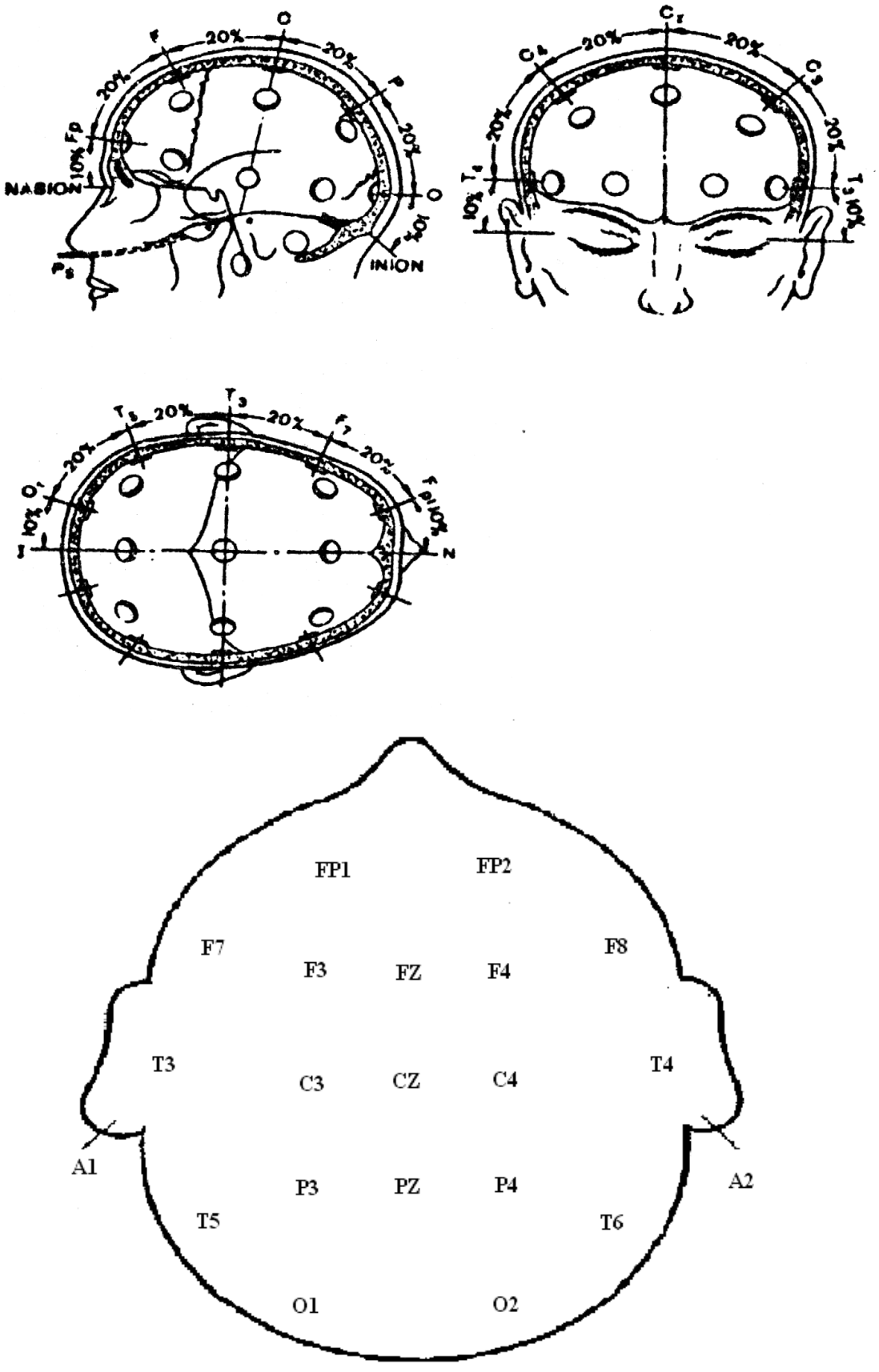


Рис. 2.1. Международная схема расположения электродов «10–20» при регистрации ЭЭГ (используется 20 различных каналов, позволяющих получать пространственную и временную информацию)

2.2. АППАРАТУРА ДЛЯ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИИ

В зависимости от технического исполнения электроэнцефалографы могут быть аналоговыми, компьютерными и микропроцессорными.

Аналоговый электроэнцефалограф

Исторически это первый прибор, который использовали для записи биопотенциалов головного мозга. Для приборов такого типа созданы основные методы обработки электроэнцефалограмм, широко применяемые в настоящее время в клинической энцефалографии, однако сами приборы постепенно вытесняются более совершенными цифровыми системами.

Аналоговый электроэнцефалограф включает в себя следующие основные функциональные узлы (рис. 2.2): коммутатор, блок селекторов; блок калибровки; усилитель напряжения; усилитель мощности; отметчик времени и раздражения; гальванометр; лентопротяжный механизм; блок питания.

Электроэнцефалограф работает следующим образом. Сигнал, обусловленный биопотенциалами головного мозга, отводится электродами и через кабели отведения подается к гнездам коммутатора, через него поступает на селектор, в котором осуществляется выбор отведений, регистрируемых электроэнцефалографом.

Далее через переключатель, находящийся в блоке калибровки, на вход усилителей напряжения, число которых соответствует числу каналов измерения, подаются исследуемые сигналы или калибровочные постоянные напряжения в диапазоне 5–500 мкВ. С помощью этого переключателя на вход усилителей напряжения подается также сигнал частотой 50 Гц и амплитудой 50 мкВ для настройки фильтров.

Усилитель напряжения состоит из параметрического усилителя с фазовой модуляцией и дифференциального усилителя. В каждом усилителе напряжения имеются ступенчатый регулятор чувствительности и переключатель для изменения верхних граничных частот.

Чтобы уменьшить влияние синфазного сигнала, имеющего частоту 50 Гц, во всех усилителях напряжения имеются активные режекторные фильтры с элементами настройки и переключателями, позволяющими осуществлять их включение и выключение.

После усилителей напряжения сигнал подается на усилитель мощности, усиливается по току и напряжению и подается на обмотки чернилопишущих гальванометров. Каждый усилитель мощности имеет плавную регулировку усиления, переключатель нижней граничной частоты, тумблер гальванометра, есть также возможность регулирования положения нулевой линии.

Лентопротяжный механизм служит для протягивания с определенной скоростью диаграммной ленты, на которую наносится запись электроэнцефалограммы с помощью чернилопишущих гальванометров. С лентопротяжным механизмом непосредственно связан отметчик времени движения диаграммной ленты. Предусмотрена возможность работы прибора совместно с фотофоностимулятором. Запись отметки времени и раздражения производится с помощью отдельного чернилопишущего гальванометра.

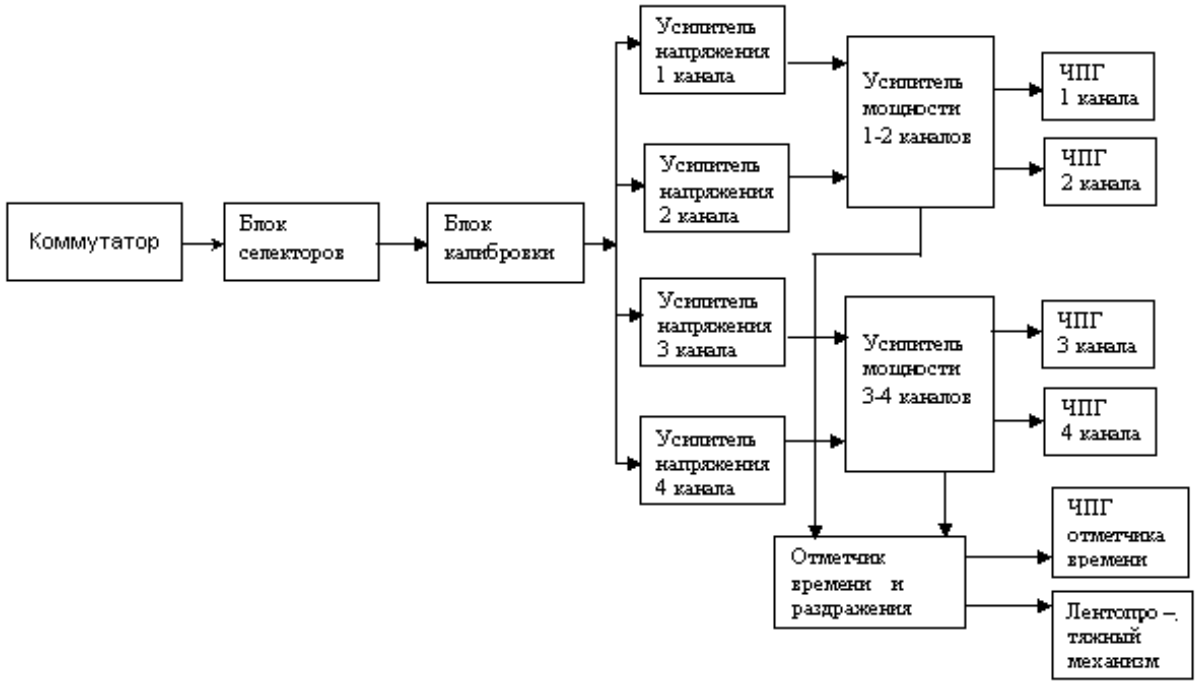


Рис. 2.2. Структурная схема аналогового электроэнцефалографа (ЧПГ – чернилопишущий гальванометр)

Компьютерный электроэнцефалограф

Электроэнцефалографы этого типа получили большое распространение в нашей стране. В их составе имеется стандартный IBM – совместимый компьютер, посредством которого осуществляются управление параметрами аналогового блока и цифровая обработка электроэнцефалограмм. Такая архитектура системы удобна тем, что используется максимальное число стандартных изделий: системный блок, принтер, монитор.

К недостаткам компьютерных электроэнцефалографов можно отнести, во-первых, низкий уровень электробезопасности компьютера, который часто не соответствует международным стандартам для изделий медицинской техники, а также конструктивные особенности компьютера, не всегда позволяющие применять его в клинических условиях.

Вариант структурной схемы компьютерного электроэнцефалографа изображен на рис. 2.3. Схема состоит из двух основных частей – аналоговой и цифровой. Аналоговая часть включает в себя электроды, электродную распределительную коробку, коммутационное устройство и многоканальный усилитель, каждый канал которого содержит следующие блоки: предварительный усилитель; управляемые коммутаторами фильтр нижних частот и фильтр верхних частот: операционный усилитель, согласующий усилитель и аналоговый мультиплексор. В аналоговую часть также входят масштабирующий усилитель и аналого-цифровой преобразователь (АЦП).

Цифровая часть строится, как правило, на базе ЭВМ PC, где программно эмулируется или аппаратно реализуются контроллер зрительной стимуляции, контроллер соматосенсорной стимуляции, контроллер звуковой стимуляции, работающие на общую шину компьютера.

Компьютерный электроэнцефалограф функционирует следующим образом. Сигналы, снимаемые с поверхности головы с использованием специальных электродов, поступают через соединительные кабели к электродной распределительной коробке с пронумерованными гнездами. Электродная коробка служит для удобного подсоединения отводящих электродов, а также для уменьшения влияния помех на полезный сигнал. Электродная коробка с помощью гибкого изолированного многожильного кабеля соединяется с коммутационным устройством, которое необходимо для подключения каждого канала к соответствующему входу усилителя. Входные усилители обладают высокими входным сопротивлением и коэффициентом ослабления синфазного сигнала, а также малым уровнем шума. Они обеспечивают предварительное усиление поступающего сигнала. Промежуточные каскады операционного и согласующего усилителей повышают коэффициент усиления до требуемого значения.

Управление работой фильтров верхних и нижних частот осуществляется программно, с помощью коммутаторов, которые обеспечивают переключение верхней и нижней границы частотного диапазона ЭЭГ-каналов. Иногда для управления работой фильтров применяют однокристальную микро-ЭВМ. Мультиплексоры необходимы для подключения одного из каналов к масштабирующему усилителю с переменным коэффициентом усиления, который служит для согласования сигнала с входным динамическим диапазоном АЦП. Управление усилением масштабирующего усилителя также осуществляется программно.

Для изучения реакции ЦНС на внешние раздражения используют световые, звуковые и электромагнитные стимулы. Такая методика, получившая название «Исследование вызванных потенциалов головного мозга», позволяет объективно оценить работу различных отделов мозга человека и повысить достоверность диагностики нарушений их функционирования. Для обеспечения данной методики в состав электро-энцефалографа могут быть включены фоно-, фото- и электростимулятор. Эти устройства работают, как правило, под управлением компьютера, который обеспечивает жесткую синхронизацию процессов воздействия стимула и реакции ЦНС на это воздействие.

Обработка электроэнцефалограммы осуществляется программно, результаты исследования могут быть сохранены на жестком диске и распечатаны на принтере в виде твердой копии.

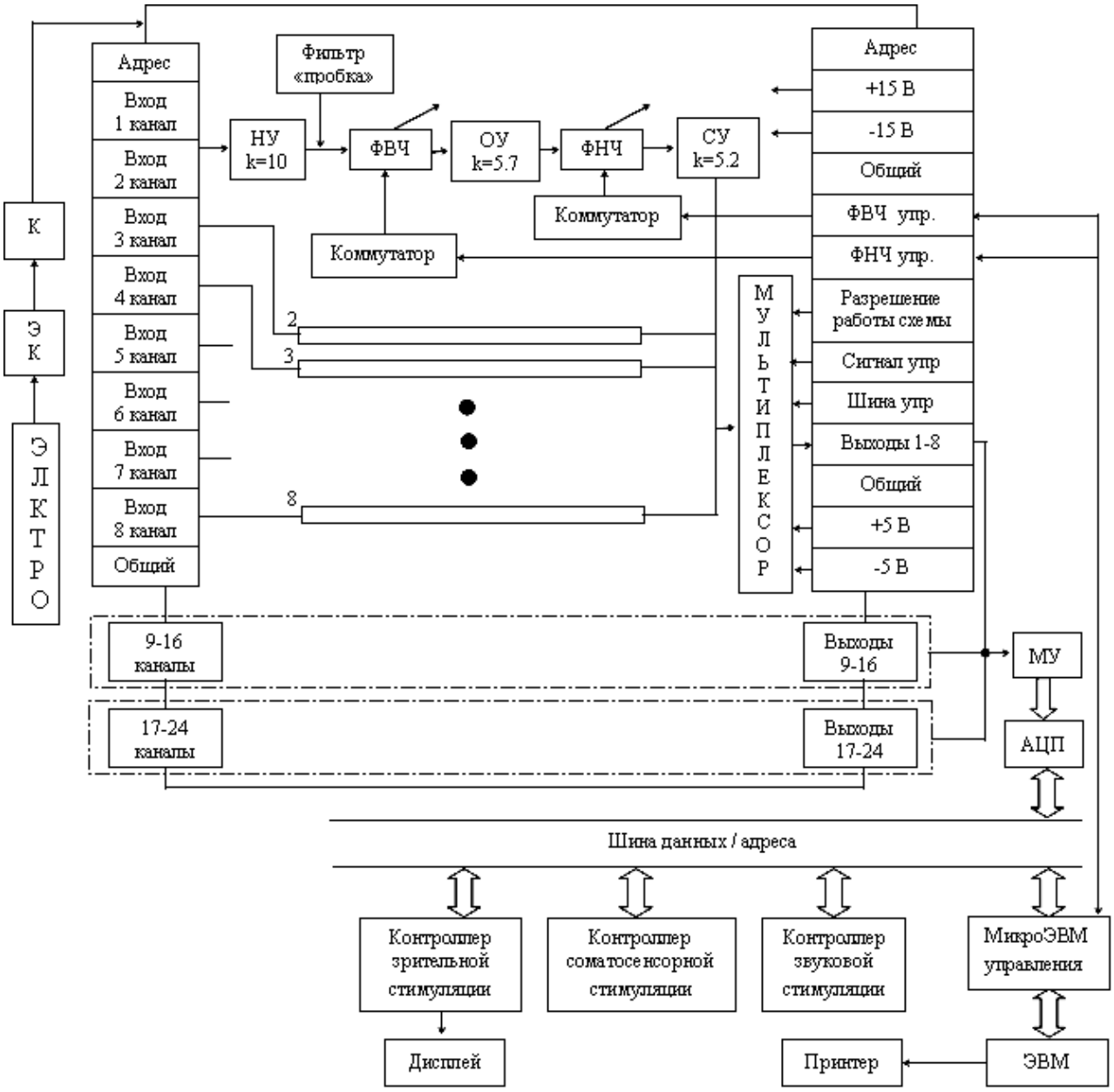


Рис. 2.3. Структурная схема компьютерного электроэнцефалографа:
К – коммутационное устройство; ЭК – электродная распределительная коробка; ПУ – предварительный усилитель;
ОУ – операционный усилитель; СУ – согласующий усилитель;
ФНЧ, ФВЧ – фильтры нижних и верхних частот соответственно;
МУ – масштабирующий усилитель; АЦП – аналого-цифровой преобразователь

2.3. ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ

Необходимость проведения ЭЭГ обусловлена тем, что его данные должны учитываться как у здоровых людей при профессиональном отборе, особенно у лиц, работающих в стрессовых ситуациях или с вредными

условиями производства, так и при обследовании пациентов для решения дифференциально-диагностических задач, что особенно важно на ранних стадиях заболевания для выбора наиболее эффективных методов лечения и контроля за проводимой терапией.

Эффективность компьютерного анализа электроэнцефалограммы зависит от качества ее регистрации. Безупречная запись ЭЭГ – залог ее последующего корректного анализа.

Регистрация ЭЭГ проводится только на заранее откалиброванном усилителе. Калибровка усилителя производится согласно прилагаемой к электроэнцефалографу инструкции.

Для проведения обследования пациент удобно располагается в кресле или укладывается на кушетку, на его голову надевается резиновый шлем и накладываются электроды, которые подсоединены к электроэнцефалографическому усилителю.

При регистрации ЭЭГ важно учесть и по возможности устранить различного рода артефакты. Их можно разделить на два вида: физические и фиологические.

Физические артефакты обусловлены техническими причинами, к которым относятся:

1) неудовлетворительное качество заземления;
2) возможное влияние от различной аппаратуры, работающей в медицине (рентгенологическая, физиотерапевтическая и др.);
3) неоткалиброванный усилитель электроэнцефалографических сигналов;
4) некачественное наложение электродов;
5) повреждение электрода (контактирующей с поверхностью головы части и соединительного провода);
6) наводка от работающего фонофотостимулятора;
7) нарушение электропроводимости при попадании воды и физраствора на разъёмы электродных кабелей.

Для устранения неисправностей, связанных с неудовлетворительным качеством заземления, помех от работающей вблизи аппаратуры и работающего фонофотостимулятора, необходима помощь инженера-установщика для правильного заземления медицинской аппаратуры и установки системы.

К физиологическим артефактам, которые обусловлены биологическими процессами организма обследуемого, относятся:

1) электромиограмма – артефакты движения мышц;
2) электроокулограмма – артефакты движения глаз;
3) артефакты, связанные с регистрацией электрической активности сердца;
4) артефакты, связанные с пульсацией сосудов (при близком расположении сосуда от регистрирующего электрода);

5) артефакты, связанные с дыханием;

6) артефакты, связанные с изменением сопротивления кожных покровов;

7) артефакты, связанные с беспокойным поведением пациента.

Полностью избежать физиологических артефактов не всегда возможно, поэтому, если они кратковременны (редкое моргание глаз, напряжение жевательных мышц, непродолжительное беспокойство), рекомендуется удалять их при помощи специального режима, предусмотренного программой.

Для устранения артефактов используются методы фильтрации сигналов, в том числе методы цифровой фильтрации. В некоторых случаях для уменьшения помех проводят анализ в узкой полосе частот, регистрацию сигналов с большой постоянной времени электроэнцефалографа.

Процедура регистрации ЭЭГ при обычном обследовании продолжается около 15–20 минут и включает в себя запись «фоновой кривой» и запись ЭЭГ при различных функциональных состояниях. Удобно иметь несколько заранее созданных протоколов регистрации, включающих функциональные тесты разной длительности и последовательности. При необходимости может применяться длительная мониторинговая запись. Запись по протоколу может содержать несколько функциональных проб. Индивидуально выбирается протокол исследования или создаётся новый, в котором указывается последовательность проб, их тип и длительность. Стандартный протокол включает пробу с открыванием глаз, 3-минутную гипервентиляцию, фотостимуляцию на частоте 2 и 10 Гц. При необходимости производится фоно- или фотостимуляция на частотах до 20 Гц, триггерная стимуляция по заданному каналу. В специальных случаях применяются, кроме того: сжимание пальцев в кулак, звуковые стимулы, приём различных фармакологических препаратов, психологические тесты.

Исторически клиническая электроэнцефалография развивалась на основании визуального феноменологического анализа ЭЭГ.

С внедрением в медицинскую практику цифровых ЭВМ стало возможным производить анализ электрической активности на качественно новом уровне. В настоящее время наиболее перспективным при изучении электрофизиологических процессов является направление цифровой электроэнцефалографии. Современные методы компьютерной обработки электроэнцефалограммы позволяют проводить детальный анализ различных ЭЭГ-феноменов, просматривать любой участок кривой в увеличенном виде, производить его амплитудно-частотный анализ, представлять полученные данные в виде карт, цифр, графиков, диаграмм и получать вероятностные характеристики пространственного распределения факторов, обусловливающих возникновение на поверхности головы электрической активности.

Наибольшее распространение при первичном анализе электроэнцефалограмм нашел спектральный анализ, основанный на дискретном преобразовании Фурье.

Исходная электроэнцефалограмма после перевода ее в дискретную форму разбивается на последовательные сегменты, каждый из которых используется для построения соответствующего количества периодических сигналов, которые затем подвергаются гармоническому анализу в базисе дискретного преобразования Фурье (ДПФ).

$$X(k) = \frac{1}{N} \cdot \sum_{n=0}^{N-1} x(nT) \cdot e^{-j2n\pi \cdot k/N} = \frac{1}{N} \cdot \sum_{n=0}^{N-1} x(nT) \cdot W^{nk}$$

$$x(nT) = \sum_{k=0}^{N-1} X(k) \cdot e^{j2n\pi \cdot k/N} = \sum_{k=0}^{N-1} X(k) \cdot W^{-nk},$$

где T – интервал дискретизации,

X – отсчеты сигнала в частотной области,

x – отсчеты сигнала во временной области,

n – номер отсчета дискретизированного сигнала, n = 0, 1, 2, …, N–1;

k – номер гармоники сигнала, k = 0, 1, 2, …, N–1, частота гармоник равна $k/T_{изм}$, где $T_{изм}$ – период; $T_{изм} = T \cdot N$,

W – вспомогательная функция, $W = e^{-j2\pi/N}$.

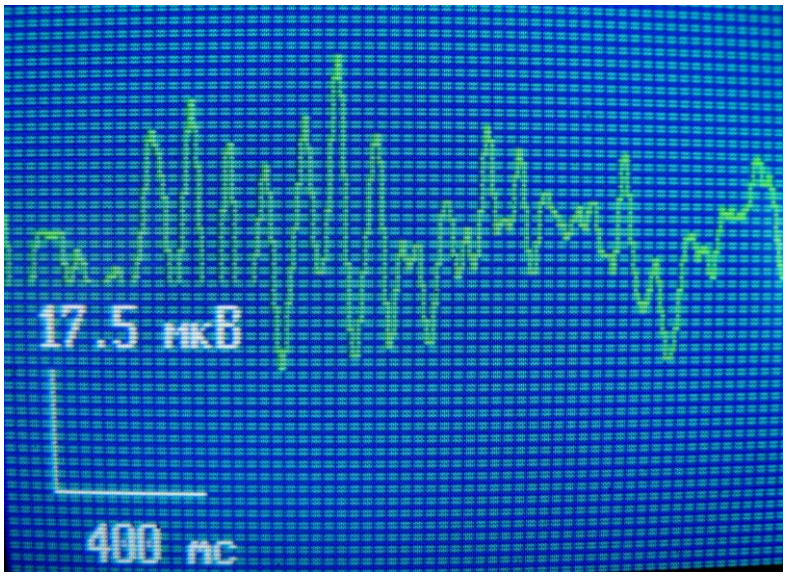
Для получения амплитудно-частотного спектра находят модули значений X(k).

Недостатком данного алгоритма является большой объем повторяющихся вычислений W^{nk} при различных комбинациях n и k. Устранение этих избыточных операций достигается применением алгоритмов быстрого преобразования Фурье (БПФ).

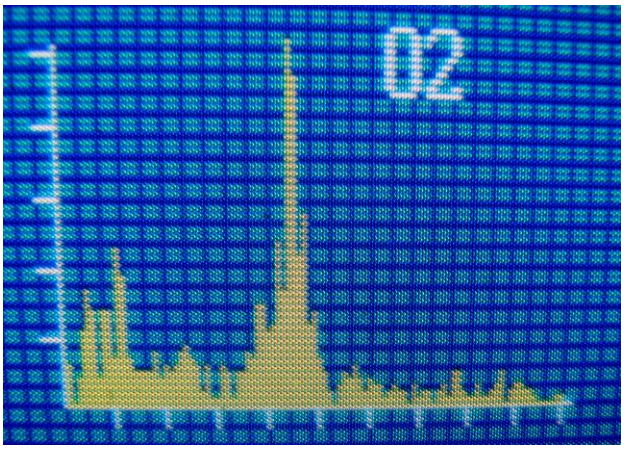
После того как произведен детальный анализ спектра, обычно переходят к анализу спектра в стандартных диапазонах (ритмах), для чего производят усреднение спектральных составляющих в пределах границ каждого диапазона. Результаты такого усреднения имеют вид хорошо знакомых гистограмм, и их выводят на экран монитора или печать, так же, как и результаты анализа амплитудных спектров ДПФ по всем отведениям.

Представление об исходном сигнале, его амплитудно-частотном спектре, вычисленном методами БПФ, и спектре для стандартных диапазонов дает рис. 2.5.

Дальнейшая обработка на ЭВМ позволяет сформировать таблицу числовых значений, характеризующую основные амплитудно-частотные показатели ЭЭГ. С учетом большого числа отведений и их однозначной пространственной ориентации строятся топограммы, показывающие распределение потенциалов по поверхности головы для всех основных ритмов ЭЭГ. Для наглядности и упрощения интерпретации результатов анализа они строятся с применением различных цветовых шкал.



а



б

в

Рис. 2.5. ЭЭГ-сигнал в отведении O2 (*а*), амплитудно-частотный спектр (*б*) и усредненный спектр для стандартных диапазонов (*в*).
Масштаб на рисунках *б* и *в*: по вертикали – 1 мкВ на малое деление, по горизонтали – 1 Гц на малое деление

Применение спектральных корреляционных методов анализа позволяет детализировать пространственно-временные соотношения ЭЭГ-потенциалов и тем самым сделать более точное заключение об электрической активности головного мозга и его особенностях.

2.4. ПРОГРАММА «ЭЭГ-ПОТЕНЦИАЛ». ВЕРСИЯ 1.0

Программа используется совместно с блоком 21-канального программно управляемого усилителя биопотенциалов. Программа предназначена для наблюдения на экране дисплея, записи в буфер (оперативную память) и сохранения в файлах сигналов 21-го каналов электроэнцефалосигналов, а также спектрального анализа ЭЭГ и топографического отображения результатов в виде гистограмм и цветных карт (brain-mapping). Программа находится в файле «EEG.EXE» и запускается подачей команды «EEG» из MS-DOS. Ее описание предсатвлено в табл. 2.1.

Таблица 2.1

Основное меню	
DATA	Программа записывает в данную поддиректорию файлы электроэнцефалограмм
EEG.IND	При работе программы в текущем каталоге создается этот индексный файл, в котором хранится краткое описание данных, записанный в файл электроэнцефалограмм.
Esc	Вызывает из любого места программы основное меню (иногда требуется два или три последовательных нажатия)
→,←,↑,↓, Home, End	Перемещение курсора в основном меню производится клавишами «стрелка вправо», «стрелка влево», «стрелка вверх», «стрелка вниз», Home и End соответственно
Enter	Исполнение требуемой команды
База	Относятся команды записей электроэнцефалограммы из буфера в базу данных на жесткий диск и чтение записей электроэнцефалограммы из файла в буфер (в оперативную память компьютера)
Ввод	Относятся команды настройки параметров записи электроэнцефалограммы и команды запуска и управления оцифровкой и вводом данных в буфер
Просмотр	Относятся команды настройки параметров отображения на экран монитора записей электроэнцефалограммы, находящихся в буфере данных

Анализ	Относятся команды модификации содержимого буфера данных, команды расчета и вывода спектральных характеристик и команды управления окном автоматизированного оформления заключения
Выход	Обеспечивает возврат из программы в DOS
Установка параметров записи ЭЭГ	
Выбор монтажа	Обеспечивает ввод сигналов либо в монополярном отведении относительно электродов, подключенных к мочкам ушей, либо в одном из вариантов биполярных отведений – «продольном» и «поперечном».
Монополяр 1, Монополяр 2	Монополярные отведения
Биполяр 1, Биполяр 3	Биполярные отведения (продольное)
Биполяр 2	Биполярное отведение (поперечное)
↑, ↓	Выбор монтажа
Произвольный	Пользователю предоставляется возможность сформировать поканально любое сочетание отведений
Задание каналов	Исключение тех или иных каналов из предусмотренного списка отведений осуществляется посредством данной опции, после выбора которой на экране монитора появляется окно списка каналов
Параметры ввода	Открывается окно с обозначениями изменяемых параметров и их градациями
Параметры обследования	Задание параметра автоматического ввода фрагментов
Интервал между фрагментами, длина фрагмента, число фрагментов	Относятся к параметрам автоматического ввода
↑, ↓, Enter	Осуществляется перемещение текстового курсора от поля к полю
←, →, Home, End	Осуществляется перемещение внутри поля
0, 1, 2, …, 9	Используя цифровые клавиши, можно в поле ввести любое число
Backspace, Delete	Для редактирования содержимого поля: удаление символа, расположенного слева от курсора, и удаление символа под курсором соответственно

Insert	Возможность переключения моды редактирования поля из режима «вставка символа» в режим «замена символа» и обратно
Вставка символа	Соответствует узкий текстовый курсор
Замена символа	Соответствует широкий текстовый курсор
Мода визуализации	Осуществляет задание моды отображения на экране монитора сигналов ЭЭГ, после вызова которой на экране появляется меню выбора отображения ЭЭГ на экране монитора
Бегущий экран	Возможность наблюдения в реальном времени на экране монитора, имитирующем движение бумаги на электроэнцефалографе
Осциллограф	Возможность наблюдения в реальном времени на экране монитора, отображающем сигналы аналогично многоканальному монитору, в котором моделируется движение лучей слева направо
Наблюдение и запись ЭЭГ в буфер	
Ввод ЭЭГ	Для наблюдения на экране монитора и записи ЭЭГ в буфер данных предназначена именно эта команда основного меню. После её вызова вы получаете возможность наблюдения на экране осциллограммы сигналов в реальном времени
Enter	Инициация и прекращение записи отображаемых сигналов в буфер данных
Запуск обследования	Наблюдение сигналов и запись их в оперативную память. Фрагменты электроэнцефалограммы заданной длительности могут быть записаны автоматически без вмешательства оператора. При этом используются значения, задаваемые с помощью команды «Параметры обследования»
Просмотр содержимого буфера	
Просмотр буфера	Режим включается автоматически по прекращению ввода ЭЭГ или подачей данной команды из основного меню
←, →	Стрелки влево и вправо позволяют просматривать на экране различные участки буфера
F2	Вызывает появление на экране монитора меню выбора фрагмента
↑ и ↓	Стрелки вверх и вниз перемещают горизонтальный маркер и указывают на положение нуля (нулевого потенциала на входе) для каждого из каналов

Alt + → или Alt + ←	Перемещение левого маркера
Ctrl + ← или Ctrl + →	Перемещение правого маркера
Alt + F2	Выбор моды оцифровки всех каналов
Alt + F3	Выбор моды оцифровки отмеченного горизонтальным маркером канала
Alt F4	Выбор моды оцифровки положения маркера во времени
F7	Меню «Мода оцифровки»
F8	Меню «Положение маркеров»
Список каналов	Изменение и задание списка каналов из основного меню
F3	Команда «Имена каналов»
+ или –	Для изменения вертикального масштаба
F4	Калибровка
Печать	
Печать экрана, F10	Качественная печать. Кроме фрагментов ЭЭГ, шкалы времени и маркеров, полутонами выводится также миллиметровая сетка
Печать сигналов, F9	Быстрая печать сигналов
После задания режима печати предоставляется возможность выбора фрагмента для печати в виде прямоугольника	
←, ↑, →, ↓	Перемещение прямоугольника без изменения его размера
Alt ←, Alt ↑, Alt →, Alt ↓	Перемещение верхнего левого угла при изменении размера прямоугольника
Ctrl ←, Ctrl ↑, Ctrl →, Ctrl ↓	Перемещение правого нижнего угла при изменении размеров прямоугольника
Модификация и редактирование записей ЭЭГ	
Фильтрация	Цифровая фильтрация записей ЭЭГ для устранения высокочастотной помехи, при этом удаляются и высокочастотные составляющие сигнала
Удаление области	Удаление производится в два этапа: 1 – выбирается интервал; 2 – выполняется удаление записи
Спектральный анализ	
Вычисление спектра	Для вычисления спектра интересующего фрагмента. Возможно вычисление и сохранение в памяти спектров для нескольких фрагментов – всего до 8.

Анализ спектров	Анализ вычисленных интересующих спектров. После вызова этой команды на экране монитора появляется горизонтальное меню управления анализом спектров
Фрагменты	Позволяет выбрать любой из обработанных спектров или усредненный спектр по всем фрагментам
Спектры	Вывод спектров
Стандартные диапазоны	Вывод гистограмм амплитуд сигналов в классических диапазонах альфа, бета, тета, дельта
Топограммы	Вывод цветных топограмм распределения мощности спектров на скальпе пациента («brain mapping») для каждого из классических диапазонов
Выбор цветной шкалы	Для улучшения субъективного восприятия топограмм и выбора конкретного типа шкалы
Возврат	Выход из режима спектров
Оформление заключения	В любой момент работы системы может быть вызвана функция автоматического оформления заключения
Tab	Переход к формированию собственного описания заключения
Сохранение данных о пациенте и соответствующей ЭЭГ	
Добавить запись	Используется в том случае, если необходимо сохранить только что введенные в оперативную память отрезки ЭЭГ или оператор хочет продублировать запись без стирания существующей (например, после выполнения фильтрации)
Сохранить запись	Полезна в том случае, если требуется сохранить только последнюю модификацию данных ЭЭГ
Поиск и чтение сигналов из базы данных	
Загрузить запись	Поиск данных

2.5. Лабораторная работа

КОМПЬЮТЕРНЫЕ МЕТОДЫ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИИ

Цель работы

Целью работы является изучение спектрального анализа электроэнцефалограммы (ЭЭГ) и топографического отображения результатов в виде гистограмм и цветных карт.

Порядок выполнения работы

Перед началом выполнения работы изучите программу «ЭЭГ-потенциал».

1. Запустите программу EEG\eegeps.exe.
2. В меню «База» выберите подменю «Загрузить запись». По умолчанию многократным нажатием «Enter» загрузите запись ЭЭГ.
3. Выберите 1–2 фрагмента записи и зарисуйте их.
4. Проведите анализ этих фрагментов вручную на интервале времени 1–2 секунды. Оцените приблизительно частоты пульсаций и их амплитуды.
5. В основном меню «Анализ», выполнив предварительную фильтрацию сигнала, проведите «Вычисления спектра» и перейдите к процедуре «Анализ спектра».
6. Оцените и зарисуйте для выбранных фрагментов «точные» спектры с обязательной оцифровкой осей.

Внимание! Масштаб горизонтали 1 Гц в каждом делении масштабной сетки.

7. Перейдите к «Стандартным диапазонам» и сравните полученные спектры с исходными. Зарисуйте и обозначьте на горизонтальной оси буквами: дельта, тета, альфа, бета основные ритмы ЭЭГ.
8. Перейдите к «Топограммам» и проведите их наблюдения с использованием различных цветовых шкал. Интерпретируйте результаты.
9. В меню «Параметры» оцените дифференциальные параметры спектров, выпишите табличные данные для выбранных фрагментов. Сравните значение основной частоты пульсации с результатами ручной обработки.
10. В меню «Параметры» ознакомьтесь с оформлением заключения.
11. Ознакомьтесь с другими возможностями программы. Проведите, например, реформирование отведений (интерпретируйте результаты).
12. Проведите качественный спектральный анализ для выбранной реформированной системы отведений.

Отчет должен содержать: цель работы, фрагменты энцефалограммы, графическое изображение спектров (точных и для стандартных диапазонов), результаты расчетов и цифровые данные параметров спектров для выбранных отведений, выводы по работе, включая общий анализ топограмм и анализ реформированных отведений.

Контрольные вопросы

1. Что понимается под электроэнцефалографией?
2. Для каких целей используется ЭЭГ?

3. Какие существуют системы отведений? Расскажите о них

4. Какие существуют типы электроэнцефалографов? Расскажите о них.

5. Почему при анализе электроэнцефалограмм используются принципы спектрального анализа сигналов?

6. Какую роль играет преобразование Фурье в анализе ЭЭГ?

7. Зачем нужен компьютерный анализ электроэнцефалограммы?

8. Как строятся топограммы? Как используются цветовые шкалы в анализе топограмм?

9. В каких случаях возможно реформирование отведений?

2.6. Литература

1. *Карпухин, В. А.* Радиоэлектронные устройства медицинского назначения. Часть 1. Электроэнцефалографы. М.: МГТУ им. Н. Э. Баумана, 1999. 24 с.

2. *Егорова, И. С.* Электроэнцефалография. М.: Медицина, 1973. 296 с.

3. Программа «ЭЭГ-потенциал». Версия 1.0. 1992.

4. Введение в цифровую фильтрацию / под ред. Р. Богнера, А. Константинидиса. М: Мир, 1976.

5. *Гусев, В. Г.* Получение информации о параметрах и характеристиках организма и физические методы воздействия на него: учеб. пособие / В. Г. Гусев. М.: Машиностроение, 2004. 597 с.

3. АППАРАТУРА ДЛЯ МОНИТОРИРОВАНИЯ СЕРДЕЧНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ

3.1. КЛАССИФИКАЦИЯ КАРДИОМОНИТОРОВ

Для длительного контроля за состоянием сердечной деятельности в медицинской практике используются специальные средства электрокардиографии – кардиомониторы (КМ). Кардиомониторы условно разделяют на виды и группы, отличающиеся друг от друга контролируемыми параметрами, эксплуатационными свойствами, методами обработки и представления информации. Различают следующие виды кардиомониторов: амбулаторные (носимые), скорой помощи, клинические, тестирующие, реабилитационные, санаторно-курортные.

Амбулаторные КМ используются в стационаре и после выписки из стационара для контроля таких изменений состояния сердечной деятельности за весь период суточной активности, которые не могут быть выявлены во время непродолжительного ЭКГ-исследования в покое. На основании полученных данных производится выбор и дозировка лекарственных препаратов и определение допустимых физических нагрузок. Малые габаритные размеры, масса и автономное питание позволяют носить КМ на себе с укрепленными электродами 24 ч.

В кардиомониторах Холтера первоначально непрерывная запись ЭКС велась на магнитную ленту с очень малой скоростью (1 мм/с). Для этого проводилось преобразование низкочастотного спектра ЭКС в область частот, регистрируемых магнитным носителем. Обычно применялись широтно-импульсная и реже амплитудная или частотная модуляции сигналов. Кассета с записью просматривалась кардиологом при помощи специального устройства со скоростью, превышающей скорость записи в 60–120 раз. В дальнейшем метод Холтера был усовершенствован путем автоматического машинного скоростного анализа ЭКС. Обычно диагностируются основные типы аритмий и параметры смещения ST-сегмента.

Применение в амбулаторных КМ полупроводниковых запоминающих устройств и микропроцессоров позволило провести автоматический анализ аритмий и смещения сегмента ST непосредственно в приборе с запоминанием патологических фрагментов ЭКС. Удобство КМ с полупроводниковой памятью заключается в том, что данные обработки ЭКС можно получить оперативно в любой момент времени и запуск может быть осуществлен самим больным при плохом самочувствии или во время сердечного приступа.

Кардиомониторы скорой помощи предназначены для контроля состояния сердечной деятельности, восстановления утраченного или нарушенного ритма сердца на дому и в машине скорой помощи. Все КМ позволяют вести наблюдение ЭКГ, измерять частоту сердечных сокращений (ЧСС), проводить дефибрилляцию или стимуляцию сердца.

Кардиомониторы должны работать от аккумулятора машины, внутренней батареи и от сети. Масса КМ около 5–8 кг.

Клинические КМ предназначены для стационаров и могут в зависимости от назначения быть нескольких типов.

Кардиологические КМ применяются в палатах интенсивного наблюдения за кардиологическими больными в острый период заболевания. Основное назначение КМ – сигнализация о нарушениях ритма и проводимости сердца. Такие КМ обычно работают в автоматизированной системе оперативного врачебного контроля состояния нескольких больных.

Хирургические КМ применяются во время операций на сердце и сосудах и в послеоперационных палатах. В отличие от остальных типов КМ измеряют ряд дополнительных параметров кровообращения и дыхания (систолическое, среднее и диастолическое кровяное давление; минутный объем сердца; периферический пульс; температуру тела; газовый состав и т.д.). Особенностью хирургических КМ является использование в основном прямых методов измерения физиологических показателей.

Акушерские КМ устанавливаются в родильных залах, предродовых палатах и в отделениях интенсивного ухода за новорожденными. Кардиомониторы применяются при патологиях сердечно-сосудистой системы рожениц и наблюдения за новорожденными. Кардиомониторы матери и плода позволяют измерять ЧСС матери и плода по прямому ЭКС и доплеровскому эхокардиосигналу, обнаруживать нарушения ритмов и измерять силу маточных сокращений. Кардиомонитор для новорожденных (переношенных, недоношенных и травмированных в родах) и детей до двухлетнего возраста, страдающих воспалением легких, измеряет ЧСС, частоту дыхания и сигнализирует о нарушениях ритма сердца и остановках дыхания.

Тестирующие КМ предназначены для функциональной диагностики состояния сердечно-сосудистой системы здоровых и больных людей. Они позволяют автоматизировать процесс ЭКГ-исследований «с нагрузкой» по нескольким отведениям и определять газовый состав выдыхаемого воздуха. Обычно КМ поставляются с велоэргометрами или бегущей дорожкой для дозировки нагрузки.

Реабилитационные КМ необходимы для контроля сердечно-сосудистой системы в условиях возросших нагрузок и проверки эффективности назначенных лекарственных препаратов. Для этой цели возможно применение амбулаторных КМ, но более удобно пользоваться мониторированием по радиоканалу или телефону. На больном укрепляется передатчик ЭКС с электродами, и ЭКС преобразуется в частотно-модулированный сигнал (для радиоканала) или в частотно-модулированный акустический сигнал (для передачи ЭКС по телефону). Анализ ЭКС ведется кардиологом или автоматически в центре наблюдения.

Санаторно-курортные КМ находят применение в кардиологических санаториях для контроля лечения, особенно в бальнеологических условиях;

при грязе- и светолечении, лечебных ваннах и других процедурах. Для дозировки нагрузки (терренкур) может быть использован КМ, который выдает сигнал тревоги при уходе ЧСС за установленные пределы.

Из всех перечисленных типов КМ самое важное значение имеют клинические КМ для палат интенсивного наблюдения. Кроме того, их устройство наиболее сложно и включает в себя элементы остальных типов КМ. Поэтому далее будут рассматриваться только клинические КМ для палат интенсивного наблюдения.

В обобщенную структурную схему КМ входят следующие основные блоки: блок усиления электрокардиосигналов (ЭКС), обработки, формирования диагностических заключений, отображения информации. В зависимости от технического исполнения КМ можно разделить на аналоговые (инструментальные) и цифровые (вычислительные). В некоторых устройствах используются цифро-аналоговые методы реализации. В отдельных КМ функции обработки кардиосигналов (КС) и отображения разделены между собой и выполняются отдельными устройствами, которые могут объединяться в КАРДИОКОМПЛЕКСЫ. Ниже представлена обобщенная схема аналогового КМ.

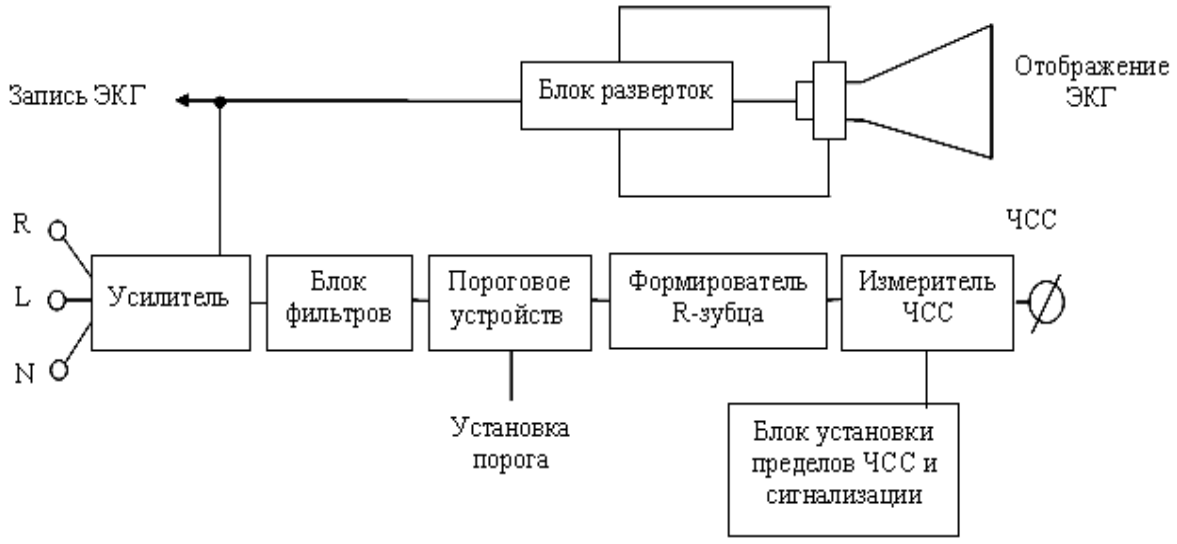


Рис. 3.1. Обобщенная структурная схема аналогового КМ

В этом КМ применяется аналоговая обработка ЭКС, основанная на обнаружении R-зубцов методом частотной и амплитудно-временной селекции. Этот метод обладает высокой помехоустойчивостью, но вносит в ЭКС значительные искажения, что не позволяет достоверно дифференцировать нормальные и патологические желудочковые комплексы. Поэтому КМ такого типа в основном позволяют вести наблюдение ЭКГ по экрану ЭЛТ, измерять ЧСС и классифицировать фоновые нарушения ритма по установленным порогам для ЧСС. Примером такого КМ может служить ритмокардиометр РКМ-01, используемый как самостоятельное устройство, так и объединяемый в комплекс с электрокардиоскопом ЭКС2-01.

Такие кардиомониторы имеют ограниченные функциональные возможности и поэтому непрерывно совершенствуются в сторону аналого-цифровой обработки сигнала.

3.2. УСТРОЙСТВО И ПРИНЦИП РАБОТЫ СИСТЕМЫ «КАРДИОКОМПЛЕКС-3»

«Кардиокомплекс-3» предназначен для контроля состояния сердечной деятельности четырех тяжелобольных в палате интенсивной терапии с центральным постом наблюдения.

В состав «Кардиокомплекса-3» входят четыре ритмокардиометра РКМ-01, электрокардиоскоп ЭКС2-01 и устройство контрольное. «Кардиокомплекс-3» обеспечивает:

– наблюдение на центральном посту ЭКГ в стандартных отведениях одного из четырех пациентов по выбору;

– измерение средней частоты сердечных сокращений и появление тревожной сигнализации при ее отклонении за установленные пределы одновременно у четырех пациентов с индикацией у постели пациента и на центральном посту.

В «Кардиокомплексе-3» имеется возможность подключения регистратора ЭКГ, анализатора ритма и магнитографа для записи ЭКГ на бесконечную магнитную ленту.

ЭКС каждого из пациентов, находящихся в палате, через устройство распределительное УР подаются на ритмокардиометры РКМ-01, установленные у постели пациента. Приборы РКМ-01 измеряют среднюю частоту сердечных сокращений и обеспечивают световую и звуковую индикации ритма, а также тревожную сигнализацию при отклонении средней частоты сердечных сокращений за установленные пределы непосредственно у постели пациента.

С каждого ритмокардиометра через устройства распределительные УР на устройство контрольное, установленное на центральном посту наблюдения, подается напряжение, пропорциональное средней частоте сердечных сокращений. Устройство контрольное дублирует показания цифровых табло ритмокардиометров РКМ-01, а также обеспечивает дублирование световой индикации тревоги по каждому из четырех каналов и звуковой индикации тревоги, общей для всех каналов. Тревожная сигнализация включается при отклонении частоты сердечных сокращений за пределы установки верхнего и нижнего пределов тревожной сигнализации ритмокардиометров РКМ-01. Одновременно с тревожной сигнализацией на соответствующем выходе ТРЕВОГА происходит скачок напряжения величиной не менее 3,5 В на сопротивлении внешней нагрузки 3 кОм, который может быть использован для запуска регистратора ЭКГ или магнитографа.

Электрокардиоскоп ЭКС2-01 также устанавливается на центральном посту наблюдения. Устройство контрольное обеспечивает наблюдение за

изменением ЭКГ на экране ЭКС2-01 любого из четырех пациентов по выбору.

Устройство контрольное состоит из четырех каналов, которые включают в себя электроизмерительные приборы ИП1-ИП4 (соответственно для первого, второго, третьего и четвертого каналов) и формирователи сигналов индикации тревоги. Каждый канал дает показания средней частоты сердечных сокращений, дублируя показания цифровых табло ритмокардиометров РКМ-01, и формирует сигнал индикации тревоги, поступающий от прибора РКМ-01 соответственно первого, второго, третьего или четвертого пациентов.

При поступлении постоянного напряжения на первый канал световой указатель электроизмерительного прибора ИП1 будет показывать среднюю частоту сердечных сокращений первого пациента, дублируя показания цифрового табло ритмокардиометра РКМ-01.

Переключатели пределов «НИЖНИЙ–ВЕРХНИЙ» ритмокардиометра РКМ-01 устанавливаются в положение нижнего и верхнего пределов тревожной сигнализации.

При отклонении средней частоты сердечных сокращений за пределы тревожной сигнализации, установленные в ритмокардиометре РКМ-01, на вход формирователя сигналов индикации тревоги через кабель и устройство распределительное поступает сигнал тревоги. Для сброса сигнала тревоги служит кнопка «СБРОС ТРЕВОГИ».

Работа второго, третьего и четвертого каналов аналогична работе первого канала.

Схема селектора ЭКГ состоит из четырех переключателей каналов, четырех входных разъемов и выходного разъема. Селектор ЭКГ позволяет осуществлять подачу сигналов ЭКГ на электрокардиоскоп ЭКС2-01 от любого из четырех пациентов по выбору.

Питание устройства осуществляется от источника, состоящего из силового трансформатора и трех выпрямительных мостов. Напряжение источника питания: –12 В, +12 и +8 В.

Функциональная схема электрокардиоскопа показана на рис. 3.2.

Электрокардиосигнал с электродов, наложенных на тело пациента, поступает на вход предварительного усилителя канала 1 и усиливается им. Другой исследуемый сигнал усиливается предварительным усилителем канала 2.

С выходов предварительных усилителей через коммутатор каналов сигналы подаются на вход усилителя вертикального отклонения.

Коммутатор каналов представляет собой двухканальный ключ, управляемый генератором.

Усилитель вертикального отклонения преобразует поступающее на его вход напряжение в пропорциональный ему ток, проходящий через вертикально-отклоняющие катушки отклоняющей системы ЭЛТ. На другой вход усилителя подается напряжение отрицательной обратной связи и

постоянное напряжение, изменение которого приводит к одновременному перемещению нулевых линий каналов 1 и 2 по экрану ЭЛТ.

Для перемещения луча вдоль экрана ЭЛТ генератор развертки вырабатывает линейно-изменяющееся напряжение, которое преобразуется усилителем горизонтального отклонения в линейно-изменяющийся ток, протекающий через катушки горизонтального отклонения.

Генератор развертки может работать в ждущем и периодическом режимах с синхронизацией от R-зубца ЭКГ.

Для обеспечения синхронной развертки в автоколебательном и ждущем режимах в приборе предусмотрен выделитель R-зубца, включающий в себя активный фильтр нижних частот, собственно выделитель R-зубца, формирователь синхроимпульса и ждущий мультивибратор.

Выделитель R-зубца выполняет функции дифференцирования, детектирования и амплитудной селекции ЭКС. Таким образом, на вход формирователя синхроимпульсов поступают импульсы, соответствующие моменту появления R-зубца, полярность которых не зависит от полярности входного ЭКС. С выхода формирователя синхроимпульсов на вход ждущего мультивибратора поступает короткий, нормированный по длительности и амплитуде импульс.

Во время синхронной развертки в автоколебательном режиме ждущий мультивибратор осуществляет временную селекцию, блокируя Т-зубец ЭКГ, что значительно повышает надежность работы генератора развертки.

В ждущем режиме генератор развертки запускается от среза импульса, вырабатываемого ждущим мультивибратором, т.е. длительность импульса ждущего мультивибратора определяет время запаздывания начала развертки относительно R-зубца. Для детального рассмотрения зубцов ЭКГ время запаздывания и скорость развертки выбираются такими, чтобы начало развертки совпадало с появлением Р-зубца ЭКГ и весь кардиоцикл был воспроизведен на экране ЭЛТ.

Для гашения луча обратного хода с выхода задающего генератора коммутатора каналов на вход модулятора яркости подаются короткие импульсы, которые соответствуют во времени фронтам и срезам коммутирующего напряжения и производят на короткое время гашение луча. На другой вход модулятора яркости подаются импульсы, соответствующие прямому ходу развертки, что приводит к подсветке луча во время прямого хода.

Для отметки на экране ЭЛТ момента появления стимулирующего импульса и момента выделения R-зубца в модуляторе яркости имеются внешние входы с цепями формирования, на которые подаются синхроимпульсы, совпадающие во времени с контролируемыми моментами. Во время действия этих импульсов на экране появляется яркостная отметка в виде яркой точки на исследуемой ЭКГ.

Электрическая функциональная схема ритмокардиометра РКМ-01 приведена на рис. 3.3. Электрическая структурная схема ритмокардиометра изображена на рис. 3.4.

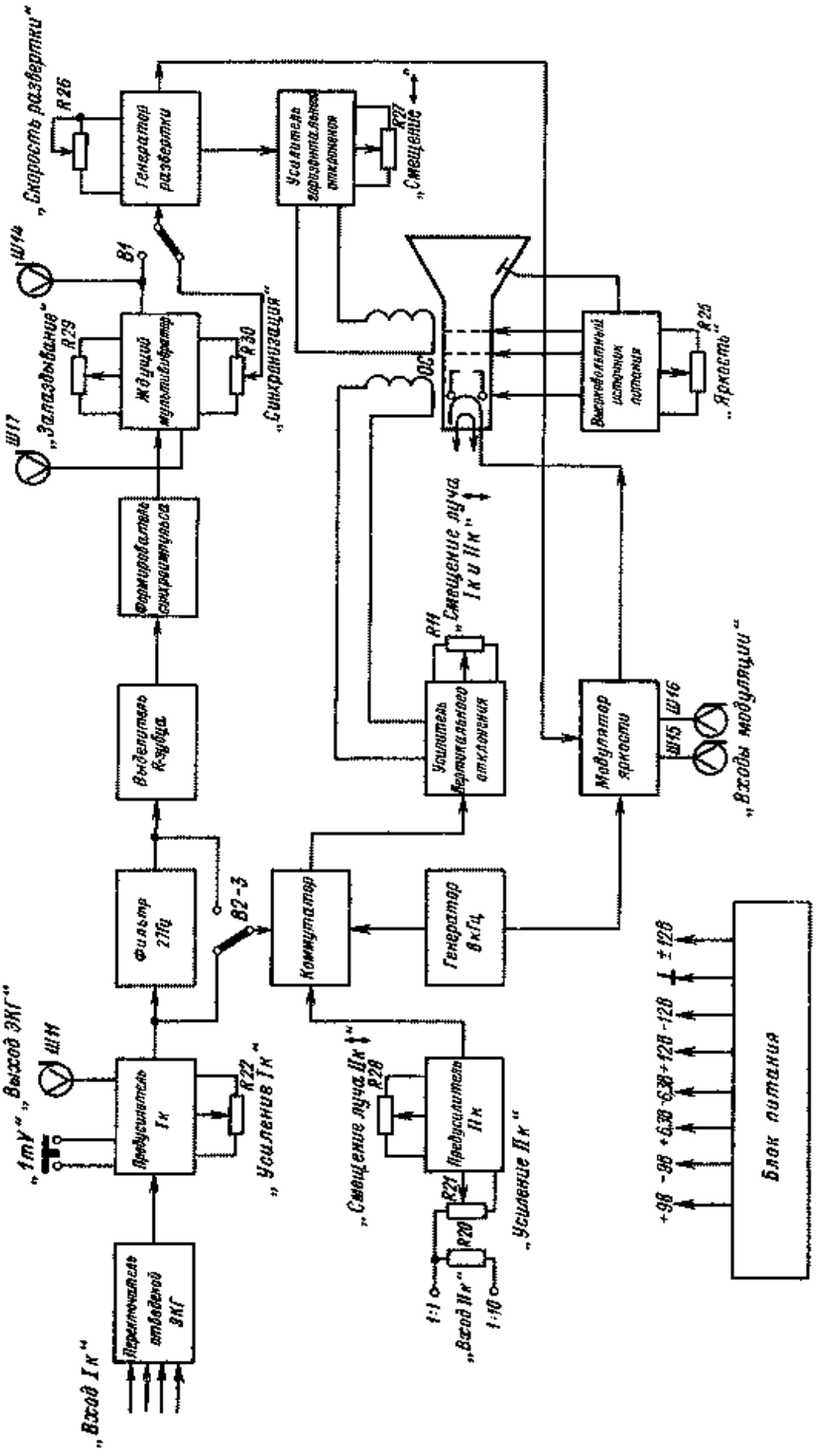


Рис. 3.2. Функциональная схема электрокардиоскопа

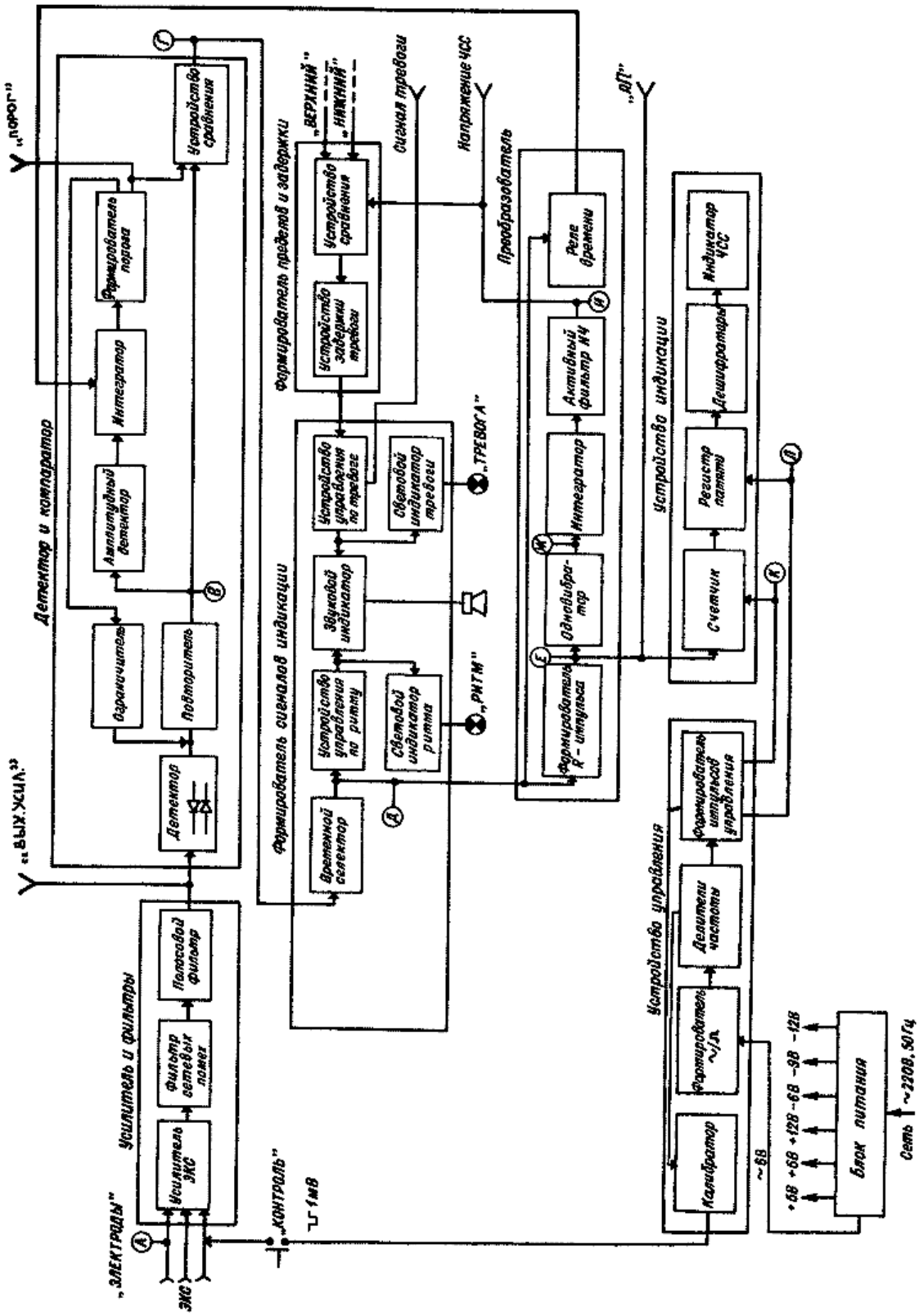


Рис. 3.3. Электрическая функциональная схема ритмокардиометра РКМ-01

Работа прибора основана на выделении R-зубца из ЭКС и подсчете R-зубцов за известный точный отрезок времени, называемый временем измерения. В качестве входного сигнала используется биопотенциалы сердца, отводимые от поверхности тела при помощи трех электродов. Через кабель отведений ЭК сигнал поступает на усилитель ЭКС с симметричным входом. Для надежного выделения R-зубца использованы принципы частотной, временной и амплитудной селекции, а также двухполупериодное детектирование сигнала.

Усиленный сигнал проходит через фильтр сетевых помех и далее подвергается частотной селекции при помощи активного полосового фильтра. Выделенный сигнал усиливается, детектируется и через повторитель поступает на устройство, где сравнивается с пороговым напряжением. Пороговое напряжение, пропорциональное амплитуде сигнала, формируется при помощи амплитудного детектора, интегратора и схемы формирования порога.

Напряжение, составляющее 130–140% от средней амплитуды R-зубцов, поступает на вход ограничителя, предотвращающего перегрузку при значительном кратковременном увеличении амплитуды сигнала.

Пороговое напряжение, составляющее 69–80% от средней амплитуды R-зубцов, поступает на устройство сравнения. При превышении сигналом уровня порогового напряжения оно вырабатывает короткие импульсы, поступающие на временной селектор. Схема временной селекции срабатывает от первого запуска импульса и затем становится нечувствительной к запуску на время, составляющее приблизительно 0,4 интервала RR ЭКС, т.е. на время длительности промежутка QT (рис. 3.3). Импульсы с выхода временной селекции управляют устройствами световой и звуковой индикации ритма, что дает дополнительную информацию о характере сердечного ритма, а также поступают на схему формирования нормированных импульсов, соответствующих R-зубцам ЭКС.

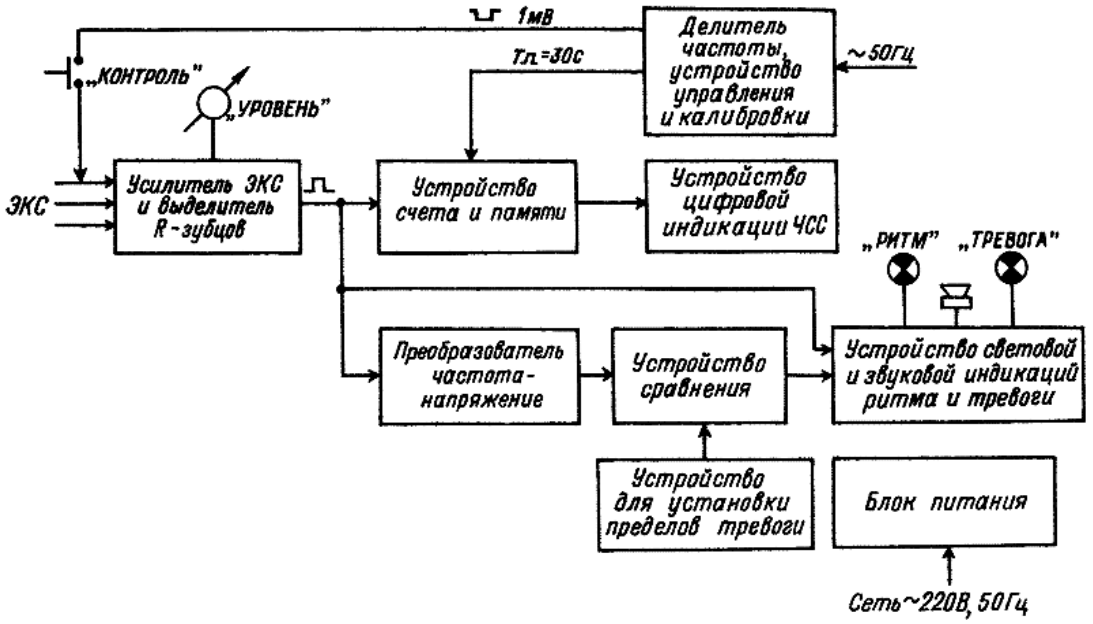


Рис. 3.4. Электрическая структурная схема ритмокардиометра РКМ-01

С выхода формирователя R-импульсы поступают одновременно на запуск схемы преобразователя частоты в напряжение, на счетчик устройства индикации, а также на выходной разъем прибора. В устройстве индикации производится подсчет числа R-импульсов за текущие 30 с при одновременном умножении на 2, запоминание результата счета на время измерения, дешифрация кода и цифровая индикация ЧСС на трехразрядном табло. Устройство индикации управляется строб-импульсами для загрузки регистра памяти и установки в нулевое состояние схемы счетчика. Эти импульсы определяют время измерения и образуются в устройстве управления следующим образом. Время измерения получается путем последовательного деления частоты питающей сети и формирования управляющих импульсов с периодом повторения 30 с. Сигнал с частотой питающей прибор сети поступает на схему формирователя, где из него формируется прямоугольные импульсы положительной полярности длительностью 10 мс. Далее производится деление частоты до 1/30 Гц и дешифрация строб-импульсов, сдвинутых до 10 мс, для управления устройством индикации.

Система тревожной сигнализации (световая и звуковая) работает по принципу сравнения напряжения, пропорционального сигналу ЧСС, с пороговыми напряжениями (нижним и верхним). Преобразователь частоты R-импульсов в напряжение необходим для работы схемы тревожной сигнализации, а также для передачи данных о ЧСС во внешнее (контрольное) устройство «Кардиокомплекса-3» при использовании ритмокардиометра в его составе. Преобразование частоты производится интегрированием импульсов, имеющих нормированную длительность и амплитуду. Такие импульсы формируются одновибратором и интегрируются RC-цепью интегратора. После прохождения через активный фильтр нижних частот напряжение, пропорциональное ЧСС, поступает на устройство сравнения формирователя пределов и задержки, а также на выходной разъем прибора. При выходе ЧСС за пределы, установленные с помощью переключателей «НИЖНИЙ–ВЕРХНИЙ» на передней панели прибора, устройство сравнения вырабатывает сигнал тревоги. Данный сигнал поступает на устройство задержки тревоги, где в течение времени задержки проверяется истинность тревоги. Таким образом, исключаются ложные срабатывания при кратковременных нарушениях контакта между электродами и пациентом. В случае если сигнал тревоги продолжает поступать на устройство задержки в течение приблизительно 20 с, то устройство управления по тревоге включает световой и звуковой индикаторы тревоги.

При необходимости работы устройства без задержки тревоги устройство задержки может быть исключено из работы тумблером «ЗАДЕРЖКА», расположенном на задней панели прибора.

Для уменьшения времени спада порогового напряжения при резком уменьшении амплитуды ЭКС служит схема времени, управляемая импульсами с входа временного селектора. Если эти импульсы отсутствуют более 4 с, реле времени формирует напряжение, которое

поступает на интегратор устройства формирования порога и приводит к быстрому падению напряжения. Это напряжение поступает на интегратор устройства формирования порога и приводит к быстрому падению порога до значения, близкого к амплитуде R-зубцов.

После этого происходит выделение очередного R-зубца и напряжение на выходе реле времени исчезает.

Для проверки работоспособности ритмокардиометра служит калибратор, вырабатывающий прямоугольные импульсы с амплитудой около 1 мВ и частотой 100 импульсов в минуту, которые подаются на вход усилителя ЭКС при нажатой кнопке «КОНТРОЛЬ».

Временные диаграммы и характеристики отдельных функциональных узлов прибора приведены на рисунках 3.5, 3.6, 3.7.

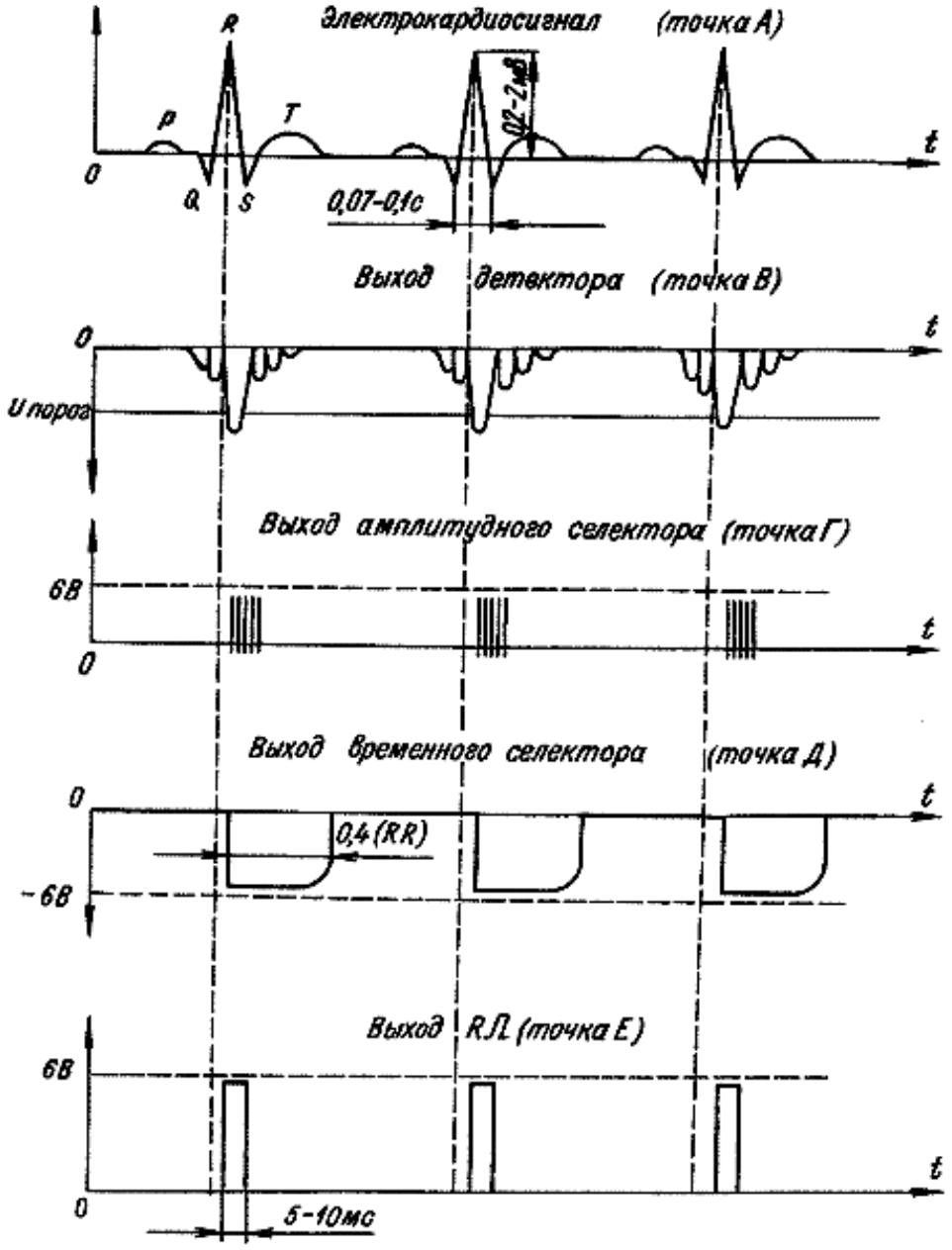


Рис. 3.5. Временные диаграммы тракта усиления и выделения R-зубца

Рис. 3.6. Временные диаграммы преобразователя «Частота–напряжение»

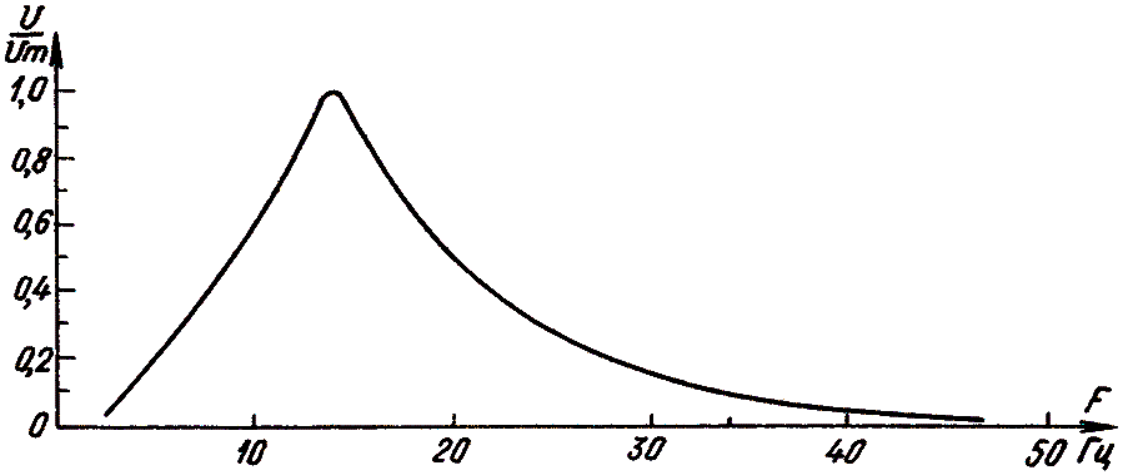


Рис. 3.7. Амплитудно-частотная характеристика усилительного тракта ритмокардиометра.

3.3. Лабораторная работа

ИССЛЕДОВАНИЕ СИСТЕМЫ «КАРДИОКОМПЛЕКС-3»

Цель работы

Познакомиться с устройством, работой и характеристиками приборов, входящих в систему для мониторирования сердечной деятельности «Кардиокомплекс-3».

Порядок выполнения работы

В лабораторной работе в качестве источника сигнала используется генератор НЧ сигналов специальной формы, например Г6-15. Параметры исследуемого сигнала задаются в пределах:

амплитуда U = 1 мВ,

частота F = 1–2 Гц (60–120 СС в минуту),

форма сигналов – пилообразная или прямоугольная.

1. Проверьте заземление приборов.

2. Включите ЭКС2-01 в сеть (проведите прогрев прибора до 30 мин.).

2.1. Ручки смещений развертки по горизонтали и вертикали установите в среднее положение, а все остальные ручки – в крайнее левое положение.

2.2. В ЭКС с помощью переключателя скорости развертки установите скорости развертки 12,5 или 25 мм/с (исходя из удобства наблюдения), нажмите кнопку успокоения луча канала «1» и включите отведение «I». После появления кривой на экране ручкой регулировки чувствительности первого канала установите размах сигнала, удобный для наблюдения.

2.3. Для уменьшения сетевой наводки на экране ЭЛТ можно ограничить полосу пропускания первого канала усилителя, нажав кнопку «F».

2.4. Если на экране укладывается несколько «кардиоциклов», можно добиться неподвижного изображения на экране ручкой установки уровня синхронизации «СИНХР.».

2.5. Если скорость развертки выбрана 25 мм/с и изображение неподвижно, то, сместив ручкой линию развертки по горизонтали так, чтобы вершина первого R-зубца совпадала с точкой в левой верхней части экрана, можно вести отсчет частоты сердечных сокращений по шкале, нанесенной в верхней части экрана. Вершина второго R-зубца укажет значение частоты сердечного ритма.

2.6. Для определения амплитуды зубцов кардиоцикла необходимо несколько раз нажать кнопку «1 мВ» и с помощью линейки, нанесенной в левой части экрана, определите высоту калибровочного импульса. Затем, не изменяя чувствительности усилителя, с помощью той же линейки определите высоту любого зубца кардиоцикла по формуле:

$$U = (1 \text{ мВ} \times h)/H,$$

где U – амплитуда измеряемого зубца, мВ;

h – высота измеряемого зубца, мм;

H – высота калибровочного импульса, мм.

2.7. Оцените погрешность измерения амплитуды и ЧСС, взяв за точные значения параметры сигнала генератора (амплитуда – 1 мВ; частота – 1 Гц, что соответствует 60 СС/мин.)

3. Включите ритмокардиометр РКМ-01.

3.1. Подайте на вход ритмокардиометра сигналы с генератора Г6-15 с указанными в п. 2.7 параметрами.

3.2. Убедитесь в наличии светового и звукового сигналов ритмокардиометра, соответствующих частоте входного сигнала. Примерно через 1 минуту после появления ритмических звукового и светового сигналов можно производить отсчет частоты импульсов по цифровому табло.

Сравните результат измерений частоты со значением частоты, установленной на генераторе.

При неустойчивой работе ритмокардиометра экспериментально подберите усиление, нажав соответственно кнопку «УСИЛЕНИЕ–МАКС» или «УСИЛЕНИЕ–МИНИМ». Показания прибора «УРОВЕНЬ» при нормальной работе должны находиться в пределах синего сектора шкалы.

3.3. Установите пределы тревожной сигнализации, например, нижний предел – 40 СС/мин., верхний предел – 100 СС/мин. Установите частоту входного сигнала примерно равной 2 Гц и наблюдайте включение сигналов тревоги. Кнопка «СБРОС» предназначена для выключения сигналов тревоги после того, как будут устранены причины возникновения тревожной сигнализации.

3.4. Звуковой индикатор ритма СС может быть по желанию включен или выключен кнопкой «ЗВУК». Звуковая сигнализация тревоги при этом не выключается. Полное отключение звуковой сигнализации и индикации при необходимости может быть осуществлено тумблером «ЗВУК», расположенным на задней стенке прибора.

4. Включите дополнительно устройство контрольное. Установите тумблер второго канала в положение «ВКЛ». Повторите п. 3.2, 3.3 при совместной работе ритмокардиометра и контрольного устройства. Сравните результаты измерения частоты сердечных сокращений аналоговым и цифровым методами.

4.1. При проверке работы тревожной сигнализации для прекращения сигнализации тревоги следует нажать и отпустить кнопку «СБРОС» ритмокардиометра РКМ-01, а затем кнопку «СБРОС ТРЕВОГИ» устройства контрольного.

4.2. Убедитесь в возможности работы тревожной сигнализации в режиме «ЗАДЕРЖКА». Для этого включите тумблер на задней панели ритмокардиометра в положение «ЗАДЕРЖКА». При этом сигналы тревоги возникают через 15–25 секунд после ухода ЧСС за установленный предел. В нижнем положении тумблера сигналы тревоги возникают непосредственно после перехода ЧСС через установленный предел.

5. По завершении работы не забудьте выключить приборы!

Отчет должен содержать следующее: цель работы, структурные схемы электрокардиоскопа и ритмокардиометра, результаты исследований, включающие в себя оценки погрешностей, выводы.

Контрольные вопросы

1. Приведите классификацию и основные сведения о кардиомониторах.
2. Что понимается под кардиокомплексами?
3. Поясните назначение исследуемой системы «Кардиокомплекс-3».
4. Поясните структурные схемы и работу основных блоков системы.
5. Оцените максимальные погрешности, с которыми производится цифровое измерение частоты сердечного ритма, равной 60 СС/мин. и 90 СС/мин., учитывая время измерений, равное 30 секундам.
6. Поясните, что дает включение ФНЧ в ЭКС2-01 с верхней граничной частотой $F_в = 27$ Гц.
7. Поясните работу блока преобразователя частота–напряжение.
8. Поясните работу электрокардиоскопа ЭКС2-01 в ждущем режиме.
9. Поясните, как физически устанавливаются пороги нижнего и верхнего пределов ЧСС.
10. Поясните назначение временной задержки включения тревожной сигнализации.

3.4. Литература

1. *Барановский, А. Л.* Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ / А. Л. Барановский, А. Н. Калиниченко, Л. А. Манило, А. П. Немирко. М.: Радио и связь, 1993. 247 с.

2. *Гусев, В. Г.* Методы и технические средства для медико-биологических исследований: учеб. пособие / В. Г. Гусев. Уфа: УГАТУ, 2001. Ч. 1. 227 с.; Ч. 2. 119 с.

3. *Калакутский, Л. И.* Аппаратура и методы клинического мониторинга: учеб. пособие / Л. И. Калакутский, Э. С. Манелис. Самара, 1999. 140 с.

4. НИЗКОЧАСТОТНАЯ ЭЛЕКТРОТЕРАПИЯ. АППАРАТУРА ДЛЯ АМПЛИПУЛЬСТЕРАПИИ

4.1. ТЕРАПИЯ АМЛИТУДНО-МОДУЛИРОВАННЫМИ ТОКАМИ

Свойства мышечной и нервной тканей организма проводить электрический ток и возбуждаться под воздействием импульсных и переменных токов нашло широкое применение в низкочастотной электротерапии. В электротерапии применяются токи прямоугольной, треугольной, экспоненциальной, случайной формы, токи, полученные однополупериодным и двухполупериодным выпрямлением гармонических колебаний с частотой питающей сети 50 Гц (60 Гц). К этому ряду относятся амплитудно-модулированные колебания, действующим фактором которых является их огибающая, то есть низкочастотное модулирующее колебание. Последнее выделяется, а по существу детектируется тканями организма за счет их нелинейных и параметрических электрических свойств, что вызывает раздражение, стимуляцию и сокращение мышечных тканей.

Амплипульстерапия – лечебное воздействие на организм амплитудно-модулированными токами, представляющими собой синусоидальные токи с несущей частотой f_0 = 5000 Гц, модулированные по гармоническому закону частотой F от 30 до 150 Гц [2]. Иногда такой вид терапии называют СМТ-терапией (терапия синусоидальными модулированными токами).

Эти токи, не вызывая раздражения и неприятных ощущений под электродами, обладают отчетливым быстро наступающим болеутоляющим действием. Они улучшают функциональное состояние нервно-мышечной системы и периферического кровообращения, способны вызывать сокращение мышц.

Амплитудно-модулированные токи могут применяться для лечения лиц, страдающих заболеваниями периферической нервной системы, сопровождающимися болями, вегетативными или двигательными нарушениями, в частности при радикулитах, нейромиазитах, невритах, плекситах, невралгиях, при атрофиях мышц с целью их электростимуляции. Эти токи могут применяться и для лечения лиц с нарушением периферического кровообращения (при ангиоспазмах, атеросклеротической облитерации сосудов конечностей с целью развития коллатерального кровообращения); при различных травматических повреждениях мышечно-связочного аппарата (ушибах); при плечелопаточных и других периартритах, артрозе; при подострых и хронических гинекологических заболеваниях. Синусоидальные модулированные токи стимулируют отхождение камней мочеточников.

Отсутствие раздражающего действия под электродами позволяет широко применять эти токи и в детской практике.

При выпрямлении амплитудно-модулированных колебаний дополнительно может производиться электрофорез – введение лекарственных веществ с помощью постоянной составляющей тока.

Противопоказано применение синусоидальных модулированных токов при злокачественных новообразованиях или подозрении на них, при активном туберкулезе легких, тромбофлебите в области воздействия, нарушении функции свертывающей и антисвертывающей систем крови, свежих кровоизлияниях в полости и ткани, разрывах мышц и связок, а также при переломах костей с нефиксированными отломками.

Рассмотрим основные свойства амплитудно-модулированных колебаний.

В радиоэлектронике, в том числе в медицинской электронике, широко используются амплитудно-модулированные (АМ) колебания (сигналы).

В общем виде АМ-колебание можно записать в виде

$$S(t) = U(t)\cos \omega_0 t , \qquad (6)$$

где $U(t)$ – амплитуда колебания,

$\omega_0 = 2\pi f_0$,

f_0 – несущая частота.

В случае тональной модуляции, т.е. модуляции одной гармонической функцией, АМ-колебание можно представить как

$$S(t) = U_0(1+M \cos \Omega t) \cos \omega_0 t , \qquad (7)$$

где U_0 – амплитуда немодулированного высокочастотного несущего колебания, $\Omega = 2\pi F$;

F – частота модулирующего колебания,

M – коэффициент модуляции.

$$M = \Delta U/U_0 , \qquad (8)$$

где ΔU – приращение амплитуды высокочастотного колебания при модуляции (амплитуда огибающей).

Коэффициент модуляции измеряют в относительных единицах либо в процентах. Коэффициент модуляции лежит, как правило, в пределах от 0 до 100%. Нулю соответствует немодулированное колебание (несущее колебание). В отдельных случаях используется коэффициент модуляции более 100%. При этом наблюдаются характерные искажения АМ-колебания.

На рис. 4.1 представлен типичный график АМ-колебания, соответствующего выражению (7). По графику можно определить коэффициент модуляции в процентах:

$$M = \frac{A - B}{A + B} \cdot 100 . \qquad (9)$$

Формулы (8) и (9) справедливы только для симметричной модуляции. При несимметричной модуляции коэффициент модуляции измеряется отдельно «вверх» и «вниз» [1]:

$M_{ВВ} = \Delta U_{ВВ} / U_0$ и $M_{ВН} = \Delta U_{ВН} / U_0$. На рис. 4.1 $\Delta U_{ВВ} = \Delta U_{ВН} = U$ и поэтому $M_{ВВ} = M_{ВН} = M$.

Основные методы измерения коэффициента амплитудной модуляции следующие:

– осциллографический;

– метод выпрямления (детектирования), называемый иногда методом двух вольтметров;

– спектральный метод.

Осциллографический метод в свою очередь делится на метод линейной развертки и метод синусоидальной развертки – метод трапеции.

При измерении методом линейной развертки исследуемый сигнал подают на вход усилителя вертикального отклонения, а частоту развертки выбирают в 2–5 раз ниже частоты модуляции. Осуществляют синхронизацию осциллографа, и наблюдают на экране осциллограмму, представленную на рис. 4.1. Измерив с помощью масштабной сетки максимальное A и минимальное B отклонение луча, рассчитывают коэффициент модуляции M согласно формулы (9).

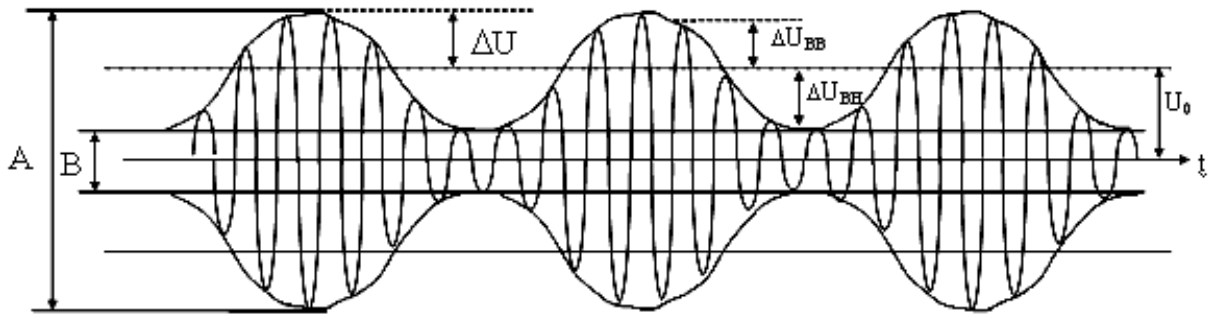


Рис. 4.1. Амплитудно-модулированное колебание

Типовым примером аппаратуры для амплипульстерапии является аппарат «Амплипульс-4» [3, 4]. В более поздних модификациях («Амплипульс-5, 6», и т.д.) сохранены все основные режимы работы, имеющиеся в аппарате «Амплипульс-4».

4.2. ТЕХНИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ АППАРАТА НИЗКОЧАСТОТНОЙ ТЕРАПИИ «АМПЛИПУЛЬС-4».

1. Несущая частота колебаний синусоидальной формы (5000±500) Гц с коэффициентом гармоник не более 15%.

2. Частота колебаний модулирующего напряжения синусоидальной формы устанавливается дискретно: 30; 50; 70; 100; 150 Гц ±10% с коэффициентом гармоник не более 10%.

3. Коэффициент модуляции устанавливается дискретно: 0; 50; 75; 100%, а режим перемодуляции (коэффициент модуляции >100%) с паузами от 20 до 40% от периода. Погрешность коэффициента модуляции не более ±15%.

4. Среднеквадратичное значение тока в цепи пациента плавно регулируется от 0 до 80 мА при активном сопротивлении (250±50) Ом и до 30 мА при активном сопротивлении (1±0,1) кОм при глубине модуляции до 100%.

5. Измерение тока в цепи пациента производится стрелочным измерительным прибором аппарата на поддиапазонах: 20 мА и 80 мА с погрешностью ±10% от конечного значения рабочей части шкалы.

6. Аппарат обеспечивает четыре основных рода работы (см. рис. 4.2):

– непрерывные модулированные колебания с любой из указанных выше частот модуляции (сила возбуждающего эффекта нарастает с уменьшением частоты модуляции и увеличением ее глубины);

– серии модулированных колебаний с любой из указанных выше частот модуляции, чередующиеся с паузой (обладает наиболее выраженным нейростимулирующим эффектом);

– серия модулированных колебаний с любой из указанных выше частот модуляции, чередующиеся с сериями немодулированных колебаний с частотой 5000 Гц (стимулирующее действие выражено меньше, чем в предыдущем режиме, но начинает появляться анальгетический эффект);

– серии модулированных колебаний с любой из указанных выше частот модуляции, чередующиеся с сериями модулированных колебаний с частотой модуляции 150 Гц (оказывает наибольший анальгетический эффект, который возрастает при уменьшении разности между частотой 150 Гц и избранной частотой модуляции).

7. Длительность серий и пауз устанавливается, соответственно, в соотношениях 1:1,5; 2:3 и 4:6 (в секундах) с погрешностью ±15%.

8. Все 4 рода работы дополняются выпрямленным режимом с положительной или отрицательной полярностью.

9. Питание аппарата производится от сети переменного тока напряжением (220±22) В с частотой 50 Гц.

10. Мощность, потребляемая аппаратом, не более 40 Вт.

11. Аппарат обеспечивает нормальную работу через 5 минут после включения и допускает непрерывную работу без футляра в течение 8 часов.

12. Наработка на отказ аппарата составляет не менее 2000 часов.

13. Габаритные размеры аппарата: 389×173×393 мм.

14. Масса аппарата: 7,5 кг.

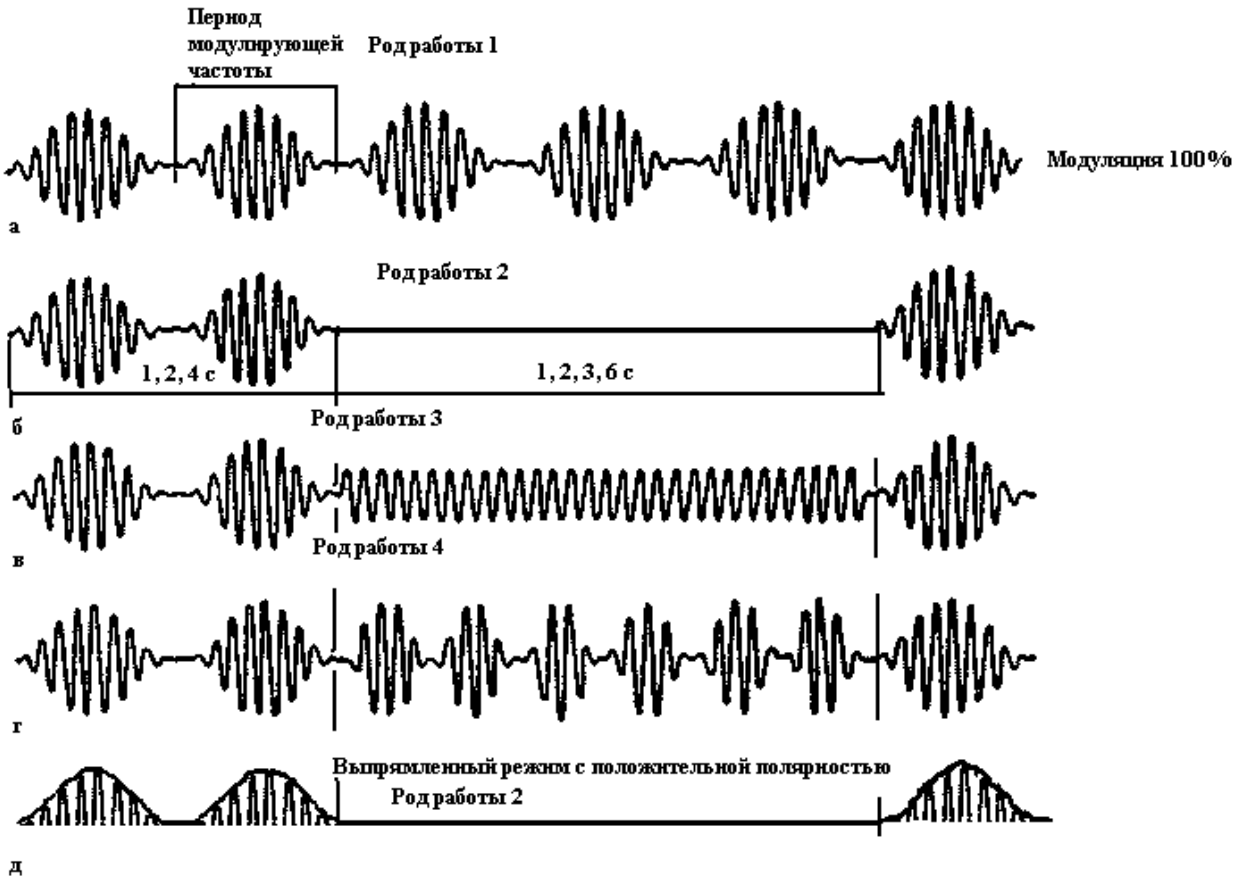


Рис. 4.2. Формы выходного тока аппарата «Амплипульс-4» при различных родах работы

4.3. УСТРОЙСТВО И ПРИНЦИПЫ РАБОТЫ АППАРАТА «АМПЛИПУЛЬС-4»

Аппарат состоит из трех конструктивных блоков: генераторного блока, коммутирующего устройства и блока питания. Коммутирующее устройство смонтировано на передней панели, состоящей из субпанели и декоративного шильдика. На панели расположены все органы управления и элементы присоединения к питающей сети. Коммутатор включает в себя триггер, управляющий электромагнитным реле, которое и производит необходимую коммутацию. Периодический запуск триггера обеспечивается сравнивающим устройством, а выбор необходимых длительностей работы и паузы и вида тока – кнопочными переключателями на панели управления.

Генераторный блок смонтирован на шасси. Большая часть элементов схемы этого блока размещена на печатных платах. На шасси также расположен разъем, с помощью которого осуществляется электрическое соединение с блоком питания. Генератор несущего колебания (генератор высоких частот (ВЧ)) в аппарате «Амплипульс-4» выполнен по LC-схеме на двух транзисторах с автотрансформаторной обратной связью. Для

обеспечения низкочастотной модуляции колебаний с частотой 5 кГц в аппарате имеется генератор низких частот (НЧ), создающий колебания на фиксированных частотах 30, 50, 70, 100 и 150 Гц. Это генератор выполнен по схеме генератора с мостом Вина.

Блок питания смонтирован на отдельном шасси, которое вставляется в аппарат сверху. Блок питания включает в себя два стабилизированных источника напряжением 24 и 10 В, а также нестабилизированный источник напряжением 20 В.

Структурная схема аппарата представлена на рис. 4.3.

В аппарате предусмотрена защита от поражения электрическим током по классу II нормали ОСТ 64-1-203- .

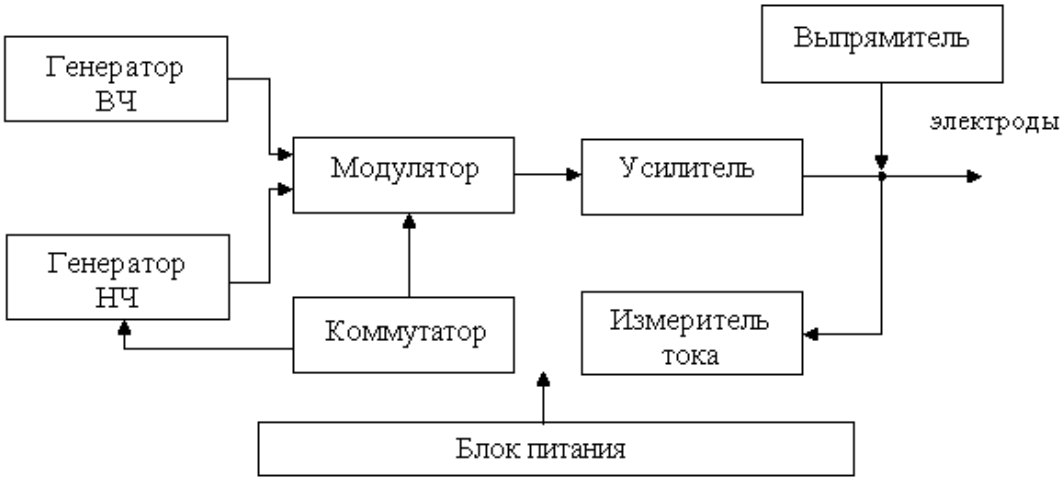


Рис. 4.3. Структурная схема аппарата «Амплипульс-4»

Генератор ВЧ генерирует напряжение синусоидальной формы частотой f_0 = 5000 Гц. Генератор НЧ вырабатывает напряжение синусоидальной формы фиксированных частот F: 30, 50, 70, 100 и 150 Гц. В модуляторе напряжение частотой 5 кГц модулируется напряжением низкой частоты. Модулятор представляет собой нелинейный резонансный усилитель, имеющий два входа. На один из входов подается несущая частота 5 кГц, на второй вход – частота модуляции. Модулированное напряжение поступает на усилитель с двухтактным выходом, а затем на цепь пациента. При помощи электронного коммутатора производится переключение соответствующих цепей для получения необходимого рода работы. Для осуществления выпрямленного режима в выходную цепь включается двухполупериодный выпрямитель в положительной или отрицательной полярности. При этом сглаживание высокочастотных составляющих не производится.

Для измерения тока, протекающего в цепи пациента, применяется миллиамперметр.

Упрощенная электрическая принципиальная схема аппарата [3] имеется в лаборатории кафедры РС НовГУ.

В состав данной схемы входят следующие блоки.

Генератор высокой частоты. В качестве генератора ВЧ использована схема LC-генератора с автотрансформаторной обратной связью и заземленным коллектором. Схема генератора с фазоинверсным усилителем собрана на двух транзисторах VT1 и VT2. Для стабилизации работы транзистора VT1 при изменении температуры окружающей среды применена схема комбинированной температурной стабилизации от одного источника питания с помощью резисторов R8 и R12. С целью уменьшения влияния разброса динамических параметров транзисторов применен резистор R7, который является сопротивлением обратной связи по переменному току, что улучшает форму генерируемого сигнала, повышает стабильность частоты и делает схему малочувствительной к разбросу параметров транзисторов. Резистор R6 нижнего плеча делителя смещения подключен к индуктивности контура L1 и зашунтирован конденсатором C3.

Режим серий и пауз осуществляется путем поочередного замыкания и размыкания части витков катушки индуктивности генератора. Замыкание вызывает срыв генерации. Стабилизация коллекторного напряжения транзистора VT1 реализуется кремниевым стабилитроном VD2. Выходной сигнал генератора подается на модулятор с делителя напряжения, включенного в эмиттерную цепь транзистора VT2. Амплитуда выходного сигнала устанавливается при помощи потенциометра R60. Питание генератора осуществляется напряжением –24В.

Генератор низкой частоты. Собран по схеме RC-генератора и содержит фазирующую цепь, усилитель и цепь обратной связи. В качестве фазирующей цепи выбран Г-образный четырехполюсник, включенный в цепь положительной обратной связи. Изменение частоты осуществляется одновременным переключением резисторов в последовательной и параллельной ветвях фазирующей цепи (резисторы R75–R84). При помощи переключателя S5 фазирующая цепь и цепь обратной связи образуют мост Вина, к одной из диагоналей которого подключен вход, а к другой выход усилителя. Усилитель выполнен на трех транзисторах VT3–VT5. Первый и третий каскады выполнены по схеме с общим эмиттером и работают как усилители напряжения. Второй каскад – согласующий, выполнен по схеме с общим коллектором (эмиттерный повторитель). Связь между каскадами – непосредственная. Обратная связь с последнего каскада на первый, образованная резисторами R1, R2, R58, задает напряжение смещения всему усилителю. Для увеличения входного сопротивления первого каскада в цепь обратной связи включен конденсатор C1. Кремниевый стабилитрон VD1 в цепи эмиттера второго каскада позволяет согласовать первый и третий каскады по постоянному току. С коллектора транзистора VT5 сигнал через разделительный конденсатор C10, соединенный последовательно с R18, и потенциометр калибровки модуляции R59 подается на выходной делитель

напряжения, состоящий из резисторов R71–R74 и служащий для обеспечения заданного диапазона коэффициента модуляции. Значение коэффициента модуляции обусловливается амплитудой напряжения этого сигнала. Из-за температурной нестабильности термистора R10, включенного в цепь обратной связи, может иметь место нестабильность выходного напряжения генератора, поэтому потенциометр R59 калибровки и модуляции обеспечивает изменение амплитуды поступающего на вход модулятора напряжения низкой частоты. Питание генератора осуществляется напряжением +24 В.

Модулятор. Для получения амплитудно-модулированного синусоидального напряжения служит модулятор, собранный по схеме двойной коллекторной модуляции с постоянным возбуждением. Модулятор состоит из двух каскадов. На транзисторе VT6 собран усилитель низкой частоты, на транзисторе VT7 – собственно модулятор. На базу транзистора VT6 через корректирующую цепь R19, C13 и разделительный конденсатор C12 поступает с делителя напряжение низкой частоты. Коллекторной нагрузкой VT6 является резистор R24. Этот резистор также включен последовательно в коллекторную цепь транзистора VT7 модулятора, на базу которого подается высокочастотный сигнал.

Таким образом, питание модулятора осуществляется напряжением, изменяющимся по закону изменения сигнала низкой частоты. Конденсатор C18 является блокировочным для высокой частоты. В колебательном контуре модулятора L2, C17 возникают синусоидально модулированные колебания. Для обеспечения режима перемодуляции, который обусловлен запиранием транзистора VT7, питание цепей эмиттера и базы транзистора VT6 осуществляется напряжением +10 В. Остальные цепи модулятора питаются напряжением –24 В. Для улучшения формы кривой модулированного сигнала в режиме перемодуляции служат диоды VD3 и VD4. Диод VD3 обеспечивает полное запирание транзистора во время отсечки (паузы) при положительном напряжении на коллекторе. Диод VD4 шунтирует в это время контур, предотвращая возникновение в нем паразитных колебаний. За счет цепочки смещения, состоящей из резистора R27 и конденсатора C16, в эмиттере транзистора VT1 в такт с модулирующим сигналом автоматически изменяется напряжение смещения, что приводит к углублению основной модуляции на коллекторе. Сигнал с выхода модулятора — контура L2, C17 – через делитель напряжения R30, R85*а* поступает на вход усилителя. Плавная регулировка выходного сигнала осуществляется потенциометром R85*б*, дискретная – замыканием части делителя (резистора R31) переключателем S4. Одновременно происходит переключение диапазона миллиамперметра (измерительного прибора ИП).

Усилитель. Усилитель собран по двухтактной схеме с трансформаторным выходом. Первый каскад – эмиттерный повторитель, выполненный на составном транзисторе VT8 и VT13 и предназначенный для согласования выходного сопротивления модулятора с входным

сопротивлением усилителя. Эмиттерной нагрузкой каскада служит трансформатор Т1, при помощи которого осуществляется переход к двухтактному оконечному каскаду, работающему на транзисторах VT14, VT15 в импульсном режиме. Для уменьшения искажений при малом сигнале на базы транзисторов подано смещение, обеспечивающее работу транзисторов в режиме отсечки. Цепь пациента подключается к вторичной обмотке трансформатора Т4, выполненного с повышенной изоляцией для надежной защиты пациента от поражения электрическим током. Питание эмиттерного повторителя осуществляется от источника –24 В, питание выходных каскадов – от нестабилизированного источника –20 В.

Измеритель тока. Для измерения тока, протекающего в цепи пациента, применяется миллиамперметр, измеряющий среднеквадратичное значение тока. Схема измерения тока представляет выпрямитель, работающий на стрелочный прибор ИП. Выпрямитель собран по мостовой схеме на диодах VD5–VD8. Миллиамперметр с добавочным сопротивлением включается в диагональ моста. Для получения линейной шкалы ИП напряжение на мостовую схему подается с повышающей обмотки трансформатора Т2, первичная обмотка которого включена последовательно в цепь пациента. Измерение тока может проводиться в диапазонах от 0 до 20 мА и от 20 до 80 мА. Реле Р2 обеспечивает переключение диапазонов ИП только при обесточенной цепи пациента. Контроль работоспособности аппарата осуществляется проверкой тока в цепи вторичной обмотки выходного трансформатора при нагрузке ее сопротивлением R86.

Коммутатор. С целью реализации различных режимов работы применяют коммутатор, состоящий из триггера и сравнивающего устройства. Одной из нагрузок триггера является реле Р1, выполняющее коммутацию серий и пауз в соответствии с выбранным режимом. Симметричный триггер собран на двух транзисторах VT9, VT10. К обоим выходам триггера через диоды VD11, VD12 подключен конденсатор С34, обусловливающий вместе с зарядными резисторами R65–R70 заданную длительность серий и пауз. Через диоды VD16, VD17 обе обкладки конденсатора соединены с выходом сравнивающего устройства. В одну из нагрузок триггера включено реле Р1, выполняющее коммутацию подачи серий и пауз сигнала в соответствии с выбранным режимом работы. Будем считать, что в одном из устойчивых состояний триггера открыт транзистор VT9, тогда диод VD11 тоже открыт, потенциал катода этого диода равняется падению напряжения на открытом транзисторе VT9 и примерно равен нулю. Соответственно считаем равным нулю потенциал, приложенный через диод VD11 к левой обкладке конденсатора С34. Диод VD16 закрыт, так как к его аноду приложено отрицательное опорное напряжение входа схемы сравнения, задаваемое резисторами R52, R53. Транзистор VT10 закрыт, и потенциал его коллектора близок к напряжению источника питания –24 В. Диоды VD15, VD17 закрыты, и конденсатор С34 будет заряжаться от источника с напряжением –24 В через

резисторы R66, R68, R70. Как только напряжение на правой обкладке конденсатора С34 достигнет опорного уровня, диод VD17 открывается, схема сравнения выдает импульс и, воздействуя через диоды VD13, VD14, переводит триггер в другое устойчивое состояние. Потенциал коллектора транзистора VT10 становится равным нулю. Диод VD17 закрывается, одновременно запираются транзистор VT9 и диод VD11, а так как конденсатор С34 был заряжен до опорного напряжения, то напряжение на его левой обкладке становится равным опорному, но со знаком «плюс», и конденсатор перезаряжается через резисторы R65, R67, R69 от того же источника с напряжением –24 В. В процессе перезарядки напряжение на С34 изменяется и достигает опорного уровня, открывается диод VD16, схема сравнения снова выдает импульс запуска, и триггер возвращается в первоначальное состояние. Таким образом, будет формироваться длительность серии и пауз. Схема сравнения собрана на транзисторах VT11, VT12. При достижении напряжения на обкладке конденсатора С34, равного значению опорного напряжения, транзистор VT11 открывается и открывает транзистор VT12. Трансформатор Т3, включенный в качестве коллекторной нагрузки этого транзистора, вырабатывает импульс, служащий для перевода триггера в другое устойчивое состояние. Питание коммутатора осуществляется от источника напряжения –24 В и +10 В.

При работе с аппаратом «Амплипульс-4» необходимо соблюдать действующие правила по технике безопасности при работе на электроустановках и с электронными медицинскими аппаратами.

Запрещается работа с аппаратом со снятыми стенками. Запрещается соединять корпус аппарата с заземлением при работе с пациентом, так как аппарат выполнен с соблюдением требований по II группе аппаратов по нормали ОСТ 64-1-203- .

4.4. Лабораторная работа

ИССЛЕДОВАНИЕ АППАРАТА НИЗКОЧАСТОТНОЙ ТЕРАПИИ «АМПЛИПУЛЬС-4»

Цель работы

Ознакомление с аппаратом для терапии модулированными синусоидальными токами «Амплипульс-4» и исследование его технических характеристик.

Описание аппарата «Амплипульс-4»

В лабораторную установку входят аппарат «Амплипульс-4» и универсальный осциллограф.

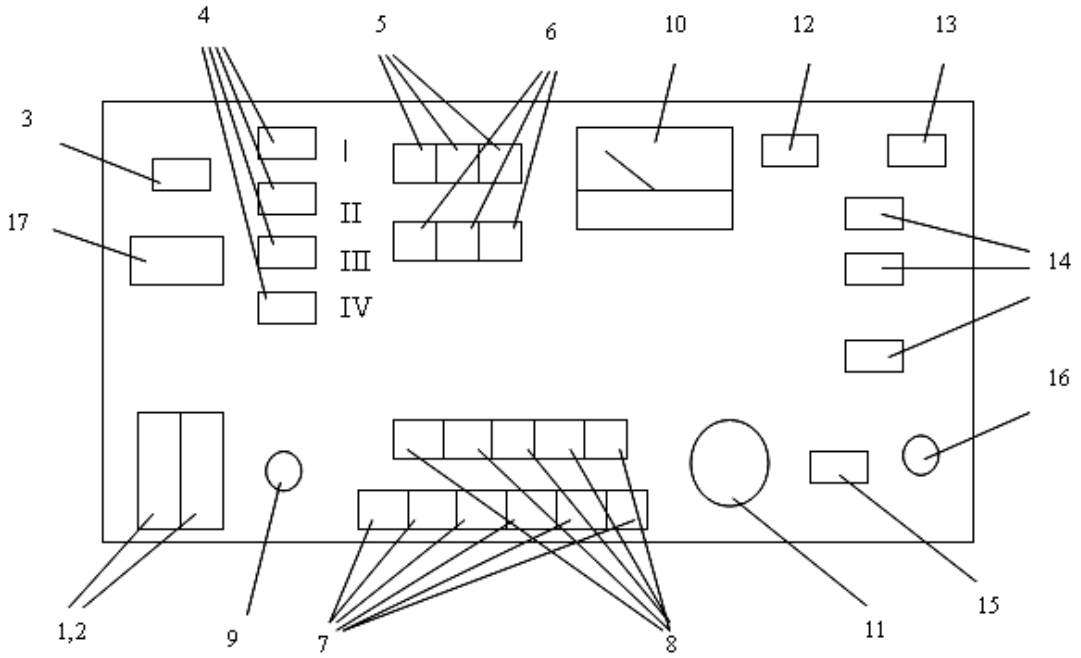


Рис. 4.6. Расположение органов управления аппарата.
Все органы управления аппаратом расположены на передней панели. На передней панели имеются: 1, 2 – вилки для подключения сетевого шнура; 3 – переключатель «Сеть»; 4 – переключатель «Род работы»; 5 – переключатель «Режим»; 6 – переключатель «Длительность S»; 7 – переключатель «Частота Hz»; 8 – переключатель «Модуляция %»; 9 – потенциометр калибровки коэффициента модуляции «Калибровка»; 10 – миллиамперметр; 11 – ручка регулировки «Ток»; 12, 13 – индикаторы включения диапазона измерения тока; 14 – переключатель «Диапазон – Контроль – Электроды»; 15 – лампа индикатора включения электродов; 16 – выходное гнездо; 17 – предохранители

Подготовка аппарата «Амплипульс-4» к работе

Ручку «Ток» выведите в крайнее левое положение. В зависимости от напряжения питающей сети подключите сетевой шнур к вилке (1, 2) на передней панели аппарата, соответствующей напряжению 127 или 220 В. Вилку сетевого шнура включите в розетку питающей сети и нажмите кнопку «Сеть». При этом должна загореться лампа индикатора включения диапазона тока. На переключателе «Род работы» включите кнопку непрерывной работы I, на переключателе «Режим» – невыпрямленный режим, на переключателе «Частота Hz» – частоту 100 Гц, на переключателе «Модуляция %» – 100%, на переключателе «Диапазон – Контроль – Электроды» – контроль-пациент отключен. Плавно вращайте ручку «Ток» вправо до тех пор, пока миллиамперметр не покажет 20 мА, а затем вращайте ее влево до упора и нажмите кнопку «Диапазон». При этом лампа индикатора включения диапазона «20» должна погаснуть, а

диапазона «80» – включиться. Плавно вращайте ручку «Ток» вправо до тех пор, пока миллиамперметр не покажет 80 мА.

Затем произведите калибровку коэффициента модуляции следующим образом: на переключателе «Модуляция %» нажмите кнопку «Калибровка» и потенциометром «Калибровка» (9) совместите стрелку прибора (10) с риской посредине калибровочного сектора, соответствующей точке 80 мА по шкале «Ток». Если стрелка прибора находится в пределах калибровочного сектора, то погрешность глубины модуляции не превышает 20%. Отпустите кнопку «Калибровка».

На переключателе «Род работы» включите кнопку работы в режиме серий и пауз II, на переключателе «Длительность» включите кнопку «1–1,5», а затем по периодическим отклонениям и спадам стрелки миллиамперметра проверьте работоспособность аппарата. После этого выведите ручку «Ток» влево до упора.

Кнопку «Диапазон» установите в исходное положение, при этом индикаторная лампа диапазона «80» должна выключиться, а диапазон «20» – включиться.

Примечание. Переключение диапазонов тока с «20» на «80» мА можно производить только при крайнем левом положении ручки «Ток», то есть при отсутствии тока в цепи. Переключение диапазонов тока с 80 мА на 20 мА можно производить при любом положении ручки «Ток».

Порядок выполнения работы

1. Подготовьте установку к работе. Подключите к выходу аппарата осциллограф через кабель, содержащий эквивалент нагрузки 600 Ом. Установите переключатели и органы управления аппарата в исходное и необходимое для проведения эксперимента положение. Включите установку (осциллограф, аппарат).
2. Установите первый род работы аппарата «Амплипульс-4». Установите также выходной ток в пределах 5–10 мА, частоту модуляции 100 Гц и коэффициент модуляции 50%. Добейтесь на экране осциллографа изображения сигнала, показанного на рис. 1.
3. Установите коэффициент модуляции 0%, измерьте период колебания и найдите несущую частоту колебания. Сравните с теоретическим значением, равным 5кГц. Вычислите погрешность.
4. Установите поочередно коэффициент модуляции 50% и 75%. Пользуясь осциллограммой, определите значения коэффициентов модуляции. Найдите погрешности установки коэффициентов модуляции.
5. Для установленной частоты модуляции по осциллограмме определите период модулирующего колебания и частоту модуляции. Найдите погрешность частоты модуляции.
6. Проделайте аналогичные измерения с другой частотой модуляции.
7. Установите коэффициент модуляции 0% и выходной ток равным 10 мА. С помощью осциллографа измерьте амплитуду сигнала на нагрузке

(600 Ом). По результатам измерений рассчитайте среднеквадратическое значение тока в нагрузке:

$$(I = \frac{I_m}{\sqrt{2}}) \ .$$

Полученное значение сравните с установленным.

8. Включите режим работы с выпрямлением при произвольном коэффициенте модуляции. Зарисуйте осциллограмму.

9. С помощью осциллографа проверьте функционирование аппарата для остальных родов работы.

10. Научитесь переключать диапазоны тока.

11. Выключите установку.

Отчет должен содержать следующее: цель работы, структурную схему «Амплипульс-4», осциллограммы основных родов работы аппарата, основные расчетные формулы и результаты вычислений, выводы.

Контрольные вопросы

1. Поясните назначение аппарата «Амплипульс-4».
2. Какие колебания называются амплитудно-модулированными?
3. Какие частоты называются: несущая, модулирующая?
4. Из каких основных блоков состоит аппарат «Амплипульс-4»?
5. Как осуществляется переключение диапазонов выходного тока с 20 на 80 мА и наоборот?
6. Как измеряется коэффициент модуляции по осциллограмме?
7. Какие параметры элементов определяют несущую и модулирующую частоты?
8. Как изменяется воздействие при включении в выходную цепь выпрямителя? Какая из лечебных процедур может быть в этом случае дополнительно проведена?
9. Поясните работу аппарата по его электрической принципиальной схеме.

4.5. ЛИТЕРАТУРА

1. *Кушнир, Ф. В.* Электрорадиоизмерения / Ф. В. Кушнир. Л.: Энергоатомиздат, 1983.

2. *Боголюбов, В. М.* Общая физиотерапия: учебник / В. М. Боголюбов, Г. Н. Пономаренко. М., СПб.: СЛП, 1997. 480 с.: ил.

3. *Герцик, Г. Я.* Аппаратура для физиотерапии постоянным и низкочастотным электрическим током: метод. указания к выполнению лабораторной работы / Г. Я. Герцик. М.: Изд-во МГТУ им. Н. Э. Баумана, 1999. 16 с.

4. *Ливенсон, А. Р.* Электромедицинская аппаратура / А. Р. Ливенсон. М.: Медицина, 1981. 344 с.

5. АППАРАТУРА ДЛЯ ВНЕШНЕЙ И ВНУТРЕННЕЙ ДЕФИБРИЛЛЯЦИИ СЕРДЦА

5.1. МЕТОДЫ ДЕФИБРИЛЛЯЦИИ

Фибрилляция – спонтанное сокращение сердечных мышц (предсердий или желудочков), обусловленное спонтанным самопроизвольным распространением биопотенциалов сердца. Фибриллярные сокращения сердечной мышцы представляют собой беспорядочные, разновременные, мелкие подергивания отдельных групп ее волокон. С наступлением фибрилляции предсердий или желудочков нагнетательная работа этих отделов сердца прекращается. При фибрилляции предсердий кровообращение продолжается за счет работы желудочков. В случае же наступления фибрилляции желудочков кровообращение полностью останавливается, что приводит организм к быстрой гибели.

Фибрилляция сердца может быть вызвана различными воздействиями – электрическим, механическим и термическим его раздражением, действием ряда лекарственных и наркотических средств, избытком солей калия и кальция в крови и т.п.

По характеру разных воздействий, вызывающих фибрилляцию сердца, их можно подразделить на две основные группы:

а) возбуждающие воздействия, способствующие чрезмерному учащению ритма сердца, – электрическое раздражение, адреналин, аконитин, гормоны щитовидной железы и т.п.;

б) воздействия, угнетающие функции сердца, замедляющие проводимость и снижающие его возбудимость, – гипоксия, гипотермия, отравления препаратами наперстянки, солями калия и др.

Наиболее опасной является фибрилляция желудочков.

Дефибрилляция – прекращение спонтанных сокращений сердечной мышцы, т.е. прекращение фибрилляции каким-либо способом. Основные виды дефибрилляции:

– механическая дефибрилляция;

– дефибрилляция с помощью электрических импульсов различной формы.

Многочисленные опытные данные показали, что второй способ значительно эффективнее первого.

На начальном этапе для дефибрилляции использовали импульсы переменного тока промышленной частоты длительностью до 1 секунды с амплитудой до 6 А.

Вначале 60-х годов 20-го столетия было предложено использовать для этих целей импульсы, получаемые за счет разряда конденсатора, предварительно заряженного до высокого напряжения (1–10 кВ).

Мощный сверхпороговый импульс вызывает возбуждение не только кардиомиоцитов, находящихся в состоянии покоя, но и тех клеток сердечной мышцы, которые находятся в стадии относительной рефрактерности. После такого возбуждения, спустя некоторое время наступает фаза покоя всех клеток, и этого бывает достаточно для восстановления сердечной деятельности при условии нормальной работы синусового узла и проводящей системы сердца.

В простейшем случае разряд конденсатора происходит апериодически по закону:

$$U(t) = U_0 \cdot e^{\frac{-t}{CR}},$$

где U_0 – напряжение на конденсаторе в начале разряда,

C – емкость конденсатора,

R – сопротивление в цепи разряда.

Острый пик такого импульса опасен для клеток миокарда, и поэтому импульс сглаживают за счет включения в цепь разряда катушки индуктивности (кривая 1, рис. 5.1). Наиболее эффективны с точки зрения дефибрилляции биполярные импульсы различной формы (кривые 2, 3, 4, рис. 5.1), которые не только возбуждают миокард, но и способствуют его реполяризации. Амплитуда второй половины таких импульсов примерно в 2 раза меньше амплитуды их первой части. Такого рода импульс может быть получен за счет колебательного разряда конденсатора через катушку индуктивности с эквивалентной добротностью в цепи разряда $Q \approx 1$ (рис. 5.2).

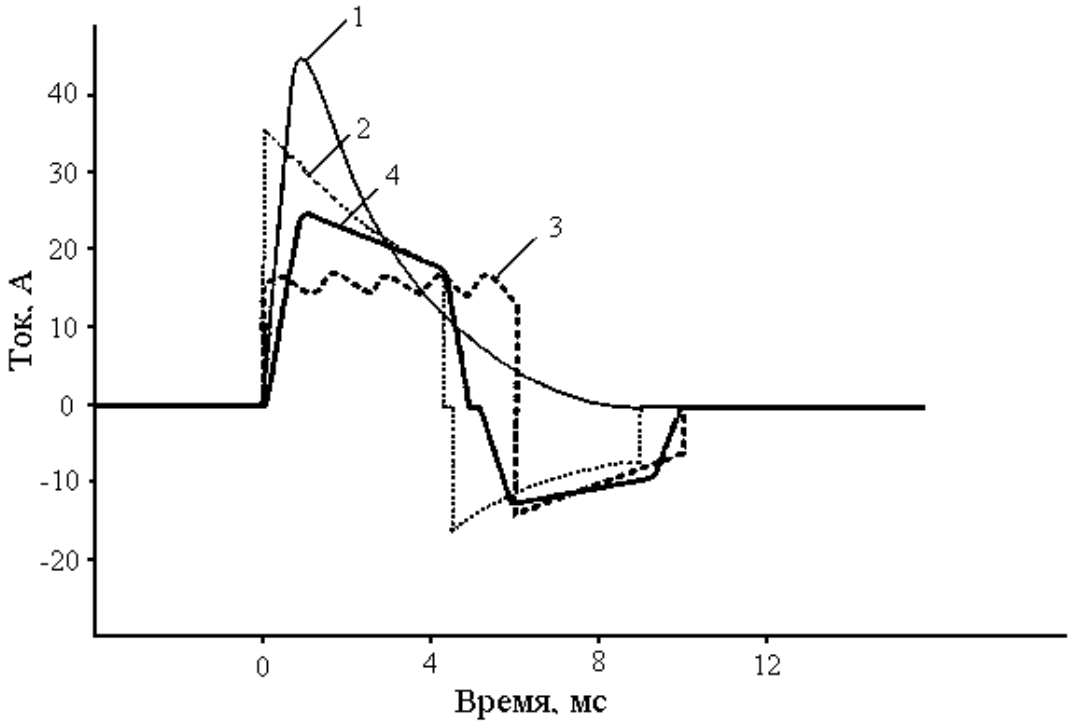


Рис. 5.1. Формы тока импульсов дефибрилляции

Энергия разряда конденсатора может достигать нескольких сотен Дж при токах разряда более 10 А. Обычно используют конденсаторы емкостью 20–50 мкФ, значение индуктивности при этом составляет доли Гн. Сопротивление в цепи разряда – десятки Ом.

Для создания импульсов сложной формы (кривые 2, 3, 4, рис. 5.1) используют средства современной силовой электроники совместно с микропроцессорными схемами управления. Современные дефибрилляторы часто конструктивно совмещают с кардиомониторами.

5.2. УСТРОЙСТВО И ТЕХНИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ДЕФИБРИЛЛЯТОРА

В качестве типового устройства рассмотрим дефибриллятор ДИ-С-04 (в дальнейшем – аппарат), предназначенный для генерирования одиночных импульсов тока при электроимпульсной терапии острых и хронических нарушений сердечного ритма.

Область применения аппарата – стационары (инфарктные и кардиологические отделения, приемные покои, машины скорой помощи), а также операционные для проведения операций на открытом сердце.

Основные технические данные аппарата

Аппарат генерирует одиночный импульс тока, имеющего форму затухающего колебательного разряда (рис. 5.2).

Продолжительность первого полупериода импульса T_1 находится в пределах (5±1) мс, продолжительность второго полупериода T_2 – в пределах (6±2) мс (рис. 5.2).

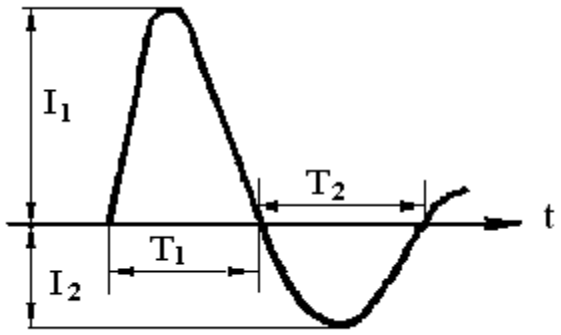


Рис. 5.2. Форма импульса тока при колебательном разряде конденсатора:

I_1, I_2 – амплитуды токов в первом и втором полупериодах импульса соответственно; T_1, T_2 – продолжительности первого и второго полупериодов импульса соответственно

Амплитуда тока I_1 фиксированных доз в первом полупериоде на нагрузке 40 Ом соответствует величинам, указанным в табл. 5.1.

Максимальное отклонение амплитуд токов для положения «1»–«4», «6»–«10» переключателя доз не более ±15% от величин, указанных в табл. 5.1.

Таблица 5.1

Наименование показателя	Положение переключателя доз									
	Внешняя дефибрилляция					Внутренняя дефибрилляция				
	«1»	«2»	«3»	«4»	«5»*	«6»	«7»	«8»	«9»	«10»
Амплитуда тока первого полупериода I_1, А	18	23,5	28	32,5	35–50	6	9	12	15	18

* Указанное положение переключателя доз соответствует максимальной дозе дефибриллирующего воздействия.

Расчетные значения энергий, отдаваемых в нагрузку 50 Ом на каждой фиксированной дозе, и ориентировочные эквивалентные напряжения заряда аппарата приведены в табл. 5.2.

Таблица 5.2

Наименование показателя	Положение переключателя доз									
	Внешняя дефибрилляция					Внутренняя дефибрилляция				
	«1»	«2»	«3»	«4»	«5»	«6»	«7»	«8»	«9»	«10»
Расчетные значения энергии, отдаваемой в нагрузку 50 Ом, Дж	25	75	105	145	210	2	5	9	14	20
Ориентировочные эквивалентные напряжения заряда, кВ	3,2	4,1	4,9	5,7	6,8	0,5	1	1,5	2	3,1

Соотношение амплитуд токов второго и первого полупериодов импульса составляет 0,5±0,1.

Мощность, потребляемая аппаратом, не более:

180 В·А – при питании от сети переменного тока;

180 Вт – при питании от блока питания БП-04.

Время заряда аппарата до энергии, соответствующей максимальной дозе воздействия, не более:

10 с – при питании от сети переменного тока напряжением 220 В;

15 с – при питании от сети переменного тока напряжением 198 В;

15 с – при питании от блока питания БП-04.

Аппарат обеспечивает в течение 8 ч повторно-кратковременный режим работы: 6 импульсов максимальной дозы через интервалы времени, ограниченные зарядом, с последующим перерывом в 15 мин с отключением аппарата от источника питания.

В аппарате обеспечивается:

– индикация замыкания цепи пациента в режиме ВНЕШНЯЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ;

– индикация готовности аппарата к разряду;

– автоматическое изменение величины фиксированной дозы при перестановке переключателя доз из большей в меньшую;

– блокировка разряда на электроды при заряде и сбросе;

– блокировка разряда на электроды внутренней дефибрилляции дозами, предназначенными для внешней дефибрилляции;

– сброс заряда на внутреннюю нагрузку при отключении от источника питания или установке переключателя доз в положение СБРОС.

В аппарате обеспечивается блокировка дефибриллирующего воздействия при подаче на вход СИНХР. постоянного напряжения в диапазоне от 5 до 15,5 В.

Время задержки между началом синхросигнала, параметры которого приведены на рис. 5.3, поступающего на вход СИНХР., и началом дефибриллирующего импульса – не более 20 мс.

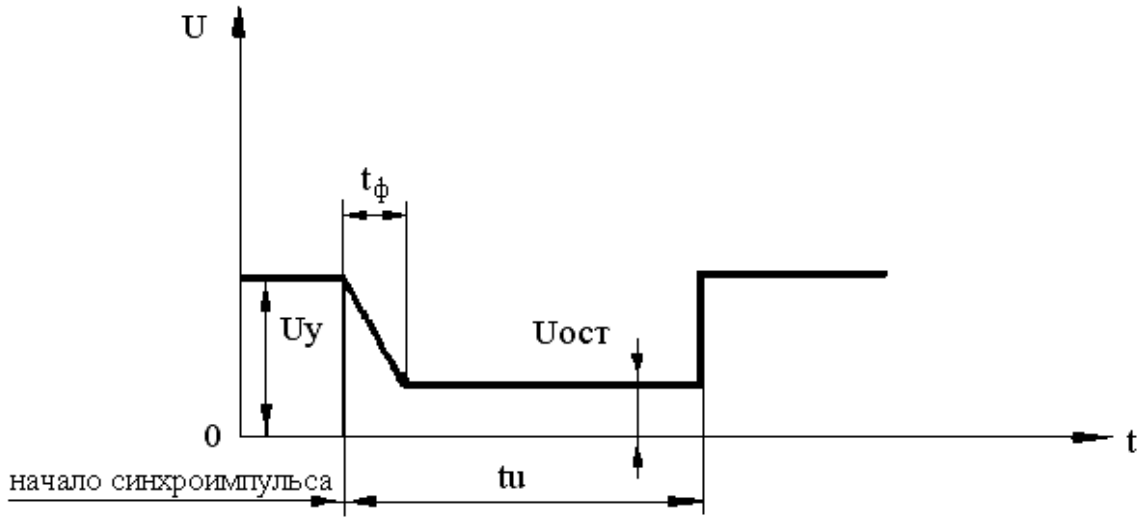


Рис. 5.3. Форма синхросигнала

На рис. 5.3 напряжение уровня синхросигнала Uy = (8–15,5) В; остаточное напряжение уровня $U_{ост} \leq 1$ В; длительность синхроимпульса $t_u \geq 10$ мс; длительность переднего фронта синхроимпульса $t_ф \leq 1$ мс.

Емкость между электродами внешней дефибрилляции и следующими частями, соединенными вместе:

1) доступными проводящими металлическими частями;

2) металлической фольгой, наложенной на непроводящий корпус, – не более 2000 пФ.

По электробезопасности аппарат соответствует ГОСТ 12.2.025- и выполнен по классу защиты II, тип CF, при этом изоляция электрических цепей аппарата выдерживает испытания напряжением:

– сеть – корпус аппарата – 4000 В эфф;

– закороченные между собой электроды – корпус аппарата – 4000 В постоянного тока;

– закороченные между собой электроды – сеть – 4000 В эфф.

Сопротивление изоляции указанных цепей – не менее 100 МОм. Блок питания БП-04 выполнен по классу защиты II тип B.

Ток утечки аппарата не более допустимых значений, указанных в табл. 5.3.

Таблица 5.3

Ток утечки	В нормальном состоянии	При единичном нарушении
На корпус	0,01	0,5
На пациента	0,01	0,05

Установленная безотказная наработка – не менее 2000 импульсов при максимальной дозе воздействия.

Принципы работы аппарата

Основной принцип работы аппарата заключается в относительно медленном заряде накопительного конденсатора до энергии 400 Дж и последующем импульсном разряде его через катушки индуктивности.

Структурная схема аппарата приведена на рисунке 5.4. Схема формирования (7) дефибриллирующего импульса содержит накопительный конденсатор С2 (в дальнейшем – конденсатор С2) и катушки индуктивности L1 и L2. Заряд конденсатора С2 осуществляется от высоковольтного преобразователя напряжения (3), управляемого компаратором (5). Компаратор, генератор опорного напряжения с переключателем доз воздействия (1) и высоковольтный делитель (4) образуют устройство дозированного заряда конденсатора С2 и сброса заряда на цепь сброса (6). Замыкатель (8) коммутирует разряд конденсатора С2 на катушки L1 и L2 при формировании импульса на электроды (9) и (10). Низковольтный преобразователь напряжения (2) питает напряжениями ±25 В цепи контроля

и управления. Основой выходной формирующей цепи дефибриллятора является колебательный контур относительно невысокой добротности с частичным включением нагрузки. Такое включение нагрузки позволяет уменьшить ее влияние на параметры формируемого импульса.

Схема электрическая принципиальная приведена в приложении 1 технического паспорта аппарата. Схемы расположения элементов приведены там же в приложениях 10–16, перечень элементов схемы электрической принципиальной – в приложении 2.

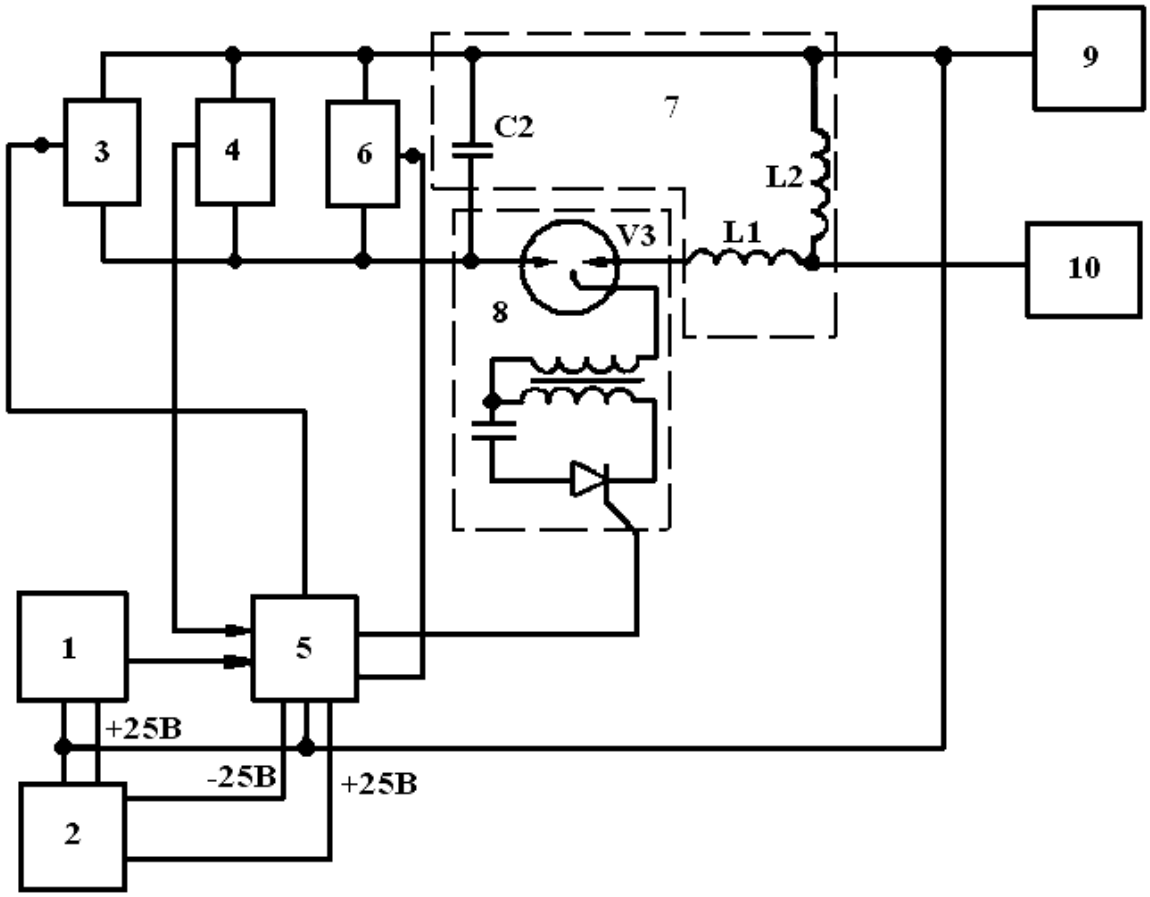


Рис. 5.4. Структурная схема аппарата:
1 – генератор опорного напряжения с переключателем доз воздействия; 2 – низковольтный преобразователь напряжения; 3 – высоковольтный преобразователь напряжения; 4 – высоковольтный делитель; 5 – компаратор; 6 – цепь сброса заряда; 7 – схема формирования; 8 – замыкатель; 9 – трансторакальный электрод; 10 – спинной электрод

Заряд конденсатора С2 осуществляется от высоковольтного преобразователя напряжения N1, состоящего из преобразователя напряжения на транзисторах V2, V3 трансформатора Т1, умножителя напряжения на диодах V4–V11 и конденсаторах С5–С13.

Напряжение питания +25 В через контакты 1–2 реле К5, К6 и К7 (N6), обмотки реле К1, К2 (N1) подается на контакт 4 кнопки ЗАРЯД (S2), расположенной на передней панели аппарата. Запуск высоковольтного преобразователя напряжения осуществляется при срабатывании герконовых реле Kl, К2 (N1).

Одновременно при нажатии кнопки ЗАРЯД (S2) срабатывает реле самоблокировки К4 (N6), транзистор V24 (N6) открывается, реле Kl срабатывает и отключает цепь сброса заряда конденсатора С2 от резисторов R2, R3. Цепочка R32, С7 (N6) форсирует включение реле Kl.

Компаратор напряжения N6 служит для управления величины заряда конденсатора С2 и состоит из двух раздельных компараторов.

Первый собран на операционном усилителе А2 с повторителем напряжения А1 и служит для ограничения уровня напряжения на конденсаторе С2 при заряде. Повторитель напряжения А1 обеспечивает согласование выходного сопротивления высоковольтного делителя напряжения R8–R18 (N5) с входным сопротивлением компаратора А2.

Компаратор А2 обеспечивает сравнение напряжений: эталонного, задаваемого переключателем дозы воздействия S4 и поступающего в точку 2 (N6), и напряжения, поступающего в точку 1 (N6) с делителя R8–R18 (N5). При равенстве входных напряжений на выходе операционного усилителя А2 (N6) появляется положительное напряжение, транзистор V7 (N6) открывается, реле К7 (N6) срабатывает и заряд конденсатора С2 прекращается.

Второй компаратор напряжения собран на операционном усилителе А3 (N6) и предназначен для сброса заряда конденсатора С2 до величины, определяемой переключателем дозы воздействия S4.

При переключении S4 в положение, соответствующее меньшей дозе, на выходе операционного усилителя А3 (N6) появляется положительное напряжение, транзистор V8 (N6) открывается, реле К6 (N6) срабатывает, ток через транзистор V24 (N6) прекращается и реле сброса Kl через свои нормально замкнутые контакты осуществляет сброс заряда накопительного конденсатора на резисторы R2, R3. При уравнивании на входе компаратора А3 (N6) эталонного и сравниваемого напряжений делителя компаратор опрокидывается, транзистор V8 (N6) закрывается, обмотка реле К6 (N6) обесточивается и его контакты 2–1 замыкаются, транзистор V24 (N6) открывается, реле Kl срабатывает и сброс прекращается.

Аппарат имеет два режима работы, коммутируемых переключателем доз воздействия S4.

При переключении S4 в положение, соответствующее дозе «1»–«5», на передней панели аппарата загорается светодиод ВНЕШНЯЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ (V4), при переключении S4 в положение, соответствующее дозе «6»–«10», на передней панели аппарата загорается

светодиод ВНУТРЕННЯЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ (V5). В целях обеспечения безопасности аппарат в режиме внутренней дефибрилляции имеет отдельный выход на гнездах X2, X3, в режиме внешней дефибрилляции к вынесенному на витом кабеле гнезду X1 подключается спинной электрод. Переключение выходов, по которым осуществляется воздействие, обеспечивается с помощью контактов реле К2.

В режиме внешней дефибрилляции готовность аппарата к работе определяется по зажиганию лампочки S1 (N7), расположенной в держателе трансторакального электрода, а в режиме внутренней дефибрилляции – по зажиганию лампочки, расположенной в кнопке ВНУТРЕННЯЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ на передней панели аппарата.

При наборе установленной дозы напряжение питания +25 В через контакты 2–3 реле К7 (N6) подается через точку 6 (N6) на обмотку реле К1 (N8), одновременно с делителя R22, R24 (N6) через точку 7 (N6) подается питание на контакт 2 реле К2 (N8).

В режиме внешней дефибрилляции контакты 2–1 реле К2 нормально замкнуты и напряжение питания через точку 2 (N7) подается на кнопку дефибрилляции S1 (N7), снабженную подсветом и расположенную на трансторакальном электроде.

В режиме внутренней дефибрилляции через контакты 2–3 реле К1 (N8) подается напряжение питания на обмотки реле К2 и реле К2 (N8). Реле К2 (N8), срабатывая, подает питающее напряжение на кнопку ВНУТРЕННЯЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ (S3), снабженную подсветом и расположенную на передней панели аппарата.

В зависимости от выбранного режима при нажатии кнопки, управляющей дефибрилляцией, транзистор V14 (N6) закрывается, ток в базу транзистора V17 (N6) возрастает и он открывается. Реле К1, К3 (N6) срабатывают, и напряжение питания через контакты 2–3 реле К3, контакты 1–5 реле К2 и точку 8 (N6) поступает в схему запуска, состоящую из трансформатора Т1, конденсатора С1, резистора R1 высоковольтного замыкателя N5.

Высоковольтный замыкатель (N5) выполнен на базе газоразрядного прибора Р24 (V3). Генератор поджига разрядника состоит из трансформатора Т2, конденсатора С3 и тиристоров V11–V13.

Преобразователь напряжения, который необходим для заряда конденсатора С3 до напряжения 700 В, собран на транзисторе V5 и трансформаторе Т3.

При подаче импульса запуска высоковольтный замыкатель срабатывает, происходит разряд конденсатора С2 через индуктивности L1 и L2 на нагрузку. Одновременно при нажатии кнопки, управляющей дефибрилляцией, с контакта 5 реле К2 (N6) через диод V20 (N6)

напряжение питания подается на обмотку реле самоблокировки К4 (N6). Реле разблокируется, ток в базу транзистора V24 (N6) прекращается и транзистор закрывается. Цепь питания сбросового реле К1 обесточивается, и его контакты обеспечивают подключение сбросовой цепи R2, R3 к конденсатору С2.

Ключи V3, V9 (N6) и реле К5 (N6) предназначены для предотвращения подачи питающего напряжения в цепи автоматики дефибриллятора при установке переключателя доз воздействия S4 в положение «сброс».

В режиме внешней дефибрилляции аппарат может работать совместно с синхронизирующим устройством, например с аппаратом ЭЛИТАН-01. Цепь синхронизации состоит из реле К1, К2 (N6), разъема СИНХР. (Х4) и светодиода СИНХР. (V3), расположенных на передней панели прибора.

Для контроля цепи пациента (отсутствие обрыва в кабеле, плохой контакт и т.п.) применяется индикатор – омметр, расположенный в держателе трансторакального электрода (N7) и состоящий из микроамперметра Р1, ртутно-цинкового элемента G1, резистора R2, диодов V1–V5.

Если в течение трех минут после набора дозы заряд конденсатора не использован, то после срабатывания реле времени на транзисторах V29 и V30 (N6) происходит автоматический сброс заряда конденсатора С2.

При нажатии кнопки ЗАРЯД (S2) сбрасывает реле самоблокировки К4 (N6), своими контактами отключая затвор транзистора V30 от точки 9 (N6). Время срабатывания реле определяется времязадающей цепью, состоящей из конденсатора С8 и резистора R38 (N6). По мере заряда конденсатора С8 транзистор V30 открывается, происходит нарастание базового тока транзистора V29. Транзистор V29 открывается и подает питающее напряжение на обмотку «Б» реле самоблокировки К4 (N6). Реле разблокируется, транзистор V24 закрывается и происходит сброс заряда конденсатора С2.

Преобразователи напряжения N1, N2 питаются напряжением ±300 В от выпрямителя, состоящего из диодных мостов V1, V2 (N4). Фильтрация питающих напряжений обеспечивается конденсаторами С1–С4 (N4). Сетевое напряжение включается с помощью сетевой вилки N3 и выключателя СЕТЬ (S1), расположенного на передней панели аппарата.

Конструктивно аппарат выполнен в виде сборного каркаса в унифицированном пластмассовом корпусе, снабженного ручкой переноса и герметичной крышкой.

На передней панели аппарата (см. рис. 5.5) расположены:

– кнопка СЕТЬ (1) – выключатель сетевого питания;

– световой индикатор СЕТЬ (2), индицирующий подачу сетевого напряжения в схему аппарата;

– разъем СИНХР. (3), служащий для подключения синхронизирующего устройства;

– световой индикатор СИНХР. (4), индицирующий подачу синхросигнала на вход СИНХР. и переключение аппарата в режим синхронизации;

– световой индикатор ВНЕШНЯЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ (5), сигнализирующий о переключении аппарата в режим внешней дефибрилляции;

– переключатель доз воздействия (6), с помощью которого проводится выбор дозы воздействия;

– кнопка ЗАРЯД (7), управляющая зарядом накопительного конденсатора;

– высоковольтные гнезда ВНУТРЕННЯЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ (8), предназначенные для подключения электродов для внутренней дефибрилляции;

– кнопка ВНУТРЕННЯЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ (9), при нажатии которой в режиме внутренней дефибрилляции дефибриллирующий импульс подается на электроды;

– световой индикатор готовности аппарата к воздействию в режиме внутренней дефибрилляции расположен в кнопке ВНУТРЕННЯЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ (9);

– световой индикатор ВНУТРЕННЯЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ (10), сигнализирующий о переключении аппарата в режим внутренней дефибрилляции.

В левой нише аппарата укладываются трансторакальный электрод (11), спинной электрод (14) для внешней дефибрилляции, соединительный шнур (15) для подключения спинного электрода к аппарату.

На трансторакальном электроде расположены:

– кнопка дефибрилляции (12), при нажатии которой в режиме внешней дефибрилляции дефибриллирующий импульс подается на спинной и трансторакальный электроды;

– световой индикатор готовности аппарата к воздействию в режиме внешней дефибрилляции, расположенный в кнопке дефибрилляции (12);

– индикатор цепи пациента (13), служащий для контроля цепи пациента в режиме внешней дефибрилляции.

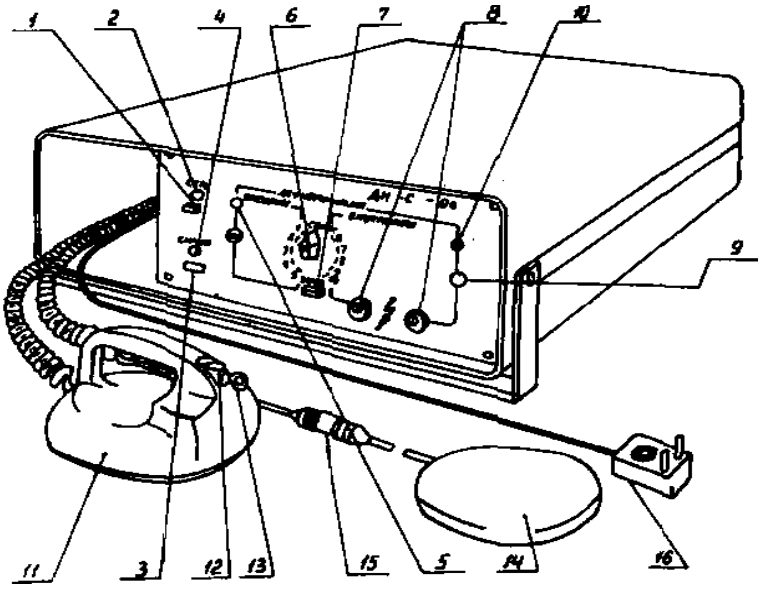


Рис. 5.5. Внешний вид дефибриллятора ДИ-С-04 (комплект 1).
1 – кнопка СЕТЬ; 2 – световой индикатор СЕТЬ; 3 – разъем СИНХР.; 4 – световой индикатор СИНХР.; 5 – световой индикатор ВНЕШНЯЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ; 6 – переключатель доз воздействия; 7 – кнопка ЗАРЯД; 8 – гнезда ВНУТРЕННЯЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ; 9 – кнопка ВНУТРЕННЯЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ; 10 – световой индикатор ВНУТРЕННЯЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ; 11 – электрод (в дальнейшем – трансторакальный электрод); 12 – кнопка дефибрилляции; 13 – индикатор цепи пациента; 14 – спинной электрод; 15 – соединительный шнур; 16 – шнур питания

5.3. Лабораторная работа

ИССЛЕДОВАНИЕ АППАРАТА ДЛЯ ВНЕШНЕЙ И ВНУТРЕННЕЙ ДЕФИБРИЛЛЯЦИИ СЕРДЦА ДИ-С-04

Цель работы

Ознакомление с устройством и принципом работы аппарата для внешней и внутренней дефибрилляции ДИ-С-04, исследование технических характеристик прибора и расчет энергии импульса.

Указания мер безопасности

Внимание! Накопительный конденсатор С2 заряжается до напряжения 3–6 кВ, поэтому при подключении аппарата к источнику питания необходимо убедиться, что переключатель доз воздействия находится в положении СБРОС. Не следует допускать также случайного нажатия кнопки ЗАРЯД, так как при установке переключателя доз

воздействия в любое другое положение и нажатой кнопке ЗАРЯД начинается заряд конденсатора С2 до высокого напряжения. Изолирующая часть электродов должна быть сухой.

Подготовка аппарата к работе

Для работы в режиме внешней дефибрилляции достаньте трансторакальный электрод из отсека для электродов, спинной – из комплекта ЗИП. Подсоедините шнур спинного электрода к соединительному шнуру для подключения спинного электрода, находящемуся в отсеке для электродов. Установите электроды на крышке аппарата или на его корпусе.

Для работы в режиме внутренней дефибрилляции стерильные грушевидный и спинной электроды подключите к разъемам ВНУТРЕННЯЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ на передней панели аппарата.

Проверьте работоспособность аппарата при работе от сети:

– убедитесь, что переключатель доз воздействия стоит в положении СБРОС;

– вставьте сетевую вилку аппарата в розетку, при этом загорается световой индикатор в сетевой вилке;

– нажмите кнопку СЕТЬ, расположенную на передней панели аппарата, при этом загорается световой индикатор СЕТЬ;

– переведите переключатель доз воздействия в положение «1» или любое другое от «1» до «5» (при внутренней дефибрилляции – в положение «6» или другое от «6» до «10»), при этом включается световой индикатор ВНЕШНЯЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ;

– нажмите кнопку ЗАРЯД и удерживайте ее до включения светового индикатора готовности в кнопке дефибрилляции на рукоятке держателя трансторакального электрода (в режиме внутренней дефибрилляции – до загорания светового индикатора готовности в кнопке ВНУТРЕННЯЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ на передней панели аппарата);

– нажмите большим пальцем правой руки кнопку дефибрилляции на рукоятке держателя трансторакального электрода (в режиме внутренней дефибрилляции – кнопку ВНУТРЕННЯЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ на передней панели аппарата), при этом слышен характерный звук удара в корпусе аппарата и выключается световой индикатор готовности в кнопке дефибрилляции (в режиме внутренней дефибрилляции – световой индикатор готовности в кнопке ВНУТРЕННЯЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ);

– установите переключатель доз воздействия в положение СБРОС, при этом в режиме внутренней дефибрилляции гаснет световой индикатор ВНУТРЕННЯЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ, в режиме внешней дефибрилляции – световой индикатор ВНЕШНЯЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ;

– нажмите кнопку СЕТЬ, при этом выключается световой индикатор СЕТЬ;

– выньте сетевую вилку из розетки.

Подготовка к работе аппарата в режиме синхронизации с синхронизирующими устройствами, например кардиосинхронизатором или аппаратом для кратковременной электроанестезии ЭЛИТАН-01, проводится следующим образом:

Подготовьте синхронизирующее устройство к работе в режиме синхронизации согласно технической документации на данные устройства.

При работе с аппаратом ЭЛИТАН-01 соедините кабелем синхронизации его выход СИНХР., расположенный на задней панели, с разъемом СИНХР., расположенным на передней панели аппарата.

Подключите аппарат и аппарат ЭЛИТАН-01 к источнику питания, при этом стрелка индикатора на передней панели аппарата ЭЛИТАН-01 должна находиться в секторе 2 и должны включиться световые индикаторы СЕТЬ и СИНХР. на передней панели аппарата.

Если световой индикатор СИНХР. не включается, то работа аппарата в режиме синхронизации невозможна. Отключите аппарат ЭЛИТАН-01 от источника питания. Отсоедините кабель синхронизации от аппарата.

Дальнейшая работа с аппаратом проводится в несинхронизированном режиме.

В режиме внешней дефибрилляции проверьте исправность кабелей электродов, самих электродов и контакт между ними при плотном прижатии друг к другу. При этом загорается индикатор в цепи пациента на трансторакальном электроде.

Экспериментальная часть

Внимание! Выполнение экспериментальной части работы можно проводить ТОЛЬКО с преподавателем!

Для начала работы необходимо проверить технические характеристики аппарата. Для этого необходимо провести функциональное апробирование, которое представляет собой:

– проверку индикатора цепи пациента в режиме внешней дефибрилляции;

– проверку индикации готовности аппарата;

– автоматическое изменение величины фиксированной дозы при перестановке переключателя доз из большей в меньшую;

– проверку блокировки разряда на электроды при заряде и сбросе;

– проверку блокировки разряда на электроды внутренней дефибрилляции дозами, предназначенными для внешней дефибрилляции;

– проверку сброса заряда на внутреннюю нагрузку при отключении от источника питания или установке переключателя доз в положение СБРОС.

Индикацию замыкания цепи пациента в режиме внешней дефибрилляции проверяют следующим образом:

– включите аппарат в сеть;

– установите переключатель доз в положение ВНЕШНЯЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ;

– прижмите электроды друг к другу, при этом загорается индикатор цепи пациента.

Индикацию готовности к разряду проверяют в следующей последовательности:

– установите переключатель доз воздействия в положение «1» («6»), при этом загорается световой индикатор ВНЕШНЯЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ (световой индикатор ВНУТРЕННЯЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ);

– нажмите и удерживайте кнопку ЗАРЯД; через несколько секунд заряд прекращается, исчезает характерный свист; при этом загорается световой индикатор готовности в кнопке дефибрилляции (световой индикатор готовности в кнопке ВНУТРЕННЯЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ на передней панели);

– переведите переключатель доз воздействия в положение «2» («7») – световые индикаторы готовности гаснут;

– нажмите и удерживайте кнопку ЗАРЯД, происходит дозаряд, через (5–6 с) зажигаются световые индикаторы готовности;

– отпустите кнопку ЗАРЯД;

– произведите аналогичную проверку при последовательной перестановке переключателя доз воздействия в положения «3»–«5» («8»–«10»), при этом световые индикаторы готовности гаснут и после дозаряда загораются вновь.

Автоматическое изменение величины фиксированной дозы при перестановке переключателя доз из большей в меньшую проверяют в следующей последовательности:

– установите переключатель доз в положение «5», при этом загорается световой индикатор ВНЕШНЯЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ на передней панели аппарата;

– нажмите и удерживайте кнопку ЗАРЯД до включения светового индикатора готовности в кнопке дефибрилляции, расположенной на трансторакальном электроде;

– переведите переключатель доз в положение «4», при этом гаснет световой индикатор готовности в кнопке дефибрилляции и вновь загорается через (3–4 с);

– проведите аналогично проверку при перестановке переключателя доз в положение «3»–«1», а также в режиме внутренней дефибрилляции.

Блокировку разряда на электроды при заряде и сбросе проверяют следующим образом:

– установите переключатель доз в положение «5» – при этом загорается световой индикатор ВНЕШНЯЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ;

– нажмите и удерживайте кнопку ЗАРЯД. До загорания светового индикатора готовности в кнопке дефибрилляции. Несколько раз нажмите кнопку дефибрилляции, при этом разряд не происходит, не слышно характерного звука разряда; через (8–10 с) после нажатия кнопки ЗАРЯД включается световой индикатор готовности в кнопке дефибрилляции;

– установите переключатель доз в положение СБРОС;

– нажмите в течение (7–10 с) несколько раз кнопку дефибрилляции; при этом отсутствует характерный звук разряда;

– проведите аналогично проверку в режиме внутренней дефибрилляции в положении «10» переключателя доз.

Блокировку разряда на электроды внутренней дефибрилляции дозами, предназначенными для работы в режиме внешней дефибрилляции, проверяют следующим образом:

– установите переключатель доз воздействия в положение «1», при этом загорается световой индикатор ВНЕШНЯЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ;

– нажмите кнопку ЗАРЯД; при этом зажигается световой индикатор готовности в кнопке дефибрилляции;

– нажмите кнопку ВНУТРЕННЯЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ на панели аппарата; разряд аппарата не происходит, световой индикатор готовности в кнопке дефибрилляции на электроде не гаснет; отсутствует звук разряда;

– переведите переключатель доз воздействия последовательно в положения «2»–«5» с дозарядом в каждой дозе и проверьте на разряд аппарат нажатием кнопки ВНУТРЕННЯЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ; при этом ни в одном из положений переключателя доз воздействия не происходит разряд аппарата.

Сброс заряда на внутреннюю нагрузку проверьте следующим образом:

– установите переключатель доз воздействия в положение «1» («6»), при этом загорается световой индикатор ВНЕШНЯЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ (ВНУТРЕННЯЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ);

– нажмите и удерживайте нажатой кнопку ЗАРЯД до загорания светового индикатора готовности в кнопке дефибрилляции (в кнопке ВНУТРЕННЯЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ на передней панели аппарата в режиме внутренней дефибрилляции);

– переведите переключатель доз воздействия в положение СБРОС, при этом происходит разряд и гаснет световой индикатор готовности в кнопке дефибрилляции (в кнопке ВНУТРЕННЯЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ); слышен характерный звук разряда;

– верните переключатель доз в положение «1» («6»), при этом световой индикатор готовности в кнопке дефибрилляции (световой индикатор в кнопке ВНУТРЕННЯЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ) не загорается, что свидетельствует об отсутствии заряда;

– нажмите и удерживайте кнопку ЗАРЯД до включения светового индикатора готовности в кнопке дефибрилляции (в кнопке ВНУТРЕННЯЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ);

– выключите аппарат из сети, при этом гаснет световой индикатор готовности в кнопке дефибрилляции (в кнопке ВНУТРЕННЯЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ) и отсутствует характерный звук разряда;

– включите аппарат в сеть; при этом не загорается световой индикатор готовности в кнопке дефибрилляции (в кнопке ВНУТРЕННЯЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ), что свидетельствует об отсутствии заряда.

Проверка формы импульса аппарата и измерения амплитуд токов первого и второго полупериодов производится путем наблюдения импульса на экране осциллографа при разрядах дефибриллятора на резисторный делитель во всех положениях переключателя доз внутренней и внешней дефибрилляции.

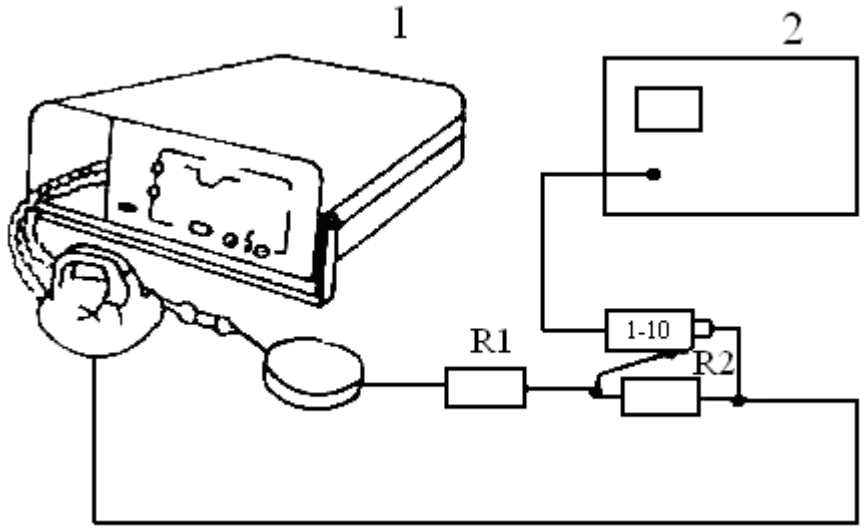


Рис. 5.6. Схема подключения приборов для проверки формы импульса и измерения амплитуд токов в режиме внешней дефибрилляции: 1 – аппарат, 2 – осциллограф, R1 – резистор 39 Ом, R2 – резистор 2 Ом

Для обеспечения безопасной работы необходимо:

– строго соблюдать указанные на рисунке 5.6 соединения;

– дефибриллятор, осциллограф и резисторный делитель должны быть размещены на столе, покрытом изоляционным материалом (оргстекло, стеклотекстолит). Поверхность материала должна быть чистой и сухой;

– при проведении испытаний на столе не должно быть посторонних предметов, а стол должен находиться на расстоянии не менее 1 м от металлических предметов – металлических шкафов, корпусов приборов, металлических труб, радиаторов и т.п.;

– в процессе сборки схемы по рисунку 5.6 аппарат и осциллограф должны быть отсоединены от сети;

– с момента начала заряда конденсатора дефибриллятора до окончания разряда на резисторный делитель НЕ ДОПУСКАТЬ КАСАНИЯ КОРПУСА ОСЦИЛЛОГРАФА И ЕГО ОРГАНОВ УПРАВЛЕНИЯ;

– изменение положения органов управления осциллографа производить не ранее чем через 30 с после установки переключателя доз дефибриллятора в положение СБРОС;

– по окончании работы соблюдать следующую последовательность демонтажа схемы: отсоединить электроды от резисторного делителя, отсоединить сетевую вилку дефибриллятора от сети, выключить осциллограф.

Для наблюдения формы импульса осциллограф Cl-64 или С1-96 должен быть подготовлен для измерения временных интервалов в пределах 20 мс при амплитуде входных сигналов до 10 В.

Зарисуйте осциллограмму импульса и сравните ее с изображенной на рис. 5.2. Она должна следовать монотонно, без разрывов и выбросов в пределах первых двух полупериодов.

При измерении амплитуд токов по экрану осциллографа производится отсчет амплитуд напряжений в первом и втором полупериодах. Вычисление амплитуд токов производится по формуле:

$$I = KU,$$

где I – амплитуда тока, А;

U – амплитуда напряжения, В;

K – коэффициент, значение которого определяется делителем 1:10 осциллографа и резистором R2 применяемого делителя.

Измерение производится при всех фиксированных положениях переключателя доз.

Соотношение амплитуд определяется делением значений тока во втором полупериоде на величину тока в первом полупериоде для каждого положения переключателя доз.

Зафиксируйте значение амплитуд для каждого положения переключателя доз.

Рассчитайте энергию импульса дефибриллятора при следующих условиях:

T1 = T2 = 5 мс;

Im1 = 28A; Im2 = 0,5·Im1;

$R_н$ = 50 Ом.

Расчетные формулы:

мощность полупериода

$$P = \frac{(I_m)^2 R}{2},$$

энергия полупериода

$$W = P\ T,$$

суммарная энергия

$$W = W_1 + W_2 .$$

Сравните полученное значение энергии с энергией, накопленной на конденсаторе к моменту его заряда.

$$W = \frac{U^2\ C}{2},$$

где C = 47 мкФ;

Ориентировочное эквивалентное напряжение заряда принять равным 4,9 кВ.

По известному периоду импульсов и заданному значению емкости найдите значение индуктивности в цепи разряда конденсатора.

Отчет о лабораторной работе должен содержать: цель работы, схему измерения параметров импульса и расчет энергии импульса, описание работы, результаты измерений, расчетные формулы, выводы о полученных результатах.

Контрольные вопросы

1. Понятие о фибрилляции и дефибрилляции сердца.
2. Какие факторы определяют параметры импульсов для дефибрилляции?
3. Какие формы импульсов используют для дефибрилляции?
4. Почему амплитуда импульсов может составлять 3–6 кВ?
5. Назначение дефибриллятора ДИ-С-04.
6. Основные технические характеристики аппарата.
7. Структурная схема аппарата и назначение основных элементов.
8. Техника безопасности при работе с аппаратом.

5.4. Литература

1. Системы комплексной электромагнитотерапии: учеб. пособие для вузов / под ред. А. М. Беркутова, В. И. Жулева, Г. А. Кураева, Е. М. Прошина. М.: Лаборатория Базовых Знаний, 2000. 376 с.

2. Медицинская электронная аппаратура для здравоохранения / пер. с англ. Л. Кромвелл, М. Ардитти, Ф. Вейбелл и др.; под ред. Р. И. Утямышева. М.: Радио и связь, 1981. 344 с.

3. *Гусев, В. Г.* Получение информации о параметрах и характеристиках организма и физические методы воздействия на него: учеб. пособие / В. Г. Гусев. М.: Машиностроение, 2004. 597 с.

6. АППАРАТУРА ДЛЯ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ТЕРАПИИ

6.1. СВОЙСТВА УЛЬТРАЗВУКА

Рассмотрим основные свойства ультразвуковых колебаний. Дополнительные сведения: смотри следующую главу.

Звук представляет собой механические колебания упругой (твердой, жидкой или газообразной) среды, влекущие за собой возникновение в ней последовательно чередующихся участков сжатия и разряжения распространяющихся в среде в виде волны. Каждая частица упругой среды в этом случае совершает колебательные движения, смещаясь то в одну, то в другую сторону от первоначального положения.

В жидких и газообразных средах, где отсутствуют значительные колебания плотности, акустические волны имеют продольный характер, то есть в них совпадают направления колебания частиц и перемещения волны. В твердых телах и плотных биотканях, помимо продольных деформаций, возникают также и упругие деформации сдвига, обусловливающие возбуждение поперечных (сдвиговых) волн, в этом случае частицы совершают колебания перпендикулярно направлению распространения волны. Скорость распространения продольных волн значительно больше скорости распространения сдвиговых волн.

Под длиной волны λ понимают расстояние, на которое распространяется колебание за время, равное одному периоду: $\lambda = cT$, где c – скорость распространения звуковых волн (м/с) в данной среде; T – период колебаний.

Длина волны и частота колебаний связаны следующим соотношением:

$$\lambda = c/f.$$

В соответствии с частотой звуковые волны принято разделять на следующие диапазоны:

инфразвук: до 16 Гц;

слышимый звук: 16 Гц – 20 000 Гц;

ультразвук: 20 кГц – 1000 МГц;

гиперзвук: выше 1 ГГц.

Скорость, с которой частицы среды колеблются около среднего положения, называется колебательной. Колебательная скорость (υ) определяется выражением:

$$\upsilon = \omega A \cos \omega (t - x/c),$$

где $\omega = 2\pi f$ – круговая частота;

A – амплитуда смещения частиц среды;

t – время;

x – расстояние от колеблющейся частицы до источника колебаний;

c – скорость распространения колебаний в среде;

$\omega(t - x/c)$ – фаза колебаний.

Колебательная скорость измеряется в м/с или см/с.

Очевидно, чем выше колебательная скорость, тем больше мощность колебаний (сила звука).

В энергетическом отношении реальные колебательные системы характеризуются изменением энергии вследствие частичной ее затраты на работу против сил трения и излучение в окружающее пространство. В упругой среде колебания постепенно затухают. Для характеристики затухающих колебаний используются коэффициент затухания (s), логарифмический декремент (Θ) и добротность (Q).

Коэффициент затухания отражает быстроту убывания амплитуды колебаний с течением времени. Если обозначить время, в течение которого амплитуда уменьшается в e = 2,718 раза, через τ, то

$$s = 1/\tau.$$

Уменьшение амплитуды за один цикл характеризуется логарифмическим декрементом. Это натуральный логарифм отношения двух амплитуд колебания в соседних периодах. Как следствие, логарифмический декремент равен отношению периода колебаний ко времени затухания τ:

$$\Theta = T/\tau.$$

Добротность характеризует потери энергии за период колебания.

$$W_п/W_д = Q/2\pi \ ,$$

где: $W_п$ – полная энергия колебания;

$W_д$ – потери энергии (энергия диссипации) за период.

Добротность может быть рассчитана по числу полных колебаний, соответствующих уменьшению амплитуды в e^{π} раз. Время, необходимое для такого уменьшения амплитуды колебаний, определяется произведением $\tau\pi$. Отсюда число периодов, укладывающихся в этот промежуток времени, или добротность Q, выражается соотношением:

$$Q = \tau\pi/T.$$

Частота затухающих колебаний связана с собственной частотой системы следующим выражением:

$$\omega = \omega_0 \cdot \sqrt{1 - (\frac{1}{2Q})^2} \ .$$

Из этого выражения следует, что при добротности, превышающей несколько десятков, частота затухающих колебаний приближается к собственной частоте (ω_0) колебаний без потерь.

Добротность определяет также резонансные свойства системы. Полоса пропускания системы равна:

$$\Delta\omega = \frac{\omega_0}{Q} \ .$$

Свойство среды проводить акустическую энергию, в том числе и ультразвуковую, характеризуется акустическим сопротивлением. Акустическое сопротивление среды выражается отношением звуковой плотности к объемной скорости ультразвуковых волн. Удельное акустическое сопротивление среды устанавливается отношением амплитуды звукового давления в среде к амплитуде колебательной скорости ее частиц. Чем больше акустическое сопротивление, тем выше степень сжатия и разряжения среды при данной амплитуде колебания частиц среды. Акустическое сопротивление среды (Z) находят как произведение плотности среды (ρ) на скорость (c) распространения в ней ультразвуковых волн.

$$Z = \rho c .$$

Звуковое, или акустическое, давление в среде представляет собой разность между мгновенным значением давления в данной точке среды при наличии звуковых колебаний и статического давления в той же точке при их отсутствии. Иными словами, звуковое давление есть переменное давление в среде, обусловленное акустическими колебаниями. Максимальное значение переменного акустического давления (амплитуда давления) может быть рассчитано через амплитуду колебания частиц:

$$P = 2\pi f \rho c A ,$$

где P – максимальное акустическое давление (амплитуда давления);

f – частота;

c – скорость распространения ультразвука;

ρ – плотность среды;

A – амплитуда колебания частиц среды.

На расстоянии в половину длины волны ($\lambda/2$) амплитудное значение давления из положительного становится отрицательным, то есть разница давлений в двух точках, отстоящих друг от друга на $\lambda/2$ пути распространения волны, равна 2P.

Давление, оказываемое на частицы среды при распространении волны, является результатом действия упругих и инерционных сил. Последние вызываются ускорениями, величина которых также растет в течение периода от нуля до максимума (амплитудное значение ускорения). Кроме того, в течение периода ускорение меняет свой знак.

Максимальные значения величин ускорения и давления, возникающие в среде при прохождении в ней ультразвуковых волн, для данной частицы не совпадают во времени. В момент, когда перепад ускорения достигает своего максимума, перепад давления становится равным нулю. Амплитудное значение ускорения (a) определяется выражением:

$$a = \omega^2 A = (2\pi f)^2 A ,$$

то есть ускорение пропорционально квадрату частоты и амплитуде смещения.

Если ультразвуковые волны наталкиваются на препятствие, оно испытывает не только переменное давление, но и постоянное. Возникающие при прохождении ультразвуковых волн участки сгущения и разряжения среды создают добавочные изменения давления в среде по отношению к окружающему ее внешнему давлению. Такое добавочное внешнее давление носит название давления излучения (радиационного давления). Оно служит причиной того, что при переходе ультразвуковых волн через границу жидкости с воздухом образуются фонтанчики жидкости и происходит отрыв отдельных капелек от поверхности. Этот механизм нашел применение в образовании аэрозолей лекарственных веществ. Радиационное давление часто используется при измерении мощности ультразвуковых колебаний в специальных измерителях – ультразвуковых весах.

Энергия ультразвуковых колебаний есть сумма кинетической энергии колеблющихся частиц и потенциальной энергии упругой деформации среды. Как и всякая другая энергия, ультразвуковая энергия измеряется в Дж (СИ).

Акустическая мощность представляет собой энергию, переносимую в единицу времени через поверхность, перпендикулярную направлению распространения звуковой волны. Акустическая мощность выражается в ваттах (СИ).

Интенсивность (сила) ультразвука – это поток акустической энергии, отнесенный к единице поверхности, перпендикулярной направлению распространения ультразвука, или, иными словами, акустическая мощность, приходящаяся на единицу поверхности.

$$I = W/St ,$$

где W – энергия потока ультразвука, проходящего через площадь S за время t. Интенсивность ультразвука связана с амплитудой колебания, величиной переменного акустического давления и колебательной скоростью частиц среды.

Зависимость интенсивности ультразвука от амплитуды выражается формулой:

$$I = \frac{1}{2} \rho c \omega^2 A^2 .$$

Интенсивность ультразвука связана с акустическим давлением для плоской ультразвуковой волны следующим образом:

$$I = P^2/\rho c .$$

Интенсивность ультразвука связана с колебательной скоростью частиц среды соотношением:

$$I = \rho c \cdot A^2/2 .$$

Интенсивность ультразвука измеряется в $Вт/м^2$ (СИ).

В физиотерапии для интенсивности ультразвука применяется размеренность $Вт/см^2$.

В медицине принято выделять три диапазона интенсивностей:

0,05–0,6 Вт/см^2 – низкий уровень интенсивности;

0,6–1,2 Вт/см^2 – средний уровень интенсивности;

свыше 1,2 Вт/см^2 – высокий уровень интенсивности.

Решением Международной электротехнической комиссии определено, что максимальная интенсивность с головки излучателя терапевтического аппарата не должна превышать 3 Вт/см^2.

Для определения мощности (N) акустического излучателя любого ультразвукового аппарата достаточно интенсивность ультразвука (Вт/см^2) умножить на площадь поверхности излучающей головки (см^2): $N = I_oS$.

Поглощенная в единице объема энергия называется физической дозой:

$$Д = I\ t\ S/V,$$

где I – интенсивность ультразвуковых колебаний, падающих на озвучиваемую поверхность тела;

t – время озвучивания;

S – площадь облучаемой поверхности тела;

V – объем тканей тела, подвергнутых воздействию.

Эта формула дает лишь среднее значение дозы, в то время как действительное ее значение в конкретной точке озвучиваемой ткани может отличаться от среднего в несколько десятков или сотен раз из-за неравномерного распределения ультраакустической энергии в объекте.

В процессе распространения плоских ультразвуковых волн в среде интенсивность ультразвука (I) уменьшается по мере удаления от источника излучения согласно формуле:

$$I = I_0e^{-\mu x},$$

где I_0 – начальная интенсивность;

x – расстояние от источника;

μ – коэффициент поглощения звука в среде.

Коэффициент поглощения зависит от внутреннего трения, теплопроводности среды и ее структуры.

Под глубиной проникновения ультразвука понимают глубину, при которой интенсивность уменьшается наполовину. Эта величина обратно пропорциональна поглощению: чем сильнее среда поглощает ультразвук, тем меньше расстояние, на котором интенсивность ультразвука ослабляется наполовину.

Глубина проникновения зависит как от среды, так и от частоты колебаний. Например, при частоте, равной 0,8 МГц, средние значения «полупоглощающего» слоя для некоторых тканей приблизительно равны: жировая ткань – 6,8 см; мышечная – 3,6 см; жировая и мышечная ткани вместе – 4,9 см. С увеличением частоты ультразвука величина этого слоя уменьшается. Так, при частоте, равной 2,4 МГц, интенсивность ультразвука, проходящего через жировую и мышечную ткани,

уменьшается в два раза на глубине 1,5 см. Кроме того, возможно аномальное поглощение энергии ультразвуковых колебаний в некоторых диапазонах частот – это зависит от особенностей молекулярного строения данной ткани. Известно, что 2/3 энергии ультразвука затухает на молекулярном уровне и 1/3 на уровне микроскопических тканевых структур.

При распространении ультразвуковых волн возможны явления дифракции, интерференции и отражения.

Дифракция (огибание волнами препятствий) имеет место тогда, когда длина ультразвуковой волны сравнима (или больше) с размерами находящегося на пути препятствия. Если препятствие по сравнению с длиной акустической волны велико, то явления дифракции нет.

При одновременном движении в ткани нескольких ультразвуковых волн в определенной точке среды может происходить суперпозиция этих волн. Такое наложение волн друг на друга носит общее название интерференции. Если в процессе прохождения через биологический объект ультразвуковые волны пересекаются, то в определенной точке биологической среды наблюдается усиление или ослабление колебаний. Результат интерференции будет зависеть от пространственного соотношения фаз ультразвуковых колебаний в данной точке среды. Если ультразвуковые волны достигают определенного участка среды в одинаковых фазах (синфазно), то смещения частиц имеют одинаковые знаки и интерференция в таких условиях способствует увеличению амплитуды ультразвуковых колебаний. Если же ультразвуковые волны приходят к конкретному участку в противофазе, то смещение частиц будет сопровождаться разными знаками, что приводит к уменьшению амплитуды ультразвуковых колебаний.

На границе раздела двух сред возникают отражения ультразвуковых колебаний. Это явление широко используется в диагностике (см. п. 7 «Ультразвуковые методы исследований»).

В случае если акустическая волна отражается от поверхности раздела сред, происходит наложение падающих и отраженных волн, что приводит к появлению стоячих волн. Они характеризуются тем, что в пространстве, в котором распространяется волна, появляются пучности, то есть точки с максимальной амплитудой, и узлы – точки с минимальной амплитудой. При отсутствии отражений в среде образуются бегущие волны.

При наличии в среде неоднородностей происходит рассеяние звука, которое может существенно изменить картину распространения ультразвука и в конечном счете также вызвать затухание волны в первоначальном направлении распространения.

При определенных интенсивностях ультразвука (более 3–4 Вт/см^2) в жидкостях возникают разрывы сплошности среды. Это явление называется кавитацией.

При кавитации наблюдается образование и активизация газовых или паровых полостей (пузырьков) в среде, подвергаемой ультразвуковому воздействию.

Существуют два типа активности пузырьков: стабильная кавитация и коллапсирующая, или нестационарная, кавитация, хотя граница между ними не всегда четко очерчена.

Стабильные полости пульсируют под воздействием давления ультразвукового поля. Радиус пузырька колеблется около равновесного значения, полость существует в течение значительного числа периодов звукового поля.

С активностью такой стабильной кавитации может быть связано возникновение акустических микропотоков и высоких сдвиговых напряжений.

Коллапсирующие, или нестационарные, полости осциллируют неустойчиво около своих равновесных размеров, вырастают в несколько раз и энергично схлопываются. Их активность проявляется в течение нескольких периодов звукового поля. Схлопыванием таких пузырьков могут быть обусловлены высокие температуры и давления, а также преобразование энергии ультразвука в излучение света или химические реакции.

Важным параметром является скорость распространения ультразвуковой энергии в среде. Колебательное движение передается от одной частицы к другой не мгновенно, а с некоторой скоростью. Таким образом, ультразвуковые волны в тканях организма распространяются с конечной скоростью, определяющейся упругими свойствами среды и ее плотностью. Скорость ультразвука в жидких и твердых телах значительно выше, чем в воздухе, где она приблизительно равна 330 м/с. В воде скорость ультразвука при 20 ^{o}C примерно равна 1500 м/с, в сыворотке крови – 1520 м/с, в мягких тканях организма с плотностью среды около 1060 кг/м^3 – 1540 м/с, в костных тканях – 3350 м/с.

Измерение скорости ультразвука не вызывает трудностей в тех случаях, когда можно ограничиться малой степенью точности (например 1%). Трудности возникают, если необходимо обеспечить высокую точность измерений скорости.

Для оценки скорости используют методы абсолютных и относительных измерений.

Методы абсолютных измерений обеспечивают возможность непосредственного измерения скорости звука в исследуемой среде и не требуют знания скорости звука в какой-либо эталонной среде. Такие измерения могут проводиться как в импульсном, так и в непрерывном

режимах излучения; при этом могут использоваться системы с фиксированным или переменным расстоянием.

Принцип действия многих широко применяемых измерительных систем независимо от их модификации основан на измерении времени распространения зондирующего акустического импульса через исследуемую среду.

Для определения скорости звука с высокой точностью в частотном диапазоне от 1 до 100 МГц с успехом применяются ультразвуковые интерферометры, работающие в непрерывном режиме излучения. С их помощью можно получить погрешность измерений менее ±0,1%.

Методы абсолютных измерений непригодны для исследования биологических тканей, что связано либо с трудностями точного определения длины пути прохождения ультразвука в образце, либо с невозможностью изменения этого пути. В связи с этим стали развиваться методы относительных измерений. Этому в значительной мере способствовало опубликование достоверных данных об абсолютных значениях скорости звука в ряде материалов, которые могли использоваться в качестве эталонных сред при проведении сравнительных измерений. Обычно эталонной средой служит дистиллированная вода, иногда применяется также физиологический раствор с известной концентрацией хлорида натрия. В принципе точность относительных измерений определяется той точностью, с которой выполнены измерения в эталонной среде. При использовании в качестве эталона воды эта точность может достигать ±0,03%, однако в случае биологических сред результирующая точность измерений в значительно большей степени ограничивается влиянием других факторов.

Для проведения относительных измерений скорости звука в биологических тканях с использованием эталонной среды широко применяются различные модификации импульсного метода регистрации времени распространения акустического сигнала. На практике этот метод реализуется с помощью различных схем измерения с использованием либо одного, либо двух преобразователей. В качестве примера на рис. 6.1 приводится схема с двумя преобразователями, которая также используется для исследования затухания звука способом введения образца.

При такой схеме для проведения измерений скорости звука можно воспользоваться осциллографом с высокой скоростью развертки, обеспечивающей возможность измерения временного сдвига Δt в местоположении принятого акустического импульса на экране осциллографа после введения исследуемого образца ткани в акустический тракт системы. В большинстве случаев достаточно, чтобы скорость временной развертки составляла 0,1 мкс/см. При известном значении скорости звука c_w в воде или какой-либо другой используемой эталонной среде искомое значение скорости звука в исследуемом образце ткани c_t,

усредненное по пути прохождения акустического пучка в ткани Δx, можно рассчитать по следующей формуле:

$$1/ c_t = 1/ c_w + \Delta t / \Delta x .$$

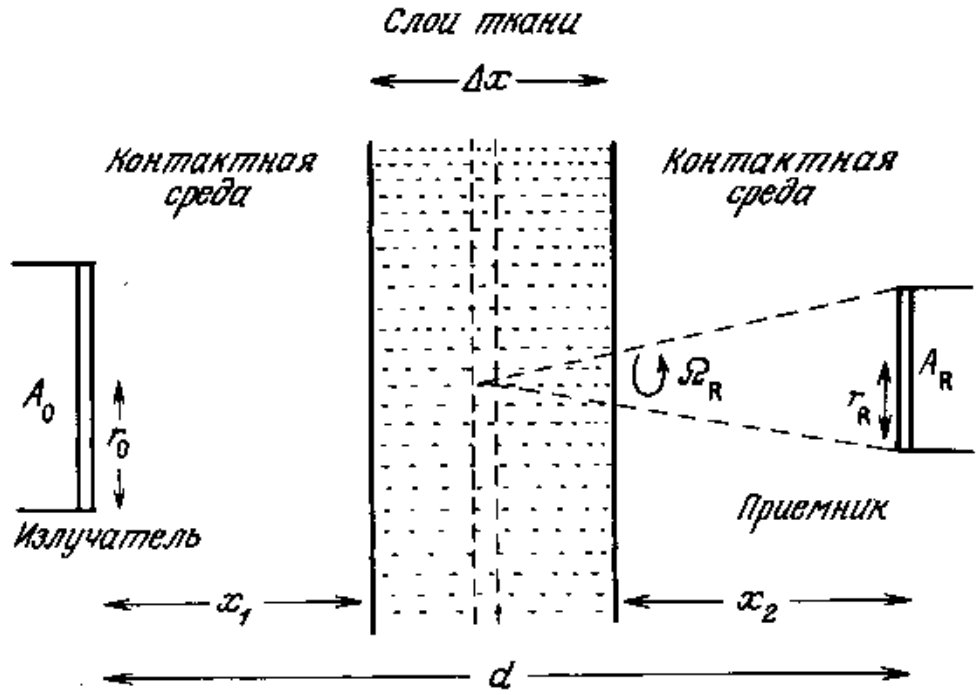


Рис. 6.1. Схема экспериментальной установки для измерений скорости и затухания звука по методу введения образца

Для получения пространственных распределений скорости звука в срезах ткани in vitro применяются также спектрометрические системы с временной задержкой.

Представление о скорости ультразвука в различных средах дает рис. 6.2. Слева представлены соответствующие данные для ряда сред небиологического характера (одни из них включены для сравнения, другие – из-за их использования в научно-исследовательских лабораториях ультразвука). Значения скорости звука в мягких тканях и биологических жидкостях, лежащие в сравнительно узком интервале, показаны с увеличением масштаба на диаграмме справа. Ряд данных получен на тканях, взятых у млекопитающих разного биологического вида; измерения проводились в диапазоне частот 1–10 МГц, температура колебалась в интервале от 20 до 37 °С. Все измерения были выполнены либо in vivo, либо на свежеудаленных образцах тканей.

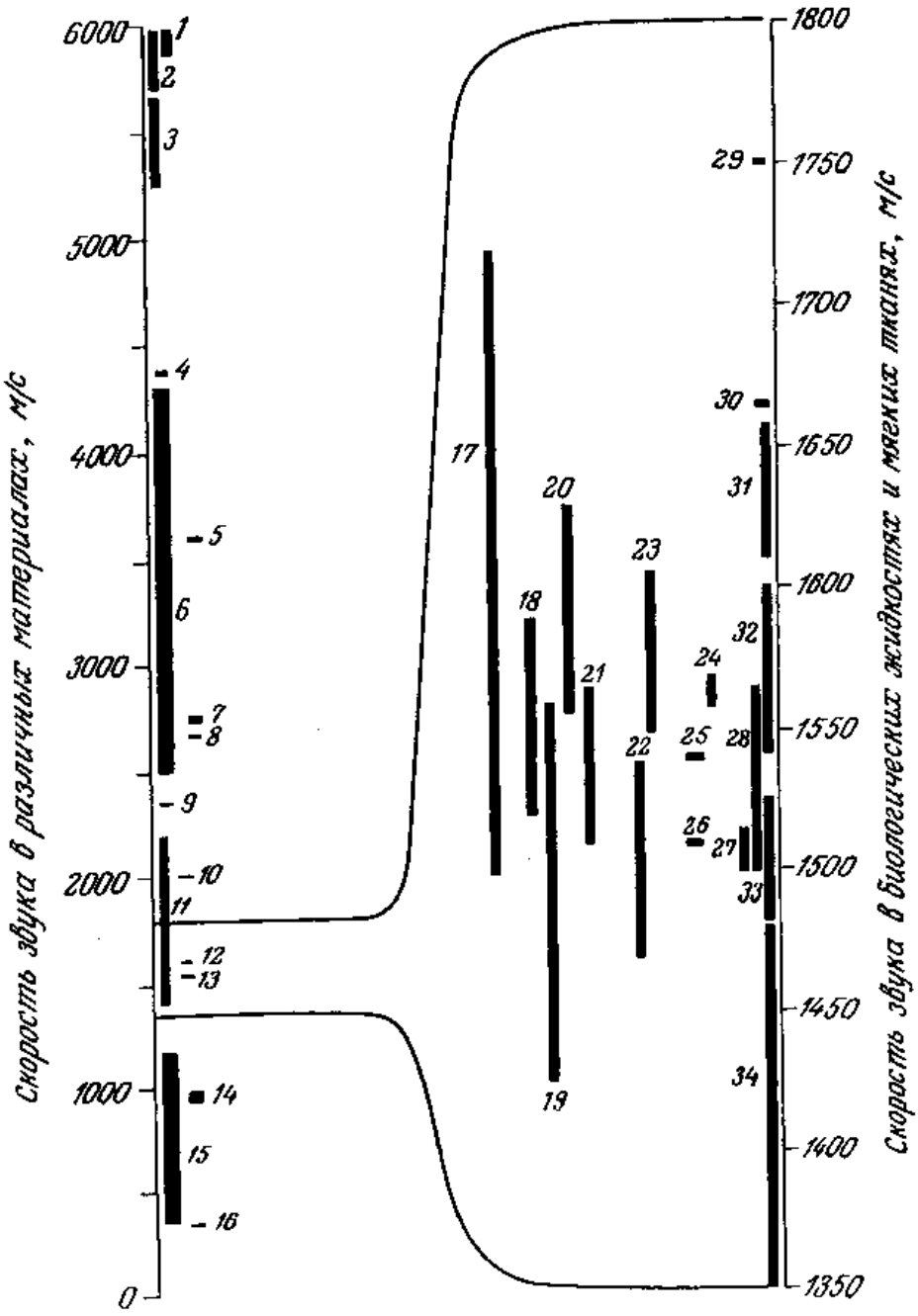


Рис. 6.2. Диапазоны изменения скорости звука в различных средах:
1 – сталь; 2– кварц; 3 – стекло; 4 – латунь; 5 – зубы; 6 – костная ткань;
7 – плексиглас; 8 – нейлон; 9 – полистирол; 10 – полиэтилен; 11 – желчный камень; 12 – натуральный каучук; 13 – желатин (10%); 14 – силиконовый каучук марки КГУ; 15 – легкие; 16 – сухой воздух; 17 – кожа;
18 – селезенка; 19 – молочная железа; 20 – мышечная ткань; 21 – мозг;
22 – стекловидное тело и влага передней камеры; 23 – печень; 24 – почки;
25 – молоко; 26 – околоплодная жидкость; 27 – спинномозговая жидкость;
28 – физиологический раствор; 29 – сухожилия; 30 – хрящи;
31 – хрусталик глаза; 32 – кровь; 33 – вода; 34 – жировая ткань

Действие ультразвука на биологические ткани может быть фоновым, стимулирующим, угнетающим или повреждающим. В зоне действия ультразвука в зависимости от его интенсивности могут наблюдаться различные физико-химические процессы.

Под воздействием акустических колебаний возникают микротечения и микровибрации, приводящие к переносу веществ, повышению проницаемости клеточных мембран, к уменьшению энергетических барьеров и к активизации ферментных элементов. Наблюдается изменение pH в щелочную сторону. Причиной этому может быть дегазирующее действие ультразвуковых колебаний.

Под действием ультразвука изменяется конфигурация белковых молекул, происходит изменение формы и свойств клеточной мембраны. При большой мощности ультразвука белковые молекулы распадаются на отдельные фрагменты. Происходит разжижение коллоидов.

Ультразвук приводит к освобождению биологически активных веществ, увеличивает активность ионов, гормонов и других соединений, может приводить к образованию азотистой и азотной кислот в воде. В воде может также возникать люминесценция, связанная с трансформацией энергии ультразвука.

При совпадении частот ультразвуковых колебаний с собственными частотами клеток, молекул, других элементов и структур возникают резонансные явления. При резонансе амплитуда колебаний резко увеличивается, что может привести к механическим повреждениям клеток. При периодическом воздействии ультразвуком возможна параметрическая раскачка динамических биологических систем, что может в них нарушить саморегуляцию.

Термическое (тепловое) действие ультразвука проявляется при воздействии интенсивностью более 1–2 Вт/см^2 и связанно с увеличением температуры в зоне воздействия. Малые интенсивности (0,1 Вт/см^2) могут приводить к обратному эффекту – снижению температуры, что связано с реакцией сосудистой системы. Средние интенсивности до 1 Вт/см^2 существенно не меняют температуру.

При больших интенсивностях проявляется повреждающее действие ультразвука, связанное с эффектами отражения и кавитации. С эффектом отражения связывают повреждения полых органов со стороны слизистой. Ультразвуковая кавитация в биологических организмах вызывает грубые повреждения или разрывы.

Исходя из этих эффектов, реакция организма на ультразвук носит весьма сложный характер. При воздействии на организм учитывают частоту, интенсивность и характер воздействия: непрерывный или импульсный.

В определенной степени подразделяют терапию, основанную на тепловых явлениях и нетепловых эффектах ультразвука.

Управляемый нагрев глубоко расположенных тканей в ряде случаев может дать продолжительный терапевтический эффект.

Высокий коэффициент поглощения ультразвука в тканях с большими молекулами обусловливает заметное нагревание коллагенсодержащих тканей, которое увеличивает растяжимость и гибкость этих тканей. Ультразвуковой нагрев приводит к увеличению растяжимости сухожилий. Рубцовая ткань также становится более эластичной под воздействием ультразвука. Улучшается подвижность суставов за счет хорошего проникновения ультразвука через мышечную ткань.

При некоторых заболеваниях применение ультразвука значительно ослабляет боли. Механизмы болеутоляющего действия сложны и обусловлены не только тепловым, но и нетепловым действием ультразвука.

При локальном нагреве ткани отмечаются сосудистые реакции, улучшение кровотока, увеличивается поступление кислорода в ткани, следовательно, улучшаются условия, в которых находятся клетки. При этом необходимо учитывать возможность усиления воспалительных процессов.

Прогревание может уменьшить мышечный спазм. Это обусловлено седативным (успокаивающим) действием повышения температуры на периферические нервные окончания.

Степень физиологической реакции на прогревание зависит от большого числа факторов, включающих достигаемую температуру, время прогревания, размер прогреваемой зоны и скорость увеличения температуры. Ультразвук позволяет быстро нагреть строго определенную область. К анатомическим структурам, которые избирательно нагреваются ультразвуком, относятся богатые на коллаген поверхностные слои кости, надкостница, суставные мениски, синовиальная жидкость, суставные сумки, соединительные ткани, внутримышечные рубцы, мышечные волокна, оболочки сухожилий и главные нервные стволы.

В ряде случаев ультразвук является более эффективной формой диатермии, чем электромагнитные излучения, парафиновые аппликации и инфракрасное излучение.

Нетепловые механизмы, с помощью которых ультразвук может воздействовать на ткани, можно разделить на два класса: периодические и непериодические.

Периодические эффекты возникают из самой колебательной природы звукового поля и могут рассматриваться в качестве своего рода

микромассажа, способствующего, например, рассасыванию спаек, образующихся в мягких тканях при их повреждениях.

Главным непериодическим эффектом, приводящим к лечебному действию ультразвука, являются акустические течения. Они могут быть вызваны устойчивыми осциллирующими полостями или радиационными силами как внутри, так и вне клеток. Акустические течения могут влиять на среду около мембран, изменяя градиенты концентраций, воздействуя тем самым на диффузию ионов и молекул через мембраны.

Некоторые из нетепловых эффектов ультразвука могут нанести вред. В облучаемом объеме, содержащем отражающие поверхности, возможно образование стоячей волны, и эритроциты в кровеносных сосудах, попадающих в этот объем, могут собираться в сгустки. Продолжительное воздействие ультразвука в этих условиях может привести к значительному ухудшению снабжения кислородом тканей, питаемых данными сосудами.

Одно из наиболее распространенных применений ультразвука в физиотерапии – это ускорение регенерации тканей и заживления ран.

Ультразвук может также способствовать заживлению трофических язв и приживлению пересаженных лоскутов кожи на края трофических язв.

Ультразвук позволяет ускорить рассасывание отеков, вызванных повреждениями мягких тканей, что обусловлено увеличением кровотока или местными изменениями в тканях под действием акустических микропотоков.

Применение ультразвука на ранней стадии переломов ускоряет и улучшает выздоровление.

При использовании ультразвука должны применяться минимальные интенсивности и экспозиции, позволяющие получить у пациента желаемый клинический эффект. Обслуживающий персонал не должен облучаться без необходимости; все процедуры должны выполняться хорошо обученным персоналом или под его руководством.

6.2. УСТРОЙСТВО И ПАРАМЕТРЫ ПРИБОРОВ ДЛЯ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ТЕРАПИИ

Многие из выпускаемых приборов позволяют получить ультразвук средней интенсивности до 1–3 Вт/см^2 и работают в частотном диапазоне 0,75–5 МГц. Используются либо непрерывные, либо импульсные режимы. Импульсные режимы выбираются главным образом в том случае, когда хотят использовать нетепловые эффекты. Выбор несущей частоты определяется глубиной расположения объекта воздействия: более высокие частоты используются для воздействия на поверхностные области.

В отечественных приборах используются частоты 880 кГц и 2640 кГц.

Средняя интенсивность ультразвука терапевтических уровней может быть измерена с помощью балансных радиометров, а распределения амплитуды ультразвука в пучке могут быть получены с помощью миниатюрных датчиков давления или температуры.

Терапевтические излучатели обычно сделаны в виде дисков из высококачественной пьезокерамики цирконат-титаната свинца, например PZT 4. Они помещаются в водонепроницаемую оболочку из алюминия или нержавеющей стали, прикрепленную к концу легкой ручки. Обратная сторона диска граничит с воздухом. Упрощенная конструкция ультразвукового излучателя изображена на рис. 6.3. Маркировка преобразователей включает в себя их назначение, рабочую частоту, эффективную площадь, номер модификации. Например, ИУТ 0,88-1.03Ф – излучатель ультразвуковой терапевтический с рабочей частотой 0,88 МГц, с эффективной площадью излучения 1 см^2, третьей модификации для общей физиотерапии.

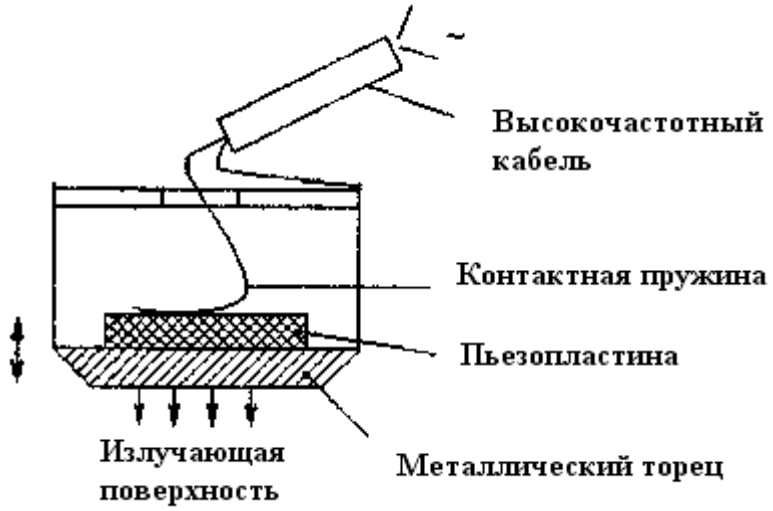


Рис. 6.3. Упрощенная конструкция ультразвукового излучателя

Типовым примером рассматриваемой аппаратуры является аппарат для ультразвуковой терапии УЗТ-1.01Ф, предназначенный для генерирования ультразвуковых колебаний с целью воздействия ими на различные участки тела человека при лечении заболеваний в условиях медицинских учреждений (больниц, клиник и поликлиник). Аппарат используется в общей физиотерапии для лечения больных различными заболеваниями периферической нервной системы, опорно-двигательного аппарата и пр. Аппарат может эксплуатироваться при температуре окружающего воздуха от +10 до +35 ºС с относительной влажностью до 80%.

Рис. 6.4. Внешний вид аппарата УЗТ-1.01Ф.

Технические данные аппарата УЗТ-1.01Ф приведены в табл. 6.1.

Таблица 6.1.

Напряжение питания, В	~220±10%
Частота ультразвуковых колебаний, МГц	0,88±0,03%
Эффективная площадь излучателей, $см^2$: ИУТ 0,88-1.03 Ф	1
ИУТ 0,88-4.04 Ф	4
Режим работы	непрерывный и импульсный
Интенсивность ультразвуковых колебаний по ступеням, $Вт/см^2$	1,0; 0,7; 0,4; 0,2; 0,05
Длительность импульсов, мс	2, 4, 10±20%
Частота повторения импульсов, Гц	50
Мощность, потребляемая от сети, Вт	не более 50
Габаритные размеры, мм	346×295×145
Масса аппарата, кг	не более 7

Устройство и принцип работы аппарата УЗТ-1.01Ф

Аппарат содержит электронный блок и два сменных излучателя (рис. 6.4). Корпус электронного блока выполнен из алюминиевого сплава.

Внутри корпуса установлены направляющие, по которым перемещается шасси. Крепление шасси осуществляется снизу корпуса с помощью четырех винтов.

На лицевой панели электронного блока расположены разъем ВЫХОД для подключения кабеля излучателя, индикатор выходного напряжения, индикатор включения сети, процедурные часы и переключатели: ИЗЛУЧАТЕЛИ, ИНТЕНСИВНОСТЬ (ВТ/СМ), РЕЖИМ РАБОТЫ (непрерывный, импульсный).

Схема электрическая функциональная электронного блока аппарата представлена на рис. 6.5.

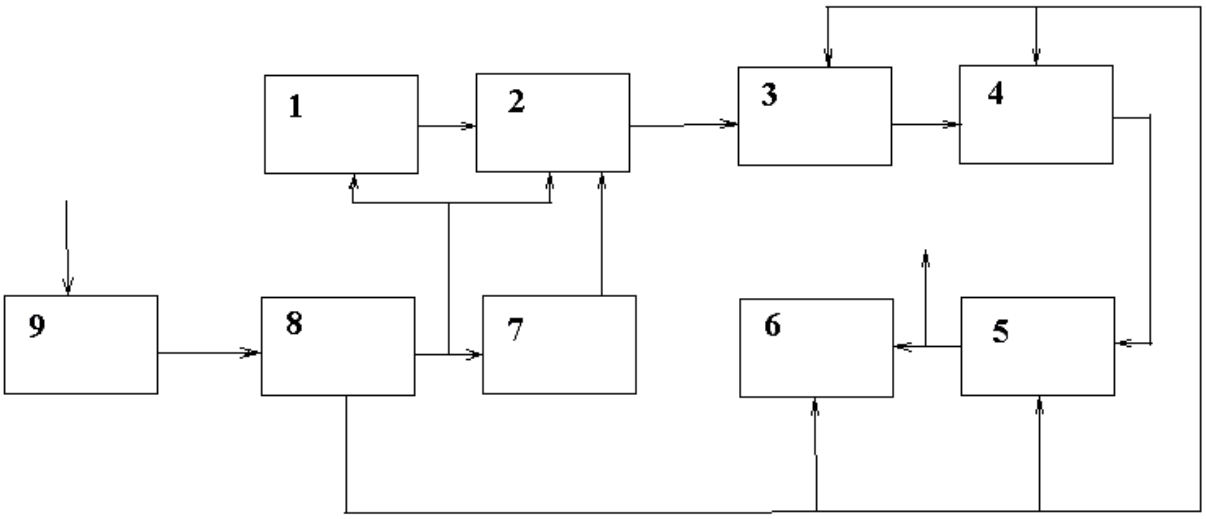


Рис. 6.5. Схема электрическая функциональная электронного блока аппарата УЗТ-1.01Ф: 1 – автогенератор, 2 – модулятор, 3 – буферный каскад, 4 – предусилитель, 5 – усилитель выходной, 6 – индикатор выходного напряжения, 7 – импульсный генератор, 8 – блок питания, 9 – процедурные часы

Упрощенная принципиальная схема ультразвукового терапевтического аппарата, дающая представление о способах его построения, приведена на рис. 6.6.

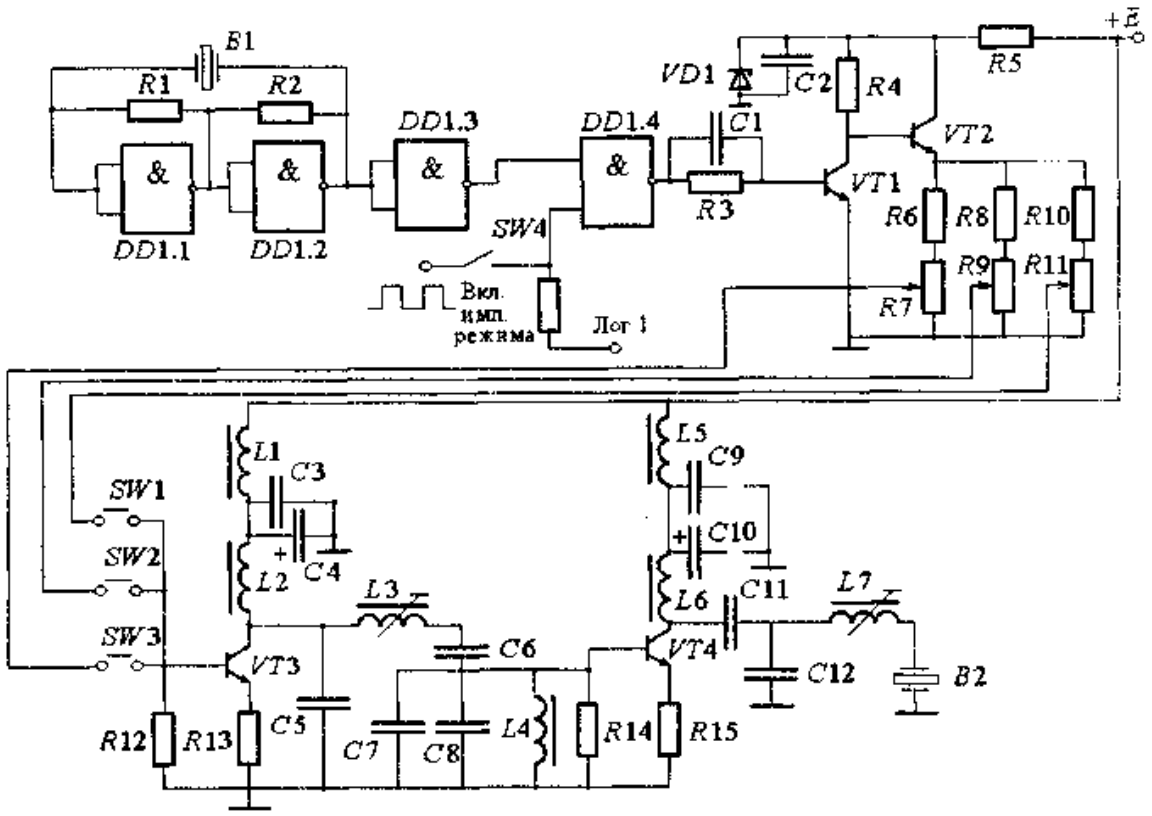


Рис. 6.6. Упрощенная принципиальная схема аппарата для ультразвуковой терапии

Электронный блок предназначен для получения напряжения возбуждения ультразвукового излучателя в непрерывном и импульсном режимах работы.

В непрерывном режиме напряжение возбуждения представляет собой гармонические колебания с частотой 0,88 МГц, в импульсном – последовательность высокочастотных импульсов с той же частотой заполнения, длительностью τ = 2, 4 или 10 мс и периодом следования Тп = 20 мс.

Колебания ультразвуковой частоты генерируются в автогенераторе 1 и через модулятор 2 подаются на вход буферного каскада 3, предназначенного для ослабления влияния последующих каскадов на параметры генерируемого сигнала. В импульсном режиме модуляция осуществляется путем подачи на вход модулятора 2 импульсов положительной полярности с выхода импульсного генератора 7. В непрерывном режиме на вход модулятора подается постоянное напряжение, соответствующее уровню логической единицы. В цепь эмиттера транзистора буферного каскада 3 включен ступенчатый регулятор интенсивности, с выхода которого сигнал подается на вход предусилителя 4, где усиливается до уровня, необходимого для нормальной работы выходного усилителя 5. Выходной усилитель 5

предназначен для усиления мощности сигнала до значения, требуемого для получения заданной интенсивности ультразвукового излучения.

Наличие напряжения на выходе электронного блока индицируется по свечению светодиода индикатора выходного напряжения 6.

Аппарат питается от сети переменного тока. Блок питания 8 содержит стабилизированные выпрямители +5 В и +50 В.

Автогенератор колебаний выполнен на логических элементах DD1.1 и DD1.2. Частота автоколебаний стабилизирована кварцевым резонатором B1. Для обеспечения мягкого режима возбуждения автоколебаний логические элементы DD1.1 и DD1.2 через резисторы R1 и R2 охвачены отрицательной обратной связью. Она обеспечивает работу микросхем в линейном режиме в момент их включения.

Микросхема DD1.3 служит для формирования из сигнала автогенератора прямоугольного напряжения и уменьшения влияния на него сопротивления нагрузки. На микросхеме DD1.4 выполнен модулятор, с помощью которого обеспечивается получение непрерывного или импульсного режима работы. На один из входов микросхемы подан сигнал логической единицы при работе аппарата в непрерывном режиме. Поэтому каждое колебание, снимаемое с выхода микросхемы DD1.3, вызовет соответствующее колебание выходного напряжения микросхемы DD1.4. В импульсном режиме, при замкнутом ключе SW4, на входе микросхемы DD1.4 сигнал периодически становится нулевым.

Выходное напряжение микросхемы DD1.4 подается на буферный каскад со ступенчатой регулировкой интенсивности колебаний. Он выполнен на транзисторах VT1 и VT2. Транзистор VT1 работает в ключевом режиме, на транзисторе VT2 собран эмиттерный повторитель. Требуемая амплитуда импульсов обеспечивается делителями напряжений на резисторах R6–R11. С помощью их выставляется требуемое значение интенсивности ультразвука, например: 0,05 Вт/см^2; 0,2 Вт/см^2; 0,4 Вт/см^2; 0,7 Вт/см^2; 1 Вт/см^2. Для простоты на рис. 6 показано три делителя и три переключателя (SW1–SW3) для задания требуемой интенсивности.

На транзисторе VT3 выполнен предусилитель. Через резистор R13 он охвачен глубокой отрицательной обратной связью, повышающей стабильность работы. Для выделения первой гармоники и формирования синусоидального колебания из прямоугольного используется резонансный LC-контур, состоящий из индуктивности L3, конденсаторов C5, C6, C7, C8. Индуктивности (дроссели) L1, L2 и конденсаторы C3, C4 представляют собой фильтр низких частот, препятствующий проникновению высокочастотных колебаний в цепь напряжения источника питания и обеспечивающий большое сопротивление нагрузки и большой коэффициент усиления у каскада в области высоких частот.

Усиление сигнала по мощности до требуемого уровня обеспечивается транзистором VT4. Он включен по схеме с общим эмиттером и охвачен

отрицательной обратной связью по току через резистор R15. Согласование выходного каскада с излучателем B2, который с электрической точки зрения представляет собой емкость с потерями, осуществляется с помощью катушки индуктивности L7 и конденсатора C12. С их помощью обеспечивается получение режима, при котором будет максимальной амплитуда колебаний пьезоизлучателя. Назначение индуктивности L7 – компенсация значительного емкостного сопротивления нагрузки пьезоэлектрического преобразователя. Катушки индуктивности (дроссели) L5, L6 и конденсаторы C9, C10 аналогичны по назначению индуктивностям L1, L2 и конденсаторам C3, C4. Катушка индуктивности L4 компенсирует влияние входной емкости транзистора VT4. Очевидно, при смене излучателя изменяются параметры выходного согласующего фильтра.

Генератор импульсов 7 (рис. 6.5) представляет собой ждущий мультивибратор, выполненный на микросхеме К155АГ1, частота выходных импульсов которого задается напряжением питающей сети, а длительность импульсов определяется емкостью и сопротивлениями формирующей цепи.

Индикатор выходного напряжения 6 (рис. 6.5) включает в себя диодный детектор и транзисторный двухступенчатый ключ. Для уменьшения влияния индикатора на амплитуду выходного напряжения в качестве первого транзистора этого ключа используется полевой транзистор.

6.3. Лабораторная работа

СВОЙСТВА УЛЬТРАЗВУКА. ИЗУЧЕНИЕ АППАРАТА ДЛЯ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ТЕРАПИИ УЗТ-1.01Ф

Цель работы

Целью работы является знакомство с основными свойствами ультразвука, знакомство с работой аппарата для ультразвуковой терапии УЗТ-1.01Ф. В работе проводится определение скорости ультразвука в воде, определение параметров сигнала в импульсном и непрерывном режимах, определение коэффициента затухания ультразвука.

Приборы и принадлежности

Аппарат для ультразвуковой терапии УЗТ-1.01Ф; осциллограф двухлучевой С1-96, сосуд с плоскими гранями объемом 1–3 литра, наполненный водой; образец из оргстекла (плоский стержень: длина 0,3–0,5 м, ширина 3–4 см); гель для ультразвуковых исследований; ультразвуковые преобразователи, входящие в комплект аппарата УЗТ-1.01 Ф.

Примечание. Преобразователь площадью 1 см используется в качестве излучателя ультразвука на основе обратного пьезоэлектрического эффекта, преобразователь площадью 4 см используется в качестве приемника ультразвука на основе прямого пьезоэлектрического эффекта.

Порядок работы с аппаратом УЗТ-1.01Ф

При работе с аппаратом соблюдайте установленные меры безопасности.

1. При проведении процедур тип используемого излучателя, режим работы – непрерывный или импульсный, длительность импульсов, а также значение интенсивности ультразвуковых колебаний и продолжительность процедуры устанавливаются в строгом соответствии с указаниями врача.
2. Подключите к разъему ВЫХОД указанный для проведения процедуры излучатель. Излучатель ИУТ 0.88-1.03Ф подключается к разъему ВЫХОД с помощью соединительного кабеля.
3. Установите излучатель в гнездо футляра.
4. Нажмите кнопку переключателя ИЗЛУЧАТЕЛИ с надписью, идентичной с последней цифрой типа подсоединенного излучателя.
5. Для проведения процедуры в непрерывном режиме генерации нажмите кнопку «Н» переключателя РЕЖИМ РАБОТЫ.
6. Установите заданную врачом интенсивность ультразвуковых колебаний, нажав соответствующую кнопку переключателя ИНТЕНСИВНОСТЬ, Вт/см^2.
7. Для проведений процедуры в импульсном режиме генерации нажмите соответствующую указанной длительности импульса кнопку «2», «4» или «10» переключателя РЕЖИМ РАБОТЫ.
8. Смажьте вазелиновым маслом или лекарственным веществом, например гидрокортизоновой мазью, участок поверхности кожи пациента в области воздействия, применяя для этого имеющиеся в футляре пипетку и ватный тампон.
9. Извлеките подключенный излучатель из футляра и продезинфицируйте его, протерев его поверхность ватным тампоном, смоченным 96% раствором этилового спирта. Излучатели могут быть заранее продезинфицированы тройным раствором (2% формалина + 1,5% двууглекислого натрия + 0,3% технического синтетического фенола) с добавлением 0,5% моющего средства типа «Лотос» или «Астра».
10. Приложите излучатель его излучающей поверхностью к подготовленному участку тела.
11. Установите заданную врачом продолжительность времени процедуры. Для этого поверните ручку-указатель по часовой стрелке до упора. Затем поворотом ее в обратном направлении установите стрелку на деление, соответствующее заданному времени.

12. Помните, что после установки времени процедуры в тело пациента начинают излучаться ультразвуковые колебания.

13. Следите за тем, чтобы между излучающей поверхностью излучателя и кожей пациента не было прослоек воздуха, т.к. при наличии прослоек даже в 0,001 мм ультразвуковые колебания полностью отражаются от слоев воздуха и не попадают в тело. Излучатель при плохом контакте с телом может сильно нагреться, что вызовет болевые ощущения у пациента.

14. В соответствии с утвержденными медицинскими методиками используйте лабильную или стабильную методику воздействия.

15. По истечении времени процедуры (световые индикаторы СЕТЬ и ВЫХОД гаснут) ватным тампоном удалите вазелиновое масло (или лекарственное вещество) с излучающей части излучателя и с участка тела пациента, подвергавшегося воздействию. Затем протрите эти поверхности тампоном, смоченным спиртом.

16. Излучатель ИУТ 0,88-4,04Ф отсоедините от разъема ВЫХОД и установите в гнездо футляра.

17. Излучатель ИУТ 0,88-1,03Ф отсоедините от соединительного кабеля и установите в гнездо футляра. Отсоедините соединительный кабель от разъема ВЫХОД.

18. Отсоедините вилку провода от розетки сети.

Порядок выполнения лабораторной работы

Изучите устройство и общий порядок работы с аппаратом низкочастотной терапии УЗТ-1.01Ф.

1. Подсоедините к выходу аппарата через тройник излучатель ИУТ 0.88-1.03Ф площадью 1 $см^2$ и вход первого канала осциллографа С1-96 площадью 4 $см^2$. Ко входу второго канала осциллографа подключите преобразователь ИУТ 0.88-4.04Ф, использующийся в качестве приемника ультразвука.

2. Подключите аппарат и осциллограф к питающей сети. Проверьте их заземление.

3. Включите аппарат УЗТ-1.01Ф. Процедурные часы, осуществляющие включение аппарата в сеть, поверните по часовой стрелке до упора. Включите осциллограф С1-96 нажатием соответствующей кнопки.

Измерения в непрерывном режиме:

4. Включите на аппарате УЗТ-1.01Ф кнопку непрерывного режима работы. Установите интенсивность излучения 0,05 или 0,2 $Вт/см^2$.

5. На осциллографе включите кнопку автоматического режима работы и синхронизируйте изображение.

6. Просмотрите сигнал на экране осциллографа при различных длительностях развертки.

7. Измерьте период сигнала, а затем по формуле f = 1/T рассчитайте частоту. Сравните полученное значение с номинальным значением 0,88 МГц. При наличии цифрового частотомера уточните результаты измерений цифровым методом.

8. Для определения коэффициента поглощения проведите следующие измерения. Смажьте переднюю и заднюю стенки сосуда ультразвуковым гелем и плотно прижмите к ним ультразвуковые преобразователи (излучающий и приёмный), как показано на рис. 6.7.

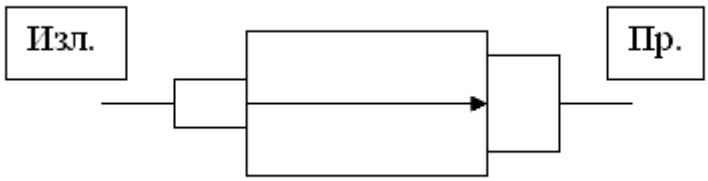


Рис. 6.7. Схема включения излучателя и приемника для определения скорости и затухания ультразвука

9. С помощью осциллографа определите максимальную амплитуду сигнала I_1 и линейкой измерьте расстояние между излучающим и приёмным преобразователями x_1.

10. Проделайте то же самое, расположив преобразователи с двух других сторон сосуда и измерьте соответственно амплитуду I_2 и расстояние x_2 (в основании сосуд имеет форму прямоугольника, $x_2 > x_1$).

11. Рассчитайте коэффициент поглощения:

$$\mu = \frac{\ln (I_1 / I_2)}{x_2 - x_1}$$

Измерения в импульсном режиме:

12. Включите на аппарате УЗТ-1.01Ф кнопку импульсного режима работы с длительностью импульса 2 мс.

13. На осциллографе установите ждущий режим работы и синхронизируйте изображение по сигналу первого канала осциллографа. Для увеличения точности измерений используйте «растянутую» развертку осциллографа.

14. Измерьте длительность и период импульсного сигнала. Сравните результаты с номинальными значениями.

15. Для определения скорости ультразвука в воде смажьте переднюю и заднюю стенки сосуда ультразвуковым гелем и плотно прижмите к ним ультразвуковые преобразователи (излучающий и приёмный), как показано на рис. 6.7.

16. Определите по осциллографу время задержки сигнала $t_з$. Для увеличения точности измерений используйте «растянутую» развертку осциллографа.

17. По формуле $v = x/ t_з$ рассчитайте скорость ультразвука в воде.

18. Расположите оба преобразователя с одной стороны, как показано на рисунке 6.8, проведите аналогичные измерения (как в пунктах 15, 16).

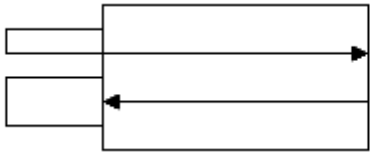


Рис. 6.8. Схема включения излучателя и приемника для определения скорости и затухания ультразвука по отраженному сигналу

19. Найдите скорость ультразвука с учетом его отражения от противоположной стороны сосуда ($v = 2x/t$). Сравните полученные значения скорости.

20. Проведите опыты, подтверждающие эффекты отражения и преломления на примере плоского стержня, помещенного в сосуд с водой.

21. Для наблюдения эффекта зеркального отражения расположите преобразователи, как показано на рис. 6.9. Изменяя угловое положение стержня, зафиксируйте максимум сигнала.

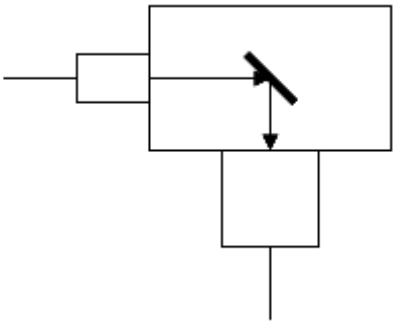


Рис. 6.9. Схема регистрации эффекта зеркального отражения

22. Расположите стержень параллельно плоскостям излучателя и приемника, помещенных на одну сторону сосуда. Зафиксируйте сигнал, отраженный от стержня, и по времени задержки рассчитайте расстояние между излучателями и стержнем.

23. Используя схему рис. 6.9, медленно поворачивая стержень вокруг оси, наблюдайте принимаемые сигналы на экране осциллографа. Их

сложный характер объясняется эффектами многократных отражений и преломлением ультразвука.

24. По заданию преподавателя проведите эксперименты с другими жидкими средами (масло, спирт и др.).

Контрольные вопросы

1. Что называется ультразвуком?
2. Назовите основной тип волн, используемых в ультразвуковой терапии.
3. Сформулируйте закон поглощения ультразвука в веществе.
4. Как измеряется скорость ультразвука в данной работе?
5. Назовите физические параметры ультразвука.
6. В чем проявляются тепловые эффекты ультразвука?
7. Чем обусловлены нетепловые эффекты ультразвуковых воздействий.
8. Что такое радиационное давление ультразвука?
9. Что такое кавитация, когда она возникает?
10. Как зависит скорость и длина волны ультразвуковых колебаний от свойств среды?
11. Объясните принципы работы и устройства аппарата низкочастотной терапии.
12. Поясните результаты выполненных исследований.

6.4. Литература

1. Применение ультразвука в медицине: Физические основы: пер. с англ. / под ред. К. Хилла. М.: Мир, 1989. 568 с.
2. *Гусев, В. Г.* Получение информации о параметрах и характеристиках организма и физические методы воздействия на него: учеб. пособие / В. Г. Гусев. М.: Машиностроение, 2004. 597 с.
3. *Улащик, В. С.* Ультразвуковая терапия / В. С. Улащик, А. А. Чиркин. М.: Медицина, 1988. 254 с.
4. *Ремизов, А. Н.* Медицинская и биологическая физика / А. Н. Ремизов. М.: Медицина, 1987. 292 с.
5. *Акопян, Б. В.* Основы взаимодействия ультразвука с биологическими объектами: Ультразвук в медицине, ветеринарии и экспериментальной биологии: учеб. пособие / Б. В. Акопян, Ю. А. Ершов. М.: Изд-во МГТУ им. Н. Э. Баумана, 2005. 224 с.
6. Аппарат для ультразвуковой терапии УЗТ-1.01Ф. Паспорт тАЗ.836.011 ПС.
7. http://new-referats.nm.ru/m_B_4.htm [Электронный ресурс]
8. http://gradusnik.ru/rus/doctor/physio [Электронный ресурс]

7. УЛЬТРАЗВУКОВЫЕ МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

7.1. ПРИМЕНЕНИЕ УЛЬТРАЗВУКА В ДИАГНОСТИКЕ

В ультразвуковой (УЗ) диагностике используются так называемые продольные акустические волны, в которых направление смещения отдельных частиц среды параллельно направлению распространения волн. На рисунке 7.1,*а* схематически изображены продольные волны в упругой среде в виде периодического чередования зон сжатия и разрежения.

Возникновение этих зон легко объяснить, если предположить, что их причиной является колеблющаяся плоская пластина. В момент времени, которому соответствует картина на рисунке 7.1,*а*, пластина двигается влево, создавая разрежение в прилежащей к ней зоне. Через некоторое время та же пластина начинает двигаться вправо, создавая зону сжатия возле своей поверхности. К этому времени зона разрежения смещается вправо в соответствии со свойствами упругой среды. Скорость перемещения зоны разрежения (или сжатия) в среде называется скоростью звука и обозначается буквой С. Направлена эта скорость от источника возникновения волн (в данном случае – колеблющейся пластины).

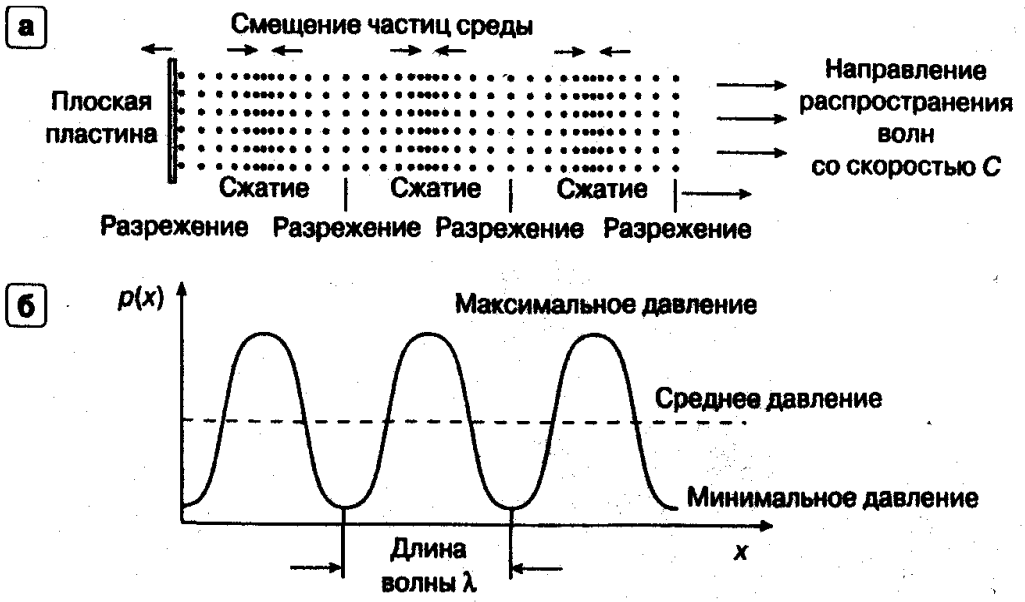


Рис. 7.1. Продольные акустические волны в упругой среде в фиксированный момент времени:
а – чередование зон сжатия и разрежения;
б – изменение давления *p* в различных областях среды в зависимости от координаты *x*

Скорость звука не следует путать со скоростью смещения частиц упругой среды – это совершенно разные скорости. Более того, скорость звука в данной среде есть величина, постоянная во времени, а скорость

смещения частицы периодически меняется в процессе колебания частицы вокруг равновесного состояния.

Степень сжатия или разрежения характеризуется давлением, график изменения которого вдоль оси x изображен на рисунке 7.1,*б* для того же момента времени, что на рисунке 7.1,*а*. В случае, если имеют место гармонические волны, изменение давления в пространстве вдоль оси x происходит по закону синуса (или косинуса). Расстояние между точками графика давления, имеющими одинаковые фазы, т.е. одинаковое значение и направление изменения давления, называется длиной волны λ. На рисунке 7.1,*б* показана длина волны λ как расстояние между минимальными значениями давления.

Картина, изображенная на рисунке 7.1, относится к некоторому фиксированному моменту времени. Если же взять какую-то конкретную точку в области распространения волн и рассмотреть, как будет в ней меняться давление со временем, то мы получим график, показанный на рисунке 7.2.

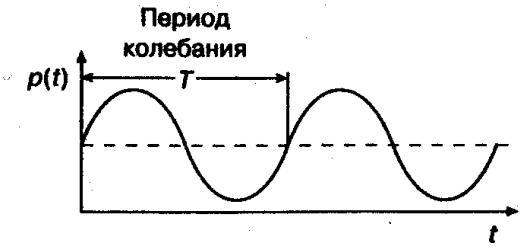


Рис. 7.2. Изменение давления *p* в зависимости от времени в фиксированной точке пространства

В случае гармонических колебаний изменение давления во времени будет синусоидальным с периодом колебаний, равным T.

Частота колебаний f, равная 1/T, определяет число периодов колебаний в секунду и измеряется в герцах. Один герц (Гц) – это одно колебание в секунду.

Диапазон частот ультразвука, используемых в медицинской диагностике, лежит в пределах от 1 до 30 МГц и выше.

На рисунке 7.1,*а* схематически изображены так называемые плоские продольные волны. Плоские волны являются следствием возбуждения их с помощью плоского источника звука, в данном случае плоской колеблющейся пластины. Поверхность с одинаковой фазой колебаний называется фронтом волны. Плоские волны имеют плоский фронт волны.

Кроме плоских волн, могут быть сферические волны, возбуждаемые точечным или сферическим источником. Фронт волны в этом случае имеет сферическую форму. Иногда имеют место цилиндрические волны, фронт которых имеет вид цилиндрической поверхности.

В чистом виде плоские, сферические или цилиндрические волны встречаются редко, обычно на практике имеет место комбинация

различных типов волн, которая только в малых областях пространства может быть близка к одному из перечисленных типов волн.

Напомним известное соотношение, связывающее длину волны λ с частотой колебаний f и скоростью звука C:

$\lambda = CT = C/f$.

При средней скорости ультразвука в мягких биологических тканях C = 1540 м/с длина волны составляет:

$\lambda = 0{,}44$ мм при f = 3,5 МГц,

$\lambda = 0{,}31$ мм при f = 5,0 МГц,

$\lambda = 0{,}21$ мм при f = 7,5 МГц,

$\lambda = 0{,}15$ мм при f = 10,0 МГц.

(Приведенные значения длины волны для наиболее часто используемых в УЗ-диагностике частот полезно знать, так как они связаны с такой важной характеристикой диагностических систем, как разрешающая способность, которая определяет возможность системы отображать мелкие детали в акустическом изображении внутренних органов.)

Таким образом, чем выше частота, тем потенциально лучше может быть разрешающая способность, т.е. тем мельче могут быть детали, отображаемые диагностической системой, и тем лучше качество изображения. К сожалению, ультразвук с высокой частотой значительно сильнее затухает при распространении в биологических тканях, что существенно снижает глубину исследования на высокой частоте.

В УЗ диагностических системах чаще всего используется эхолокационный принцип получения информации об органах и структурах, при котором излучаются акустические сигналы и принимаются сигналы, отраженные от неоднородностей биологической среды, и таким образом строится акустическое изображение. Отраженные сигналы, которые принимаются датчиком и используются для диагностики, называются эхо-сигналами.

Информация, получаемая с помощью отраженных волн, в существенной мере зависит от ряда физических явлений, сопровождающих распространение ультразвука в биологических тканях. Вот несколько основных таких явлений:

Преломление – изменение направления распространения волн при переходе из одной среды в другую, что может приводить к геометрическим искажениям получаемого изображения.

Рассеяние – возникновение множественных изменений направления распространения ультразвука, обусловленное мелкими неоднородностями биологической среды и, следовательно, многочисленными отражениями и преломлениями.

Поглощение – переход энергии УЗ-волн в другие виды энергии, в частности в тепло, что вызвано в основном вязкостью среды.

Поглощение, рассеяние и отражение УЗ-волн в биологических тканях являются причинами затухания, которое характеризует уменьшение энергии УЗ-волн при распространении.

Параметрами, которые влияют на перечисленные физические явления и на сложный процесс получения акустической диагностической информации, являются скорость звука в среде и плотность среды. Именно различием скорости звука и плотности разных типов биологических сред объясняются акустические неоднородности биологических тканей, которые существенным образом влияют на формирование акустического изображения.

Отражение и преломление ультразвуковых волн на границе раздела двух сред происходит по законам геометрической оптики, согласно которому угол отражения равен углу падения. Если скорости звука в средах не равны ($C_1 \neq C_2$), то имеет место преломление волны. Углы падения α и преломления β связаны между собой известным соотношением Снелля:

$$\sin \beta / \sin \alpha = C_2/C_1.$$

Коэффициент отражения по амплитуде $K_{отр}$ определяется следующим соотношением:

$$K_{отр} = p_{отр}/p_{пад},$$

где $p_{отр}$ и $p_{пад}$ – уровни давления отраженной и падающей УЗ-волны соответственно.

В табл. 7.1. в качестве примера приводятся значения коэффициента отражения УЗ-волны на границе биологических сред, выраженные в процентах.

На границе воздух – мягкие ткани УЗ-волна отражается практически полностью, и дальше этой границы получить информацию невозможно. Поэтому при обследовании пациента на рабочую поверхность датчика наносится акустический гель, исключающий воздушную прослойку и обеспечивающий акустический контакт между датчиком и телом пациента.

Скорость распространения и поглощение ультразвука существенно зависят от свойств среды. Скорость распространения в твердых телах значительно выше, чем в жидкостях.

Таблица 7.1

Граница сред	$K_{отр}$, %
Кровь – мышца	1,5
Кровь – почка	2,1
Кровь – печень	2,7
Мышца – жир	10,0
Печень – камни печени	0–17,0
Мышца – кость	64,0
Мозг – кость черепа	66,0
Воздух – мягкие ткани	99,95

Поглощение ультразвука в среде происходит по закону

$$I = I_0 \exp(-\mu l),$$

где I_0 – интенсивность ультразвука, падающего на слой вещества;

I – интенсивность ультразвука, прошедшего слой вещества толщиной l;

μ – коэффициент поглощения.

Ультразвук очень сильно поглощается газами и во много раз слабее – жидкостями. Например, коэффициент поглощения ультразвука в воздухе примерно в 1000 раз больше, чем в воде.

При распространении ультразвуковых волн в жидкостях возникает явление кавитации – образования и исчезновения внутренних разрывов сплошности жидкости. При этом происходит выделение энергии и нагревание жидкости.

Перечисленные свойства ультразвука позволяют широко использовать его в технике и медицине. Ультразвук ускоряет протекание процессов диффузии и растворения, оказывает влияние на скорость химических реакций. Ультразвук большой мощности вызывает гибель вирусов и бактерий, это используется для стерилизации сред. При воздействии ультразвуковых волн малой мощности увеличивается проницаемость клеточных мембран и активизируются процессы обмена в тканях.

Явление кавитации вызывает дробление материалов, помещенных в жидкость, что используется в фармацевтической промышленности для изготовления эмульсий, суспензий и аэрозолей.

В медицине ультразвук применяется для лечения и диагностики. Способность ультразвуковых волн оказывать механическое и тепловое действие на ткани лежит в основе ультразвуковой физиотерапии. В хирургии для резки костной ткани применяют «ультразвуковой скальпель».

В диагностических целях ультразвук используется для определения положения и размеров неоднородных включений, полостей, внутренних органов. Различают два метода исследования: теневой и локационный (эхолокация).

Теневой метод основан на регистрации интенсивности ультразвука, прошедшего через исследуемый объект. При наличии внутри него неоднородностей с различными коэффициентами поглощения регистрирующий зонд зафиксирует «звуковые тени» этих неоднородностей.

Более распространен локационный метод, основанный на использовании одиночных импульсов, направляемых в исследуемый объект, и регистрации времени их возвращения и амплитуды после отражения от неоднородностей исследуемого объекта. Зная время, прошедшее от посылки импульса до его возвращения, и скорость распространения ультразвука в данной среде, можно определить расстояние до неоднородностей. Метод ультразвуковой локации применяется для определения опухолей и отеков головного мозга (эхоэнцефалография), положения и размеров сердца (эхокардиография) и т.д.

Для получения и приема ультразвука используются устройства, называемые ультразвуковыми излучателями и приемниками. Принцип действия таких излучателей и приемников основан соответственно на явлении обратного и прямого пьезоэлектрического эффекта – изменения размеров пьезоэлемента под действием электрического напряжения и связанной с этим способности преобразовывать колебания электрического напряжения в механические (ультразвуковые) колебания и наоборот.

Существует три основных режима работы, используемых в ультразвуковых диагностических приборах: режим B (2D), режим A и режим M.

Режим B (2D) используется для получения двухмерного изображения. Из всех возможных способов получения диагностической информации о биологических структурах с помощью ультразвука этот способ имеет наибольшее распространение. При этом применяется периодическое излучение УЗ-импульсов во внутренние структуры организма и прием сигналов, отраженных акустическими неоднородностями структур. Совокупность принятых сигналов, называемых эхо-сигналами, позволяет построить акустическое изображение биологических тканей на специальном индикаторе (мониторе). Уровень эхо-сигналов определяется отражающими свойствами границ раздела структур, что, прежде всего, связано с различием акустических характеристик структур. Кроме того, на характеристики акустического изображения влияют такие физические эффекты, как преломление, рассеяние и поглощение УЗ-сигналов вследствие вязкости среды.

В общем виде структурная схема получения акустического изображения представлена на рисунке 7.3.

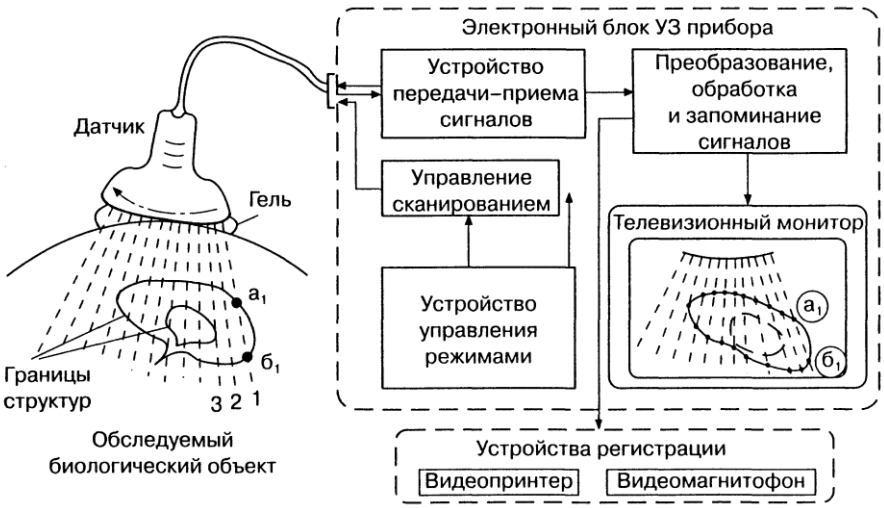


Рис. 7.3. Структурная схема получения двухмерного изображения в УЗ-приборе

Датчик (зонд) обеспечивает излучение УЗ-сигналов в определенных направлениях и прием отраженных эхо-сигналов с этих же направлений. Изменяя направление излучения–приема, датчик осуществляет

сканирование, т.е. последовательный «просмотр» обследуемой области. Для того чтобы избежать потерь мощности УЗ-сигналов при прохождении через воздух, в котором затухание сигналов резко возрастает, между поверхностью обследуемого объекта (тела пациента) и рабочей поверхностью датчика наносится слой специального геля, хорошо проводящего ультразвук. Излучение и прием УЗ-сигналов в процессе сканирования осуществляется периодически, при этом каждый раз в ограниченной области пространства, которая называется УЗ-лучом.

Наиболее часто используются три типа ультразвукового сканирования: линейное (параллельное), конвексное и секторное. Соответственно преобразователи ультразвуковых аппаратов называются линейные, конвексные и секторные. Выбор датчика для каждого исследования проводится с учетом глубины и характера положения органа. Например, для щитовидной железы используются конвексные датчики 7,5 МГц, для исследования почек и печени в равной степени пригодны как линейные, так и конвексные датчики.

Преимуществом линейного датчика является полное соответствие исследуемого органа положению самого преобразователя на поверхности тела. Недостатком линейных датчиков является сложность обеспечения во всех случаях равномерного прилегания его поверхности к коже пациента, что приводит к искажениям получаемого изображения по краям.

Конвексный датчик имеет меньшую длину, поэтому добиться равномерности его прилегания к коже пациента более просто. Однако при использовании конвексных датчиков получаемое изображение по ширине на несколько сантиметров больше размеров самого датчика. Для уточнения анатомических ориентиров врач обязан учитывать это несоответствие.

Секторный датчик имеет еще большее несоответствие между размерами преобразователя и получаемым изображением, поэтому используется преимущественно в тех случаях, когда необходимо с маленького участка тела получить большой обзор на глубине. Наиболее целесообразно использование секторного сканирования при исследовании, например, через межреберные промежутки.

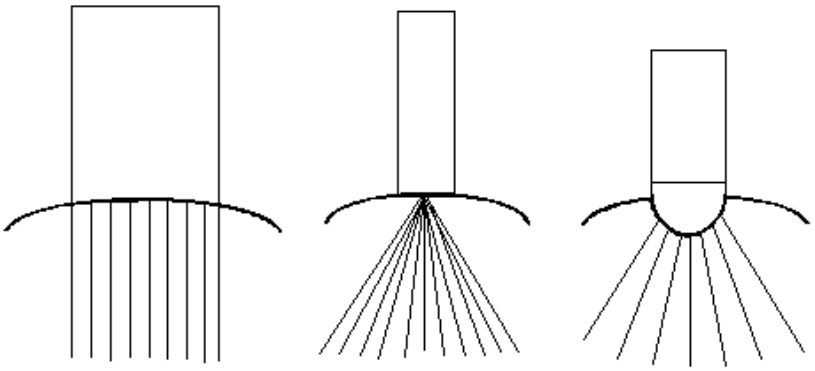


Рис. 7.4. Виды ультразвукового сканирования:
а – линейное, б – секторное, в – конвексное

В начале очередного цикла сканирования устройство управления сканированием обеспечивает установку луча датчика в положение 1 (см. рис 7.3). Устройство передачи–приема сигналов формирует короткий передающий электрический импульс, который поступает на датчик. В датчике электрический импульс преобразуется в зондирующий акустический импульс, который излучается в направлении оси луча. Зондирующий импульс начинает движение внутрь биологического объекта, распространяясь со скоростью, близкой к скорости звука в воде (С = 1500 м/с). За пределами луча 1 зондирующий импульс быстро уменьшается по мощности, и только в пределах границ луча его уровень достаточно велик. По мере движения в пределах луча зондирующий импульс уменьшается по мощности вследствие отражения, рассеяния и поглощения части его энергии.

Сразу же по окончании излучения зондирующего импульса датчик вместе с устройством передачи–приема переходит из режима передачи в режим приема сигналов. При этом можно говорить о приемном луче датчика, определяющем пространственную область, в которой датчик имеет максимальную чувствительность на прием. Луч на излучение (передачу) и приемный луч совпадают по направлению и близки по виду, но в общем случае не обязательно одинаковы по форме, что определенным образом влияет на акустическое изображение.

Если на пути зондирующего импульса, который продолжает свое путешествие в границах передающего луча, встречаются акустические неоднородности (например, $а_1$ и $б_1$ на рис. 7.3), часть мощности зондирующего импульса в виде эхо-сигналов отражается в различных направлениях, в том числе и в направлении на датчик.

Эхо-сигналы от неоднородностей в пределах границ лучей при достаточном уровне отражения принимаются датчиком, преобразуются в электрические импульсы и после усиления в устройстве передачи–приема поступают в устройство преобразования, обработки и запоминания сигналов (рис. 7.3). На выходе этого устройства формируются сигналы в виде, позволяющем отображать их на телевизионном мониторе. Эхо-сигналы отображаются в виде яркостных отметок на невидимой линии, соответствующей оси УЗ-луча 1. На рис. 7.3, где показан вид экрана монитора, оси лучей обозначены пунктиром. Информация в виде яркостных отметок вдоль осей называется акустическими строками. Яркость отметок на акустических строках соответствует амплитуде принятых эхо-сигналов.

Точно так же, как и для луча 1, осуществляется излучение и прием сигналов в следующем зондировании в направлении луча 2. Ось луча 2 отстоит от оси луча 1 на расстоянии, соизмеримом с шириной луча. При этом принимаются эхо-сигналы от неоднородностей, находящихся в границах луча 2. Таким же образом осуществляется зондирование в лучах 3, 4 и т.д. до последнего луча n. Оси всех лучей находятся в одной плоскости, которая

называется плоскостью сканирования. Все эхо-сигналы, принятые и преобразованные прибором, отображаются на телевизионном мониторе на акустических строках, каждая из которых соответствует своему лучу. В результате образуется яркостное изображение, отсюда и название В-режим (от слова brightness – яркость). Другое обозначение для В-режима – 2D-режим (от слова two-dimensional – двухмерный).

Акустическое изображение с достаточно высокой точностью воспроизводит геометрические формы внутренних структур.

Для завершения рассмотрения структурной схемы УЗ-сканера следует сказать, что входящее в его состав устройство управления с микропроцессорами и клавиатурой обеспечивает управление режимами работы, измерение и вывод необходимой служебной информации на экран монитора.

А-режим – это самый простой вид отображаемой информации, для получения которой не требуется сканирование. Зондирование осуществляется при неизменном направлении акустического луча, и на экране монитора отображается А-эхограмма в виде амплитудных значений эхо-сигналов от неоднородностей, находящихся на различных глубинах в пределах луча.

А-эхограмма и соответствующий ей А-режим работы получили свое обозначение от слова amplitude (амплитуда). Амплитуды фиксируются на экране как функции времени или глубины, что позволяет информировать исследователя не только о глубине расположения структур, но и об уровне эхо-сигналов от них.

А-режим применяется как самостоятельный в ряде специализированных диагностических приборов, используемых в офтальмологии, при транскраниальных исследованиях головного мозга, а также для обследования носовых и лобных пазух.

М-режим работы используется для регистрации изменения пространственного положения подвижных структур во времени. Отсюда и название режима – от слова motion – движение (иногда ТМ – слов time motion – движение во времени). М-режим широко используется в кардиологии, как правило вместе с В-режимом. Частота периодического зондирования при получении М-эхограммы составляет не менее 20 Гц, длительность отображаемой М-эхограммы во времени – от 1 до 16 с (время развертки). В некоторых приборах вместо серошкального яркостного отображения амплитудных значений эхо-сигналов используется цветовое кодирование сигналов различного уровня (цветная М-эхограмма).

Заметно улучшить качество ультразвуковой диагностики позволяют методы исследований, основанные на эффекте Доплера. С помощью допплеровских методов оценивают скорость кровотока, находят спектр скоростей кровотока в крупных сосудах, вычисляют сердечный выброс, находят частоту сердечных сокращений плода. Цветовое доплеровское

картирование позволяет повысить информативность ультразвуковых исследований.

Суть эффекта Доплера состоит в том, что частота колебаний, в данном случае ультразвуковых, излучаемых передатчиком, и частота принимаемых колебаний отличаются друг от друга, если передатчик и приемник движутся относительно друг друга. При их сближении частота принимаемых колебаний выше частоты излучаемых. При удалении – ниже. То же самое происходит, если принимается сигнал от движущегося отражателя. При движении отражателя в сторону приемо-передатчика (датчика) принимаемая частота будет равна:

$$f = f_0 \frac{c + v}{c - v} \ ,$$

где f_0 – частота излучателя,

c – скорость ультразвука в среде,

v – скорость отражателя.

Очевидно при удалении отражателя:

$$f = f_0 \frac{c - v}{c + v} \ .$$

Отсюда находят доплеровский сдвиг частоты $F_д$. Для первого случая он равен:

$$F_д = f - f_0 = f_0 \frac{2v}{c - v} \ .$$

С учетом того, что скорости структур организма $v << c$ (с = 1500 м/с), можно считать:

$$F_д = f_0 \frac{2v}{c} \ .$$

При движении отражателя в противоположную сторону доплеровский сдвиг частоты отрицателен.

Во многих случаях относительное перемещение датчика и отражателя идет под некоторым углом α. Доплеровский сдвиг тогда равен:

$$F_д = f_0 \frac{2v}{c} \cdot \cos\alpha \ .$$

При $\alpha = 90^o$ $F_д = 0$. Отсюда следует, что при углах α, близких к 90^o, точность оценки скорости исследуемого объекта мала. Поэтому при выполнении исследований необходимо выбрать оптимальное положение датчика на объекте.

7.2. Лабораторная работа

ИЗУЧЕНИЕ АППАРАТА УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДИАГНОСТИКИ. ИЗМЕРЕНИЕ ПАРАМЕТРОВ ОБЪЕКТОВ

Цель работы

Целью работы является знакомство с основами ультразвуковых методов исследований, изучение принципа действия эхотомоскопа, определение геометрических параметров исследуемых объектов, определение скорости распространения ультразвука в оргстекле и других материалах.

Приборы и принадлежности

Эхотомоскоп ЭТС-ЭЛ-С, сосуд с водой, образцы из оргстекла и других материалов, линейка, гель для ультразвуковых исследований.

Описание установки

В работе используется эхотомоскоп ЭТС-ЭЛ-С. Он предназначен для визуального наблюдения в реальном масштабе времени или в виде стоп-кадра двумерных эхограмм В-типа, получаемых путем ультразвукового зондирования исследуемых структур методом электронного сканирования.

Эхотомоскоп имеет следующие технические данные:

Вид ультразвукового преобразователя (УЗП): линейный, 3,5 МГц;

Ширина зоны сканирования: 86 мм;

Глубина зондирования, отображаемая на экране: 194 мм;

Вид формируемой эхограммы: «В»;

Фокусировка ультразвукового луча: электронная с акустической линзой;

Глубина зон фокусировки: 50 или 100 мм;

Продольная разрешающая способность: 2 мм;

Поперечная разрешающая способность в зоне фокусировки: 3 мм ;

Время формирования полного ультразвукового кадра не более 0,04 с, (частота не менее 25 кадров в секунду);

Усиление приемника с автоматической регулировкой по глубине от 40 до 80 дБ;

Регулировка усиления: некалиброванная, общая и раздельная в трех зонах по глубине;

Число уровней квантования сигнала: 16;

Цифровая обработка изображения: три вида;

Увеличение изображения: двукратное с возможностью выбора нужного фрагмента;

Предусмотрена фиксация эхограммы;

Предусмотрена возможность изменения вида эхограммы (позитив – негатив);

Предусмотрена возможность измерения расстояния между марками и периметра выбранной детали эхограммы;

Ввод служебной информации: в виде пиктограмм и чисел;

Экран: 16 см по диагонали с неотражающим фильтром;

Время установления рабочего режима: не более 5 мин;

Время непрерывной работы в течение суток: не более 8 ч;

Источник питания: сеть переменного тока напряжением 220 В, частотой 50 Гц;

Полная потребляемая мощность: 70 В·А.

Принцип действия эхотомоскопа основан на линейном сканировании исследуемой среды ультразвуковыми лучами.

Эхотомоскоп имеет две основные зоны фокусировки ультразвукового луча по глубине и дополнительный режим, позволяющий получить резкое изображение в зоне между двумя основными фокусами. Выбор зоны фокусировки осуществляется кнопкой «ФОКУС».

Эхотомоскоп позволяет производить измерения линейных размеров, периметра и площади элементов эхограммы. Все вычисления производятся автоматически, результаты измерений отображаются на экране монитора.

Эхотомоскоп состоит из двух основных частей – электронного блока и ультразвукового преобразователя.

На лицевой панели электронного блока эхотомоскопа расположены следующие органы управления:

кнопка «СЕТЬ» – включение и выключение питания эхотомоскопа. Во включенном положении рядом с кнопкой светится зеленый индикатор;

регулятор « ☼ » – настройка яркости изображения на экране монитора;

регулятор «◑» – настройка контрастности изображения на экране монитора;

регулятор «ОБЩЕЕ» – регулирование мощности ультразвукового излучения. При повороте этого регулятора по часовой стрелке яркость эхограммы увеличивается;

регулятор «КОНТРАСТ» – регулирование контрастности эхограммы. При повороте по часовой стрелке контраст увеличивается, изображение разделяется на четко разделенные светлые и темные участки, но слабые эхосигналы имеют тенденцию теряться. Снижение контраста дает

туманное изображение, но при этом возможна демонстрация всех эхосигналов от слабых до сильных;

регулятор «БЛИЖНЕЕ» – регулирование усиления эхосигнала в зоне, близкой к поверхности тела. При повороте по часовой стрелке эхоизображение в верхней части экрана станет более ярким;

регулятор «СРЕДНЕЕ» – регулирование усиления в средней зоне эхограммы;

регулятор «ДАЛЬНЕЕ» – регулирование усиления в зоне, наиболее удаленной от поверхности тела. При повороте по часовой стрелке эхоизображение в нижней части экрана станет более ярким;

кнопка «Х2» – увеличение эхограммы в 2 раза. Повторное нажатие кнопки восстанавливает первоначальный размер изображения. Нажатием кнопок «↑» и «↓» увеличенное изображение сдвигается вверх или вниз. Зона возможного увеличения отображается на экране сплошной линией внутри вертикальной шкалы графики. Шкала градаций яркости смещается к левому краю экрана;

кнопка «СТАРТ» – сброс в исходное состояние;

кнопка « ⌗» – фиксация выведенной на экран эхограммы, внизу экрана появляется надпись «ФИКСАЦИЯ». Повторное нажатие кнопки снимает режим стоп-кадра. Стоп-кадровое изображение нельзя увеличивать или сдвигать;

кнопка « + » – вызов измерительных меток « + » и « + ». Первое нажатие кнопки вызывает на экран большую метку, повторное нажатие – маленькую;

кнопка «Х» – вызов измерительных меток «Х» и «х». Первое нажатие кнопки вызывает на экран большую метку, повторное нажатие – маленькую;

кнопки «↖», «↑», «↗», «←», «→», «↙», «↓», «↘» – смещение метки в режиме измерений в направлении, указанном на кнопке. При выборе пиктограмм – перемещение изображения датчика на пиктограмме тела. Вызов пиктограммы тела осуществляется кнопкой «+». Нажатием кнопки «Х» процесс выбора нужной пиктограммы завершается;

кнопка «ФОКУС» – выбор зоны фокусировки. Выбор зоны сопровождается смещением знака «<» справа от вертикальной измерительной шкалы. Последовательным нажатием кнопки осуществляется переключение зоны фокусировки в следующей последовательности: ближняя, дальняя, ближняя и дальняя вместе;

кнопка « ◜ » – выбор вида цифровой обработки эхосигнала. Переключение вида обработки сопровождается сменой символов « ◺ », « ◹», « ◹» в зоне служебной информации в правой части экрана. Выбор осуществляется последовательным нажатием кнопки;

кнопка « ⊟» – инвертирование видеосигналов и получение позитивного или негативного изображения на экране;

кнопка «МЕНЮ» – вызов информации о дополнительном функциональном назначении кнопок «0»–«9»:

0 – ввод кода пациента;

1 – ввод даты;

2 – ввод пола пациента;

3 – стирание измерительных меток и результатов измерений;

4 – выбор пиктограммы положения датчика на теле пациента;

5 – режим «Биометрия»;

«ФОКУС» – измерение периметра и площади элемента эхограммы.

Вызов информации возможен только в режиме фиксации.

кнопки «0»–«9» – для ввода цифровых данных в служебную информацию – код пациента и дата обследования.

На задней панели электронного блока эхотомоскопа расположены следующие элементы:

соединитель «УЗП» – для подключения кабеля УЗП;

соединитель «220 В, 50 Гц, 70 В·А» – для подключения сетевого питания;

клемма « ⏚» – для заземления корпуса эхотомоскопа;

соединитель «ВИДЕО» – для передачи видеосигнала эхотомоскопа на дополнительную видеоаппаратуру – видеомагнитофон, видеопринтер, выносной монитор большего размера;

соединитель «ЭВМ» – для передачи данных в ЭВМ;

предохранитель.

В качестве исследуемых образцов используют прямоугольный сосуд с водой и пластины из оргстекла и других материалов различной толщины. Для лучшего контакта ультразвукового зонда с поверхностью исследуемых объектов применяется ультразвуковой гель.

Порядок работы с эхотомоскопом

Для вывода необходимой информации экран монитора эхотомоскоп разделен на несколько зон, как показано на рис. 7.5.

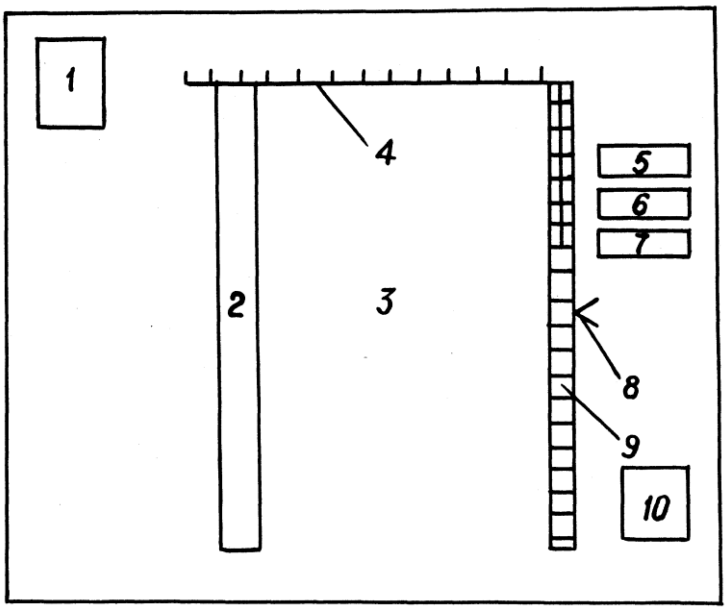


Рис. 7.5. Расположение информационных зон в режиме X1.
1 – пиктограмма положения УЗП на теле пациента, 2 – шкала градаций яркости, 3 – зона эхограммы, 4 – горизонтальная шкала, цена деления 1 см, 5 – дата обследования, 6 – пол и код пациента, 7 – вид цифровой обработки и увеличения, 8 – знак положения зоны фокусировки, 9 – вертикальная шкала, цена деления 1 см, 10 – зона результатов измерений

Получение эхограммы

После подключения эхотомоскопа к сети питания установить регуляторы следующим образом:

– регуляторы « ☼ » и « ◑ » отрегулировать так, чтобы шкалы и надписи в правой части экрана были четко видны;

– регуляторы усиления, расположенные по правому краю передней панели электронного блока, поставить приблизительно в среднее положение;

Нажать кнопку « # », надпись «ФИКСАЦИЯ» должна исчезнуть, слева появится шкала градаций яркости.

Режим X1.

Нанести ультразвуковой гель на исследуемый участок тела пациента слоем 2–3 мм. При более тонком слое геля изображение будет низкого качества.

Поместить УЗП на исследуемый участок, на экране появится изображение поперечного сечения.

Регуляторами «ОБЩЕЕ» и «КОНТРАСТ» добиться оптимальной интенсивности изображения.

Медленно передвигать УЗП, пока не появится изображение нужного сечения. Для улучшения четкости изображения изменить положение тела пациента, попросить его задержать дыхание.

Нажимая кнопку «ФОКУС», выбрать зону фокусировки в зависимости от интересующей области изображения. Регуляторами усиления добиться равномерной интенсивности по кадру и установить оптимальную яркость изображения.

Получив нужное изображение, нажать кнопку «⌗», на экране появится надпись «ФИКСАЦИЯ».

Ввести на экран необходимые данные о пациенте – код, пол, дату обследования.

При необходимости сфотографировать изображение.

Режим X2

После получения эхограммы в режиме X1, до ее фиксации, нажать кнопку «X2». На экране появится изображение, увеличенное в два раза, при этом в кадре помещается часть изображения шириной 8,5 см и глубиной 9,5 см.

Кнопками «↑» и «↓» сместить изображение, чтобы вывести на экран нужную его часть.

Нажать кнопку «⌗», чтобы получить стоп-кадр.

Ввод на экран служебной информации.

Ввод на экран служебной информации возможен только в режиме стоп-кадра. Для вызова подсказки нажать кнопку «МЕНЮ».

Ввод кода пациента.

Нажать кнопку «0». Цифровыми кнопками ввести последовательно пять цифр личного кода пациента. При ошибочном вводе нажать кнопку «0» и повторить ввод.

Ввод сведений о поле пациента.

Нажать кнопку «2». В строке кода символ «♙» сменится символом «♀». При повторном нажатии кнопки «2» произойдет обратная смена символов.

Ввод даты.

Нажать кнопку «1». Цифровыми кнопками ввести последовательно двузначные числа: число месяца, номер месяца, последние две цифры года. При ошибочном наборе даты нажать кнопку «1» и повторить ввод.

Ввод пиктограммы положения УЗП на теле пациента.

Нажать кнопку «4». На экране появится информация о функциях кнопок «X», «+» и кнопок направления смещения.

Нажимать кнопку «+» до тех пор, пока в зоне пиктограмм не появится необходимая пиктограмма (всего имеется семь различных пиктограмм). Кнопками «↑», «↓», «←» и «→» поместить стрелку, указывающую на место приложения УЗП, на нужный участок пиктограммы, а кнопками «↖», «↗» сориентировать ее более точно. Когда выбор пиктограммы закончен, нажать кнопку «Х».

Выполнение измерений

Производить измерения следует только в режиме фиксации эхограммы.

1. Измерение линейных размеров элементов эхограммы.

Вывести на экран эхограмму в реальном времени и зафиксировать ее нажатием кнопки «⌗».

Нажать кнопку «+». В зоне эхограммы появится знак +. С помощью кнопок направления смещения поместить метку «+» в точку начала измеряемого участка.

Нажать кнопку «+». На экране появится малая метка «+», совпадающая с большой. Одновременно в зоне результатов измерений появится строка «L+**,* см»;

Кнопками направления смещения поместить малую метку «+» в конец измеряемого участка. В строку «L+**,* см» автоматически вписывается расстояние между метками в сантиметрах.

Если требуется измерить другое расстояние, повторить операции, используя метки «Х» и «х». Результаты отобразятся в строке «L×**,* см».

2. Измерение периметра и площади элементов эхограммы.

Вывести на экран эхограмму в реальном времени и зафиксировать ее нажатием кнопки « ⌗ ».

Нажать кнопку «ФОКУС». На экране появится большая метка «+». Кнопками направления смещения поместить метку в начало измеряемого участка.

Нажать кнопку «ФОКУС» и кнопками направления смещения обвести измеряемый участок контуром из сплошной линии, которая остается как след движения метки.

Нажать кнопку «ФОКУС». Результаты измерений отобразятся в зоне результатов измерений в строках «Р» и «S» соответственно.

Порядок выполнения работы

1. Подключите эхотомоскоп к питающей сети.

2. Установите кнопку «сеть» в положение ВКЛ. Через 30 с на экране должно появиться изображение шкал и служебной информации с

характерным шумом УЗП. При отсутствии работы УЗП повторите включение прибора.

3. Поместите в сосуд с водой пластину из оргстекла, расположив ее параллельно передней стенке сосуда.

4. Смажьте переднюю стенку сосуда ультразвуковым гелем и плотно прижмите к ней УЗП.

5. Получите изображение среза исследуемого объекта (пластины), добившись наилучших условий воспроизведения, согласно раздела «Порядок работы с эхотомоскопом».

6. В режиме стоп-кадра проделайте следующие измерения.

Определите расстояние до пластины, пользуясь вертикальной шкалой эхотомоскопа. Сравните полученный результат с расстоянием до пластины, измеренным с помощью линейки.

Определите ширину пластины, пользуясь горизонтальной шкалой эхотомоскопа. Сравните полученный результат с действительной шириной пластины.

Измерьте линейные размеры, периметр и площадь среза, пользуясь указаниями раздела «Порядок работы с эхотомоскопом».

Определите скорость ультразвука C_2 в оргстекле (или другом исследуемом объекте), пользуясь следующим соотношением, вытекающим из того, что за счет более высокой, чем в воде, скорости ультразвука кажущаяся толщина объекта уменьшается.

$$C_2 = \frac{b_1}{b_2} \cdot C_1 ,$$

где C_1 – скорость ультразвука в воде (принимается равной 1500 м/с);

b_1 – действительная толщина пластины, измеренная линейкой или штангенциркулем;

b_2 – толщина пластины, оцененная с помощью эхотомоскопа.

Проведите измерения параметров «срезов» предлагаемых образцов, включая одновременное наблюдение двух объектов при их различном взаимном расположении. Опробуйте различные режимы работы эхотомоскопа: работа в увеличенном масштабе, использование цифровой обработки эхосигнала, инвертирование видеосигнала.

7. Сделайте выводы по результатам исследований.

Указания по работе с эхотомоскопом

Для обеспечения исправности и готовности эхотомоскопа к эксплуатации необходимо соблюдать следующие рекомендации.

Оберегать эхотомоскоп от воздействия водяных брызг, высокой влажности, прямого солнечного света, пыли, химических веществ и газов, сильных ударов и вибрации.

Смазывать исследуемую поверхность только ультразвуковым гелем, другие вещества могут повредить УЗП и кабель.

Оберегать УЗП от ударов и падений.

Не погружать УЗП в жидкости.

Не нагревать УЗП.

Контрольные вопросы

1. Что называется ультразвуком?
2. В чем заключаются особенности распространения ультразвуковых волн?
3. Назовите основной тип волн, используемых в ультразвуковой диагностике.
4. Сформулируйте закон поглощения ультразвука в веществе.
5. Укажите применение ультразвука в медицине.
6. В чем заключается метод ультразвуковой эхолокации?
7. Из каких основных частей состоит эхотомоскоп?
8. Поясните принцип формирования двухмерного изображения.
9. Чем определяется разрешающая способность эхотомоскопа?
10. Как влияет рабочая частота эхотомоскопа на параметры зондирования?
11. Как измеряется скорость ультразвука в среде в данной работе?
12. Какой вид сканирования используется в эхотомоскопе?
13. В чем состоит суть допплеровских методов исследований?

7.3. Литература

1. *Осипов, Л. В.* Ультразвуковые диагностические приборы: практ. руководство для пользователей / Л. В. Осипов. М.: Видар, 1999. 256 с.

2. Эхотомоскоп ЭТС-ЭЛ-С: Руководство по эксплуатации СМК.941217.001 РЭ; Гос. предприятие «ЛОМО», 1993.

3. *Эссаулова, И. А.* Руководство к лабораторным работам по медицинской и биологической физике: учеб. пособие / И. А. Эссаулова, М. Е. Блохина, Л. Д. Гонцов; под ред. А. Н. Ремизова. М.: Высш. шк., 1987. 271 с.

4. Применение ультразвука в медицине: Физические основы: пер. с англ. / под ред. К. Хилла. М.: Мир, 1989. 568 с.

8. ИНФУЗИОННЫЕ НАСОСЫ

8.1. ОСНОВНЫЕ СВЕДЕНИЯ ОБ ИНФУЗИОННЫХ НАСОСАХ

Инфузионные насосы предназначены для продолжительного введения жидкостей, включая лекарства, с точно контролируемой скоростью. Большинство из них позволяют работать со стандартными шприцами, и поэтому такие насосы называют шприцевыми. Управление насосом, как правило, осуществляется от микропроцессора, который перед началом инфузии программируется на требуемый режим. Поскольку время инфузии может достигать десятков часов, во всех моделях предусматривается тревожная сигнализация и блокировка работы насоса в случае неполадок, в том числе в магистрали инфузии.

Такого вида насосы широко используются при терапии новорожденных, а также для интенсивной терапии взрослых пациентов.

Рассмотрим примеры таких устройств.

ШПРИЦ-НАСОС «ВЕДА-5»

Шприц-насос «ВЕДА-5» предназначен для программированного введения лекарственных препаратов или внутривенных анестетиков одним или двумя шприцами в вену пациента с регулируемой скоростью по каждому из шприцев.

Шприц-насос имеет привод от электросети и микропроцессорное управление, обладает оптимальным сочетанием широких функциональных возможностей с безопасностью введения.

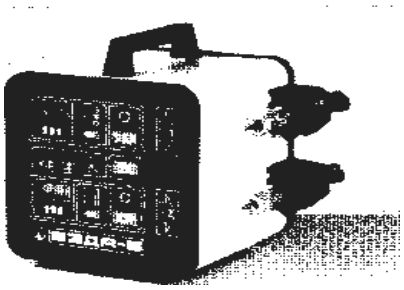


Рис. 8.1. Шприц-насос «ВЕДА-5»

Функциональные особенности:

– обеспечивает задание и индикацию емкостей шприцев;

– обеспечивает регулирование объемных скоростей введения раздельно по каждому шприцу;

– обеспечивает возможность одновременной работы двумя одноразовыми шприцами емкостью 5, 10 и 20 мл в произвольном сочетании;

– обеспечивает выведение информации о заданной объемной скорости по каждому шприцу на световое табло;

– обеспечивает возможность ускоренной подачи лекарственных препаратов по каждому шприцу с объемной скоростью введения не менее

200 мл/ч независимо от установленной скорости введения и емкости шприца с одновременной индикацией этой скорости на световом табло;

– для безопасности пациента обеспечивается регулирование окончания движения поршня каждого шприца;

– безопасность пациента обеспечивается звуковой и световой сигнализацией с блокировкой введения при возникновении избыточного противодавления 0,6+0,15 кг/см^2; окончании движения поршня шприца; возникновении функциональных неисправностей;

– простота конструкции крепления обеспечивает возможность установки шприц-насоса на вертикальной стойке и на горизонтальной поверхности.

Технические характеристики

Объемная скорость введения	0,1–99,9 мл/ч
Скорость ускоренной подачи	не менее 200 мл/ч
Питание от сети переменного тока, напряжение	220 В
Частота	50 Гц
Потребляемая мощность	22 Вт
Габаритные размеры	185×200×220 мм
Масса	не более 4,6 кг

Комплектация: проводящие магистрали однократного применения 1200 мм

ИНФУЗИОННЫЙ ВОЛЮМЕТРИЧЕСКИЙ НАСОС С МАГИСТРАЛЬЮ ОДНОКРАТНОГО ПРИМЕНЕНИЯ НВИ-01

Насос предназначен для проведения длительных (до 120 ч) дозируемых инфузий жидких лекарственных сред.

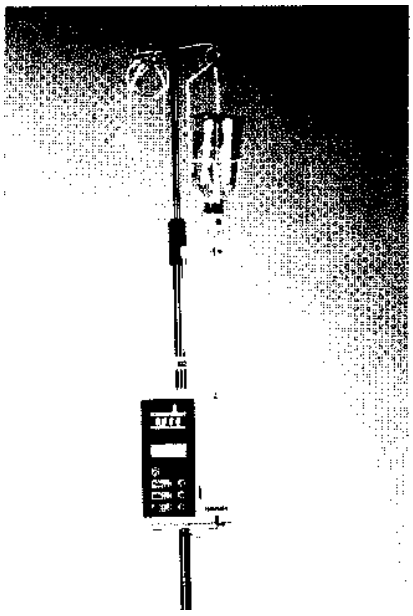


Рис. 8.2. Инфузионный волюметрический насос с магистралью однократного применения НВИ-01

Функциональные возможности насоса обеспечивают:

– 4 режима управления инфузией:

– автоматическое заполнение магистрали инфузатом;

– задание объема и времени инфузий с автоматическим вычислением расхода инфузата;

– задание расхода инфузата и времени инфузий с автоматическим вычислением объема инфузата;

– задание объема и расхода инфузата с автоматическим вычислением времени инфузий;

– визуализацию режимов и параметров инфузий на буквенно-цифровом дисплее;

– индикацию текущих значений расхода и объема инфузата на цифровом табло.

Безопасность проведения инфузий обеспечивается:

– детектором воздушных включений в капельнице магистрали;

– детектором воздушных включений в магистрали на выходе насоса;

– датчиком инфузионного давления на выходе насоса;

– аудио- и видеосигнализацией аварийных ситуаций.

Технические характеристики

Диапазон регулирования расхода инфузата	0–900 мл/ч
Точность задания расхода инфузата	±10%
Диапазон задания объема инфузата	0–90 л
Диапазон задания времени инфузий	0–120 ч
Максимально допустимое инфузионное давление	450±100 мм рт.ст
Срок службы инфузионной магистрали	не менее 12 ч
Время непрерывной работы	не менее 120 ч
Напряжение питания	220 В
Потребляемая мощность	30 Вт

По требованию заказчика насос комплектуется инфузионной стойкой.

ИНФУЗИОННЫЙ НАСОС НК-02

Внешний вид насоса показан на рис. 8.3.

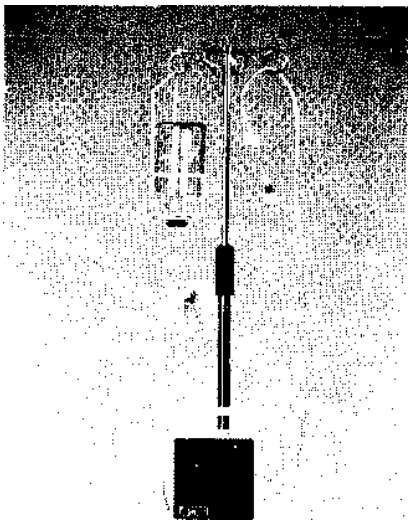


Рис. 8.3. Насос НК-02

Предназначен для длительного введения лекарственных растворов с использованием магистрали инфузионной однократного применения МИ 2.2×0.6

Функциональные особенности:

– широкий диапазон скорости потока и задаваемого объема;

– высокая точность дозирования;

– эксплуатация от сети или встроенного аккумулятора с автоматическим переключением;

– возможность подключения к внешнему аккумулятору, например в машине скорой помощи;

– предупреждающая сигнализация об окончании введения и разрядке аккумулятора;

– световая и звуковая сигнализация с блокировкой введения при возникновении аварийных ситуаций (превышено допустимое давление, пережат шланг, сосуд для жидкости пуст, открыта крышка насоса, разряжена аккумуляторная батарея, не обеспечивается заданная скорость);

– световая индикация при работе от аккумулятора.

Технические характеристики

Скорость введения	1–999 мл/ч
Точность	±3%
Диапазон задания вводимого объема	1–999 мл
Время работы от аккумулятора	3 ч
Питание: напряжение сети	220 В
Аккумулятор	12 В
Потребляемая мощность	12 Вт
Габаритные размеры	130×230×120 мм
Масса	3,5 кг

ШПРИЦЕВОЙ ИНФУЗИОННЫЙ НАСОС SEP-10S

Предназначен для точного ввода дозируемой жидкости пациенту при помощи одноразовых шприцов. Он особенно пригоден в тех случаях, когда необходимо вводить с большой точностью малые объемы жидкости в течение длительного времени.

Шприцевой насос SEP-10S предназначен для использования в хирургии, отделениях интенсивной терапии, лабораториях, автомобилях скорой помощи, педиатрии.

Насос характеризуется простотой в обслуживании, универсальностью в применении и непрерывностью в действии. В нем могут использоваться одноразовые, объемом от 10 до 60 мл, шприцы. Встроенный аккумулятор позволяет эксплуатировать насос без подключения к сети, что позволяет транспортировать пациента без прерывания инфузии.

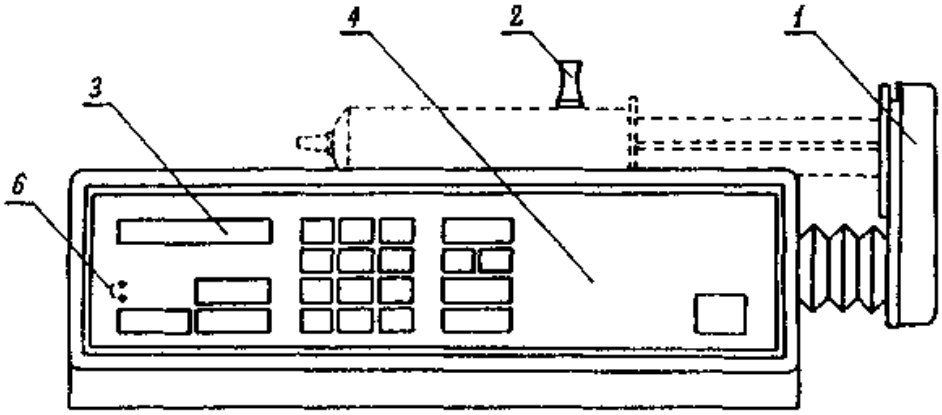


Рис. 8.4. Вид насоса SEP-10S спереди

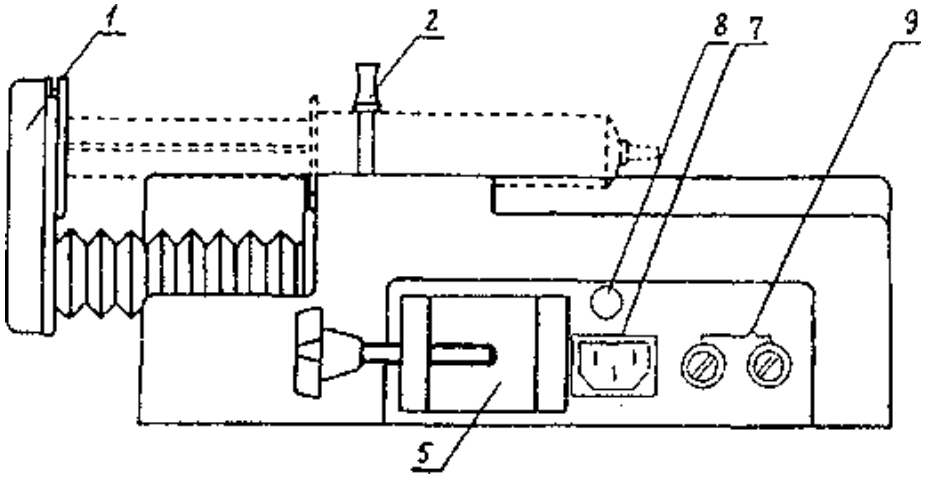


Рис 8.5. Вид насоса SEP-10S сзади:
1 – толкатель шприца, 2 – фиксатор шприца, 3 – дисплей, 4 – кнопочный пульт, 5 – кронштейн крепления к штативу, 6 – индикаторы, 7 – сетевой разъем, 8 – гнездо вызова медперсонала и подключения внешнего источника питания 12 В (в модели 2101 не используется), 9 – держатели предохранителей

Насос предназначен для точной дозировки лекарства со скоростью, запрограммированной оператором. Микропроцессор устанавливает скорость движения штока шприца, принимая во внимание объем шприца и его тип. Микропроцессор управляет скоростью вращения электродвигателя, которое винтовой парой преобразуется в поступательное движение толкателя шприца. Микропроцессор контролирует также напряжение внутреннего аккумулятора, переменное напряжение сети, уровень окклюзии, объем болюса. В случае сбоя или окончания инфузии микропроцессор включает звуковую сигнализацию и выдает сигнал в линию вызова медперсонала. Состояние насоса и программируемые данные выводятся на 16-разрядный алфавитно-цифровой индикатор (дисплей). Специальная схема («watch dog») следит за правильностью работы микропроцессора и в случае ее нарушения отключает электродвигатель и включает звуковой сигнал.

В случае неполадок в электросети насос автоматически переключается на работу от внутреннего аккумулятора и информирует об этом оператора.

При выключении насос сохраняет запрограммированные данные, а при выключении во время инфузии запоминается состояние данных на момент выключения. Включив насос, инфузию можно продолжать.

8.2. УСТРОЙСТВО И РАБОТА С НАСОСОМ МОДЕЛИ 1001

Инфузионный насос «Medfusion inc.» модели 1001 (далее – модели 1001) предназначен для продолжительного введения жидкостей и/или лекарств на точно контролируемой скорости введения.

Насос может работать с полным набором шприцев (от 1 до 60 мл.) различных производителей как Becton-Dickinson, так и от Monoject. Оператор, для того чтобы начать инъекцию, программирует только производителя, размер шприца, режим скорости и скорость. Для удобства тип шприца и режим скорости можно запрограммировать с помощью внутренних переключателей.

Современный дизайн модели 1001 позволяет легко производить программирование и мониторинг внутривенных и ультра-артериальных инъекций.

Внешний вид насоса представлен на рис. 8.6.

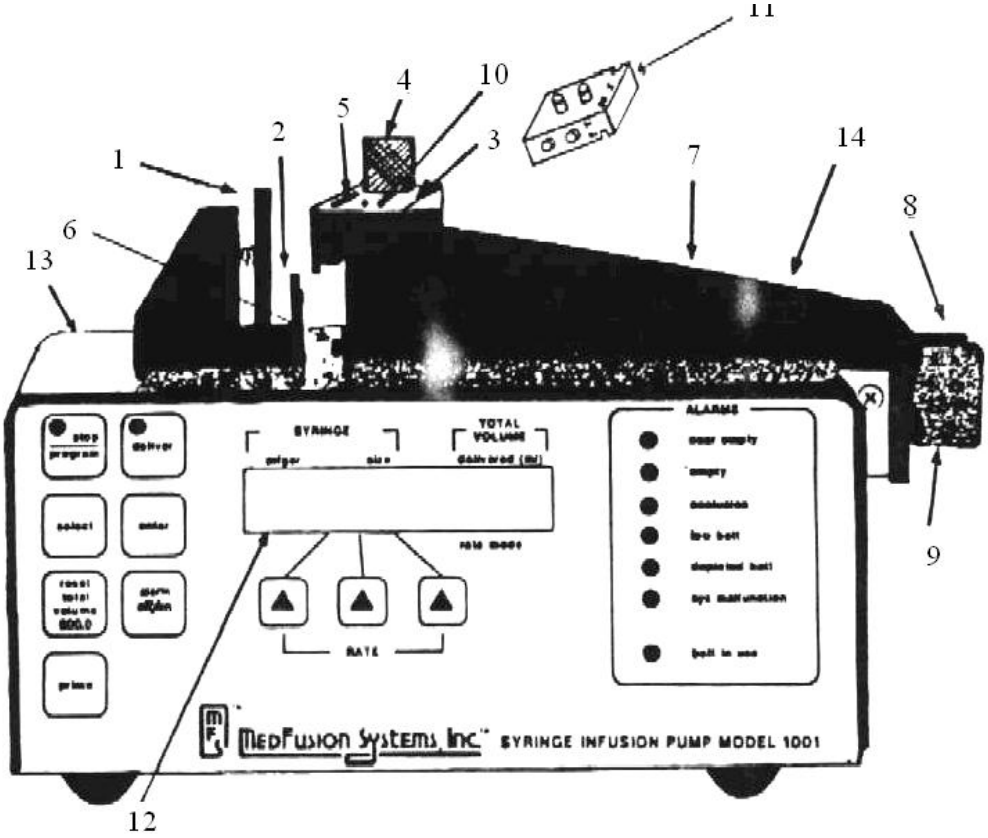


Рис. 8.6. Внешний вид инфузионного насоса.
1 – диск плунжера; 2 – держатель плунжера; 3 – зажим; 4 – фиксатор зажима; 5 – паз зажима; 6 – торец зажима; 7 – гнездо; 8 – зажим штифта; 9 – ручка сцепления; 10 – отверстия маленького держателя; 11 – маленький держатель; 12 – ЖКД; 13 – выключатель (на задней панели); 14 – кнопка подсветки (сзади)

Упрощенная структурная схема устройства представлена на рис. 8.7.

Рис. 8.7. Структурная схема устройства

Технические характеристики насоса модели 1001 представлены в табл. 8.1.

Таблица 8.1

Общий размер	18,5 см ширина × 11,4 см высота ×16,5 см длина
Вес	2,3 кг
Температура хранения	От –4 до 82 °С
Температура эксплуатации	От 5 до 49 °С
Точность	±3%
Режимы скорости	мл/час или мл/мин
Показатель потока	0,01–99,9 мл/час с инкрементом 0,1; 0,01–6,79мл/мин с инкрементом 0,01
Выбор шприца	Два производителя: 1) Becton-Dickinson(B-D); 2) Monoject (Mono).
Размеры шприцев	1) B-D: 1, 3, 5, 10, 20, 30, 60 мл; 2) Mono: 1, 3, 6, 12, 20, 35, 60 мл.
Питание	AC ~220 В; 50 Гц (по заказу); DC – внутренние аккумуляторы.
Время зарядки аккумуляторов при включенном приборе	16 часов при 25 °С
Возможности аккумуляторов	При 25 °С – 10 часов работы в режиме 5,0 мл/час со шприцем 50 мл или 60 мл.
Сигналы тревоги	NEAR EMPTY EMPTY LOW BATTERY DEPLETED BATTERY OCCLUSION SYSTEM MALFUNCTION
Сигнальные режимы	STOP/PROGRAM DELIVER BATTERY IN USE PRIMING
Общий объем вливания	000,0–999,9 с инкрементом 0,1 мл

Порядок работы с насосом модели 1001

А. ЗАГРУЗКА ШПРИЦА

А1. Для установки шприца в прибор оттяните зажим штифта, освобождая ручку сцепления и оттягивая гнездо до упора.

А2. Ослабьте фиксатор зажима, оттяните его вверх и поверните вокруг оси на 90 градусов в любом направлении, освобождая в гнезде место для шприца.

А3. Включите конец плунжера в держатель плунжера.

Предупреждение. Когда шприц соединен с системой, в которой давление меньше атмосферного (т.е. отрицательное давление), атмосферное давление может заставить плунжер двигаться вперед в шприце, что увеличит скорость вливания. Размещение конца плунжера шприца в держателе плунжера защищает от этого.

А4. Сожмите зажим штифта и задвигайте гнездо до тех пор, пока оно не коснется ушек шприца.

Замечание. Убедитесь, что ручка сцепления легко щелкает в своем рабочем положении.

А5. Возьмите фиксатор зажима и поверните его на 90 градусов, фиксируя таким образом шприц в гнезде. Не забудьте поместить ободок ушек шприца в паз зажима.

Имейте в виду, что для шприцев объемом от 1 до 20 мл используется специально предусмотренный держатель шприца. Если вы выбираете шприц объемом 1 или 3 мл, ориентируйте держатель так, чтобы через паз зажима были видны цифры 1 и 3, и наоборот, если шприц объемом от 5 до 20 мл. Не забудьте поместить ободок ушек в щель держателя.

Комментарий. Когда держатель шприца не используется, поместите его на верх фиксатора.

В. ВКЛЮЧЕНИЕ

В1. Выключатель питания находится на задней панели. Включите его (позиция «ON»).

Замечание: Убедитесь в том, что устройство подключено к сети (если оно не питается от батареи).

В2. Сразу после включения питания устройство выводит на экран название программной версии и производит самотестирование (убедитесь в том, что программные версии руководства и изделия совпадают).

Все светодиоды, кроме SYS MALFUNCTION, кратковременно зажгутся. Светодиоды BATT IN USE, STOP/PROGRAM, DELIVERY будут мигать.

На экране появится надпись:

```
LED TEST/ALARMS = S
&  SYS. MAL. TEST
```

По окончании выполнения устройством системного теста сбоя зажжется диод SYS MALFUNCTION и включится звуковой сигнал. Буквы S или L в конце надписи «LED TEST/ALARMS=» обозначают автоматический аварийный интервал задержки. S соответствует 5 минутам, а L – 54 минутам задержки.

C. ПРОГРАММИРОВАНИЕ МОДЕЛИ 1001 – ВВЕДЕНИЕ

Программируемая область мигает, буква «P» на экране и медленный нерегулярный звуковой сигнал появляются всякий раз, когда устройство находится в программируемом режиме (звуковой сигнал может быть временно заглушен одиночным нажатием на кнопку ALARM OFF/ON).

Для того чтобы запрограммировать или изменить любую функцию, устройство должно быть в режиме STOP/PROGRAM.

Каждое правильное нажатие на кнопку подтверждается коротким одиночным звуковым сигналом (даже когда звук отключен).

C1. ПРОГРАММИРОВАНИЕ МОДЕЛИ 1001.

В модели 1001 применяется последовательное программирование. Оператор узнает о том, что может быть запрограммировано по мигающему символу или цифрам показателя.

Если устройство будет в полностью программируемом состоянии, содержимое экрана будет выглядеть следующим образом:

```
****    **     000.0
P     00.0    ******
```

Замечание. SYRINGE MANUFACTURER и RATE MODE могут навсегда программироваться активизирующими внутренними переключателями, расположенными на плате. Если любой вариант предварительно запрограммирован, вместо мигающего знака появится этот запрограммированный вариант. Кроме того, аварийный объем может непосредственно корректироваться в большую или меньшую сторону.

C2. ПРОГРАММИРОВАНИЕ ПРОИЗВОДИТЕЛЯ.

Нажмите кнопку SELECT, чтобы на экране появились варианты выбора. Повторные нажатия кнопки будут выводить на экран возможные варианты. К примеру, B-D обозначает Becton-Dickinson, а Mono – соответственно Monoject. ЗАМЕЧАНИЕ: Если производитель предварительно запрограммирован, 1001 автоматически перейдет к C3.

Введите ваш выбор нажатием клавиши ENTER. Как только изготовитель будет введен, 1001 автоматически перейдет к программированию размера шприца.

Замечание. Чтобы перепрограммировать производителя, отключите питание и начните с B1.

C3. ПРОГРАММИРОВАНИЕ РАЗМЕРА ШПРИЦА.

Нажмите клавишу SELECT, чтобы на экране появилась возможность выбора. Повторные нажатия будут выводить на экран возможные варианты размера для данного производителя. Например: B-D 1, 3, 5, 10, 20, 30, 60 ml (60 ml – то же самое, что и 50 ml), Mono 1, 3, 6, 12, 20, 35, 60 ml. Чтобы ввести ваш выбор, нажмите клавишу ENTER. Как только размер будет введен, 1001 автоматически перейдет к программированию режима скорости (если он не запрограммирован предварительно). Если запрограммирован, то 1001 переходит к C5.

Примечание. В версии 4.1 предусмотрено программирование объема вводимого лекарства.

(Например: объем шприца 10 мм^3; можно установить любой объем лекарства до 10 мм^3 либо произвести программирование введения полного объема.)

C4. ПРОГРАММИРОВАНИЕ РЕЖИМА СКОРОСТИ.

Нажмите клавишу SELECT, чтобы на экране появилась возможность выбора. Повторные нажатия будут выводить на экран возможные режимы. ПРИМЕР: Можно выбрать ML/HR (мл/час) или ML/MIN (мл/мин). Чтобы ввести ваш выбор, нажмите на ENTER. Как только режим скорости будет введен, знак выбора перестанет мигать и автоматически перейдет к C5.

Замечание. Если введен новый режим скорости, то скорость вливания автоматически обнулится.

C5. ПРОГРАММИРОВАНИЕ СКОРОСТИ.

Программирование производится при помощи трех клавиш выбора скорости (RATE).

Клавиша SELECT не программирует скорость.

Замечание. Если клавишу скорости нажать и удержать, значение будет возрастать автоматически.

Чтобы ввести ваш выбор, нажмите ENTER. Цифры перестанут мигать.

С6. PRIMING.

Для того чтобы выпустить воздух из шприца, нажмите и удерживайте клавишу PRIME.

На экране появится надпись PRIMING, и прибор заработает на максимальной скорости.

Через 16 секунд зазвучит продолжительный звуковой сигнал, но прибор продолжит двигать шприц, пока вы будете удерживать клавишу.

Замечание. Выпущенный объем не будет вычитаться из объема, установленного в пункте С3.

Замечание. Функция может быть запущена только тогда, когда 1001 находится в программном режиме и все остальные функции введены (производитель, размер, режим скорости и скорость).

Внимание! Функция PRIME всегда должна использоваться при установке вновь наполненного шприца.

Внимание! Если используется игла маленького диаметра, то во время функции PRIME может включиться СИГНАЛ ЗАКУПОРКИ.

С7. НАЧАЛО ИНЪЕКЦИИ.

Чтобы начать инъекцию, нажмите DELIVER. Зеленый диод на клавише начнет мигать; на экране в левом нижнем углу появится буква «D», и 1001 начнет инъекцию.

Во время режима DELIVER все кнопки, кроме ALARM ON/OFF и STOP/PROGRAM, отключены.

С8. ОСТАНОВКА ИНЪЕКЦИИ.

Инъекция может быть остановлена в любое время нажатием клавишей STOP/PROGRAM. При остановке красный диод на клавише начинает мигать, на экране появится буква «P» и зазвучит прерывистый аудиосигнал.

С9. ФУНКЦИИ ДРУГИХ КЛАВИШ.

а) ALARM ON/OFF.

Для того чтобы отключить звуковой сигнал, нажмите на клавишу ALARM ON/OFF.

Сигнал отключится, но соответствующий светодиод будет гореть. Приблизительно через 5 или 54 минуты сигнал автоматически включится (время задержки 5 или 54 минуты

программируется микросхемным переключателем внутри прибора). При повторном нажатии сигнал возобновляется.

Замечание. Единственный звуковой сигнал, который не может быть отключен, – это SYSTEM MALFUNCTION (Для его отключения нужно обесточить прибор).

б) RESET TOTAL VOLUME.

Клавиша RESET TOTAL VOLUME действует только в режиме программирования. Для обнуления TOTAL VOLUME нажмите клавишу RESET TOTAL VOLUME. При отключении и повторном включении прибора TOTAL VOLUME автоматически обнуляется.

в) Перепрограммирование скорости.

Чтобы ввести другую скорость, нажмите клавишу STOP/PROGRAM, которая остановит введение. Нажмите любую из клавиш RATE, чтобы цифры замигали (теперь можно программировать). Как только они замигают, введите новое значение скорости. Начните введение нажатием либо клавиши ENTER и затем DELIVER, либо нажатием клавиши DELIVER дважды.

D. СИГНАЛЫ ТРЕВОГИ

D1. ПРИЧИНЫ СРАБАТЫВАНИЯ СИГНАЛА OCCLUSION.

1. Перегиб трубки капельницы.
2. Вытекание лекарства наружу вследствие нарушения в тракте подачи лекарства.
3. Закупорка катетера или иглы.
4. Что-либо мешает движению каретки.

После устранения этих причин работу прибора можно продолжить нажатием клавиши DELIVER.

Замечание. Модель 1001 прекращает инъекцию, если имеет место сигнал OCCLUSION.

D2. ПРИЧИНЫ СРАБАТЫВАНИЯ СИГНАЛА SYS MALFUNCTION.

Этот сигнал указывает на нарушения в работе микропроцессора. Сбои, которые активизируют этот сигнал, вызваны сбоями электрических компонентов прибора.

Внимание! Если имеет место этот сигнал, прекратите эксплуатацию прибора и проконсультируйтесь с производителем, а также не забудьте записать данные (TOTAL VOLUME DELIVERED, INFUSION RATE и др.), потому что при выключении питания эта информация не сохраняется.

D3. СИГНАЛ NEAR EMPTY.

Сигнал NEAR EMPTY (5 коротких звуковых сигналов) включается автоматически за 10 минут до окончания инъекции. Точность этого сигнала зависит от двух условий:

1). Шприц должен содержать достаточно жидкости для того, чтобы сигнал не включился при начале инъекции.

2). Скорость вливания не изменена после включения сигнала.

Замечание. 1001 продолжает инъекцию после того, как сигнал NEAR EMPTY включился.

D4. СИГНАЛ EMPTY.

Начало включения сигнала EMPTY определяется по математической формуле, основанной на данных о SYRINGE MANUFACTURER, SYRINGE SIZE, DELIVERY RATE и сигнале NEAR EMPTY.

Когда сигнал EMPTY зазвучит, оператор должен визуально убедиться в том, что шприц пуст.

Замечание. 1001 прекращает вливание, когда включается звуковой сигнал EMPTY. Этот сигнал может быть временно остановлен нажатием на клавишу ALARM ON/OFF.

D5.

Обе вышеуказанных тревоги математически вычислены на основании целого ряда предположений. Следовательно, при определенных обстоятельствах эти тревоги могут не истинно отражать позиции. Оператор должен рассматривать обе вышеуказанных тревоги как раннее предупреждение и принять курс действия, соответствующий фактическому объему, оставшемуся в шприце. Звук тревоги при нажатии OFF должен автоматически возвратиться в пределах предварительно запрограммированных 5 или 54 минут.

Е. ПИТАНИЕ ОТ АККУМУЛЯТОРОВ

E1. Пока прибор работает от сети, его аккумуляторы заряжаются.

E2. Если диод LOW BATTERY загорается в то время, пока прибор работает от аккумуляторов, в течение 60 минут следует перейти на питание от сети.

E3. Если 1001 достигает состояния истощенной батареи, загорается диод DEPLETTED BATT и включается звуковой сигнал №3. Прибор больше не способен продолжать работу. Чтобы продолжить вливание, прибор нужно подключить к сети.

E4. Если на момент включения прибора аккумуляторы находятся в разряженном состоянии, на экране появится следующая надпись:

```
BATTERY LOW / DEPL.
PLUG IN AC
```

Прибор нужно включить в сеть и нажать кнопку DELIVER до того, как он начнет работу.

E5. Аккумуляторы могут заряжаться при неработающем приборе – в режиме STAND BY. Чтобы войти в режим STAND BY, нужно выключить прибор, затем нажать и удерживать клавиши SELECT и RESET TOTAL VOLUME; затем включить прибор. Экран примет следующий вид:

```
CHARGING  OO:OO
```

Каждую минуту внутренние часы будут обновлять время. Прибор можно оставить в этом состоянии до тех пор, пока аккумуляторы полностью не зарядятся.

E6. Подсветка экрана при работе от аккумуляторов отключена. Ее можно включить на очень короткое время выключателем подсветки на задней панели. При питании от сети подсветка работает постоянно.

Сетка сигналов тревоги для модели 1001

Тревога	Сигнал	Сигнал можно отключить	Диод	Автокоррекция	Надпись на экране	Автоостановка инъекции	Что делать
stop/program	#1	Да	На кнопке R	_____	«P»	есть	_____
near empty	5 beeps	_____	R	За 10 минут до конца	Нет	нет	Приготовьтесь завершить инъекцию или вставьте другой шприц
empty	#2	Да	R	Есть	Нет	есть	Завершите инъекцию или вставьте другой шприц
low battery	нет	_____	R	За 60 минут до полной разрядки аккумуляторов	нет	нет	Как можно скорее включите прибор в сеть
depleted battery	#3	Да	R	_____	Plug in AC	есть	Прибор не будет работать, пока не будет включен в сеть. Дайте аккумуляторам время на подзарядку
occlusion	#3	да	R	Есть	нет	есть	Устраните проблему и нажмите DELIVERY, чтобы начать инъекцию
system malfunction	#3	Нет – нужно отключить питание	R	_____	SYS MAL	есть	Прекратите эксплуатацию и обратитесь к производителю
battery in-use	нет	_____	Y	_____	нет	нет	_____
priming	#3 (16 сек задержка)	Нет	Нет	_____	priming	_____	_____
deliver	нет	_____	На кнопке G	_____	«D»	_____	_____
valid key press	1 peck	нет		_____	_____	_____	_____

Примечания:

1) Сигналы: #1 – короткий, с длинными интервалами;
#2 – короткие быстрые;
#3 – продолжительный тон.

2) Цвета диодов: G – зеленый;
R – красный;
Y – желтый.

Глоссарий

AC (alternating current) – Переменный ток;
ALARM – Сигнал тревоги;
BATTERY IN USE – Используются батареи (питание от аккумуляторов);
CHARGING – Зарядка аккумуляторов;
DELIVER – (здесь) Вливание;
DEPLETED BATTERY – Разряженные аккумуляторы;
EMPTY – Пустой;
ENTER – Ввод;
INFUSION – Инъекция, вливание;
LOW BATTERY – Низкий заряд аккумуляторов;
NEAR EMPTY – Почти пустой;
OCCLUSION – Закупорка;
ON/OFF – Вкл/Выкл.;
PLUG – Подключаться;
PRIMING – (здесь) Выпускание воздуха;
RATE – Скорость;
RATE MODE – Режим скорости;
RESET TOTAL VOLUME – Сбросить (обнулить) общий объем;
SELECT – Выбирать;
STAND BY – Режим сна;
STOP/PROGRAM – Остановка/Программирование;
SYRINGE – Шприц;
– MANUFACTURER – Производитель шприца;
– SIZE – Размер шприца;
SYSTEM MALFUNCTION – Системный сбой;
TOTAL VOLUME DELIVERED – Общий объем влитого лекарства;
VALID KEY PRESS – Правильное нажатие клавиши.

8.3. Лабораторная работа

ИССЛЕДОВАНИЕ ИНФУЗИОННОГО НАСОСА

Цель работы

Изучить технические характеристики и овладеть навыками работы с инфузионным насосом модели 1001. Ознакомиться с аналогичными приборами.

В состав лабораторной установки входят: инфузионный насос, набор шприцев различного объема.

Порядок выполнения работы

1. Перед началом проведения работы ознакомьтесь с описанием лабораторной установки.
2. Включите питание.
3. Загрузите шприц заданного объема. (Объемы устанавливаются преподавателем).
4. Запрограммируйте тип шприца.
5. Установите требуемую скорость инъекции (мл/ч).
6. Перепрограммируйте скорость.
7. Определите теоретически, за какое время произойдет инъекция при заданном размере шприца и скорости.
8. Выполните «инъекцию» и сравните полученное значение времени с теоретическим.

8.1. Зафиксируйте момент тревоги, соответствующий практически пустому шприцу. (В этом случае срабатывает электромеханический датчик положения каретки).

8.2. Зафиксируйте момент окончания инъекции по сигналу «пустой». (В этом случае срабатывает датчик упора плунжера шприца. За счет этого же датчика давления вырабатывается сигнал закупорки шприца).

9. Смоделируйте ситуацию, вызывающую включение сигнала тревоги.

Отчет должен содержать: цель работы, структурную схему прибора, таблицу задаваемых параметров, теоретический расчет времени, результаты практических измерений и сравнение с теорией, выводы.

Контрольные вопросы

1. Объясните принцип работы инфузионного насоса модели 1001.
2. Объясните принцип программирования.
3. Перечислите сигналы тревоги. Что может служить причиной срабатывания тревожной сигнализации?
4. Перечислите основные функции насоса модели 1001.
5. Сравните данную модель с аналогами.
6. Какие датчики вырабатывают сигналы закупорки и окончания вливания?

8.4. Литература

1. Технический паспорт с описанием и инструкцией по экспуатации, техническому обслуживанию и ремонту инфузионного насоса модели 1001. США: Medfusion inc, 1987. 24 с.

2. Каталог медицинской техники. Российская академия медицинских наук. НИИ медицинского приборостроения. М.: ВНИИМП-ВИТА. 2000. 98 с.

3. Шприцевой инфузионный насос SEP-10S. Инструкция по эксплуатации. Вильнюс: Viltechmeda, 2001. 25 с.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В настоящем учебном пособии изложены отдельные вопросы теории, применения и лабораторных исследований электронной медицинской аппаратуры на примере ряда технических средств, широко используемых в лечебно-диагностическом процессе. Для более глубокого изучения медицинских приборов и систем различного назначения необходимо обращаться к государственным стандартам, технической документации, специализированным изданиям по медицинской технике, периодическим журналам, к материалам научно-технических конференций и т.д. Для удобства поиска информации в конце данного пособия приводится дополнительный список литературы медико-технического характера.

ЛИТЕРАТУРА

Дополнительный список

1. *Попечителев, Е. П*. Медицинские приборы, аппараты, системы и комплексы: учебное пособие в 4 частях / Е. П. Попечителев, Н. А. Кореневский; Курский государственный технический университет. Курск, 2005. - 1000 с.

2. *Галустов, Г. Г*. Автоматизированные системы и аппаратура медицинской диагностики: учебное пособие / Г. Г. Галустов; ТГРТУ. – Таганрог, 1998. - 142 с.

3. *Витрук, С. К*. Пособие по функциональным методам исследования сердечно-сосудистой системы /С. К. Витрук.- Киев: Здоровья, 1990. - 224 с.

4. *Дунаев, А. В*. Лазерные терапевтические устройства/ А.В. Дунаев, А. Р. Евстигнеев, Е. В. Шалобаев/ Под ред. К. В. Подмастерьева: Учебное пособие. – Орел: ОрелГТУ, 2005. – 143 с.

5. *Дунаев, А. В*. Лазерные и световые аппараты в физиотерапии и хирургии: лабораторный практикум: Учебное пособие/ А. В. Дунаев, К. В. Подмастерьев. – Орел: ОрелГТУ, 2006. – 66 с.

6. Прикладная лазерная медицина. Учебное и справочное пособие. / Под. ред. Х. –П. Берлиена, Г. Й. Мюллера: Пер. с нем. – М: АО «Интерэксперт», 1997. – 356 с.

7. *Садыкова, Е. В.* Аппаратура для клинико-диагностических лабораторий: учебное пособие/ Е. В. Садыкова; - СПб.: СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2004. – 80 с.

8. Основы взаимодействия физических полей с биологическими объектами: Воздействие ионизирующего и оптического излучения: Учебное пособие / Под ред. С. И. Щукина. – М.: Изд-во МГТУ им. Н. Э. Баумана, 2006. – 240 с.

9. *Бакалов, В. П.* Электросвязь в биологии и медицине / В. П. Бакалов; - М.: Радио и связь, 1998. – 176 с.

10. *Коротких И. Н.* Основы физиологии и инструментальное исследование системы организма человека: Учебное пособие / И. Н. Коротких, С. Л. Петросян, Г. А. Скрыпченко, Н. А. Степанян, М. В. Фролов; - Воронеж: Воронежский государственный технический университет, 1994. – 175 с.

11. *Боголюбов, В.М.* Общая физиотерапия: Учебник. – 2-е изд., перераб./ В.М. Боголюбов, Г.Н. Пономаренко; – М., СПб.: СЛП, 1997. – 480с.

12. *Бредикис, Ю.Ю.* Очерки клинической электроники / Ю. Ю. Бредикис; - М.: Медицина, 1974. – 224с.

13. *Бурлаков, Р.И.* Искусственная вентиляция легких./Р.И. Бурлаков, Ю.Ш. Гальперин, В.М. Юревич. - М.: "Медицина", 1986. - 240 с.

14. *Вихров, С.П.* Биомедицинское материаловедение: Учебное пособие для ВУЗов / С.П. Вихров, Т.А. Холомина, П.И. Бегун, П.Н. Афонин; – М.: Горячая линия – Телеком, 2006. – 383с.

15. *Катона, З.* Электроника в медицине / Пер. с венг. В.Г. Гусева. – Будапешт: Изд-во техн. литературы, 1980. – 141с.

16. *Корнышев Н.П.* Телевизионная визуализация и обработка изображений люминесцирующих объектов в криминалистике, молекулярной биологии и медицине / Н. П. Корнышев; - Великий Новгород: Новгородский государственный университет им. Ярослава Мудрого, 2004. – 226с.

17. *Кравчук, А.С.* Основы компьютерной томографии: Пособие для студентов ВУЗов / А. С. Кравчук – М.: Дрофа, 2001. – 240с.

18. *Орлов, Ю.Н.* Электроды для измерения биоэлектрических потенциалов: Учебное пособие / Под ред. И.С. Щукина. – М.: МГТУ им. Н.Э Баумана, 2006. – 224с.

19. *Парашин, В.Б.* Биомеханика кровообращения: Учебное пособие / Под ред. С.И. Щукина. – М.: МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2005. – 224с.

20. *Попечителев, Е.П.* Электрофизиологическая и фотометрическая медицинская техника. Ч.1: Учебное пособие / Е.П. Попечителев, Н.А. Кореневский; - Курск: КГТУ, 1999.- 121с.

21. *Попечителев, Е.П.* Электрофизиологическая и фотометрическая медицинская техника. Ч.2: Учебное пособие / Е.П. Попечителев, Н.А. Кореневский; - Курск: КГТУ, 1999.- 121с.

22. *Попечителев,* Е.П. Проектирование электронной медицинской аппаратуры для диагностики и лечебных воздейсвий / Е.П. Попечителев, Н.А. Кореневский, С.А. Филист; - Курск: Курская городская типография, 1999.- 537с.

23. *Савицкий, Н.Н.* Биофизические основы кровообращения и клинические методы изучения гемодинамики / Н. Н. Савицкий; – М.: Медицина, 1974. – 311с.

24. *Самойлов, В.О.* Медицинская биофизика: Учебник / В. О. Самойлов; – СПб.: СпецЛит, 2004. – 495с.

25. *Власов А. Д.* Единицы физических величин в науке и технике: справочник / А. Д. Власов, Б. П. Мурин; -М.: Энергоавтомиздат, 1990. – 176 с.

26. Основы метрологии и радиоизмерения: Лабораторный практикум / Сост. С. Н. Бритин; - Великий Новгород: Новгородский государственный университет им. Ярослава Мудрого, 1998. – 100 с.

27. Практикум по биофизике: Учеб. пособие для студ. высш. учеб. заведений / под редакцией В. Ф. Антонова; - М.: Гуманит. изд. центр ВЛАДОС, 2001. – 352 с.

Приложение

Относительные измерения

В практике измерений наряду с абсолютными измерениями, когда результат измерения выражают в установленных для физической величины единицах, широко применяют относительные измерения. При относительных измерениях находят отношение физической величины к одноименной, играющей роль единицы, или отношение к величине, принимаемой за исходную. Если отношение величин изменяется в широких пределах, то результат выражают в логарифмических единицах. К таким единицам, прежде всего, относится децибел (дБ). Децибел характеризует отношение мощностей, например на выходе и входе усилителя, аттенюатора и т.д.:

$$10 \lg P_2 / P_1 \ \text{[дБ]}.$$

Поскольку мощности пропорциональны квадратам напряжений или токов, то отношение мощностей, выраженное в децибелах, можно представить как

$$10 \lg (P_2 / P_1) = 20 \lg (U_2 / U_1) = 20 \lg (I_2 / I_1).$$

Соотношение между децибелами и отношениями мощностей и напряжений показано в табл. П 1.2. Кроме децибела, согласно ГОСТ 8.417-81 временно допускалась к применению до принятия соответствующих международных решений другая логарифмическая единица – непер: $U_1 / U_2 = \ln (U_1 / U_2)$ [Нп], где основание логарифма e = 2,718... . В неперах выражают, например, затухание в электрических линиях. Отношение частот выражают в декадах ($f_2 / f_1 = \lg f_2 / f_1$) или октавах ($f_2 / f_1 = \lg_2 f_2 / f_1$). Для выражения информации принята также логарифмическая единица – бит ($x_2 / x_1 = \lg_2 x_2 / x_1$).

Таблица П 1.1.

К образованию кратных и дольных единиц

Множитель	Приставка		
	Наименование	Обозначение	
		русское	международное
10^{-18}	атто	а	a
10^{-15}	фемто	ф	f
10^{-12}	пико	п	p
10^{-9}	нано	н	n
10^{-6}	микро	мк	μ
10^{-3}	милли	м	m
10^{-2}	санти	с	c
10^{-1}	деци	д	d
10^{1}	дека	да	da
10^{2}	гекто	г	h
10^{3}	кило	к	k
10^{6}	мега	М	M
10^{9}	гига	Г	G
10^{12}	тера	Т	T
10^{15}	пета	П	P
10^{18}	экса	Э	E

Таблица П 1.2.

Децибелы и отношения

Децибел	Отношение напряжений (токов)	Отношение мощностей	Децибел	Отношение напряжений (токов)	Отношение мощностей
0,0	1,000	1,000	14,0	5,012	25,120
0,1	1,012	1,023	15,0	5,623	31,620
0,2	1,023	1,047	16,0	6,310	39, 810
0,3	1,035	1,072	17,0	7,079	50,120
0,4	1,047	1,096	18,0	7,943	63,100
0,5	1,059	1,122	19,0	8,913	79,430
0,6	1,072	1,418	20,0	10,000	100,000
0,7	1,084	1,175	25,0	17,780	316,200
0,8	1,096	1,202	30,0	31,620	1000,000
0,9	1,109	1,230	35,0	56,230	3162
1,0	1,122	1,259	40,0	100,000	10^4
2,0	1,259	1,585	45,0	177,800	$3{,}162 \cdot 10^4$
3,0	1,413	1,995	50,0	316,200	10^5
4,0	1,585	2,512	55,0	562,300	$3{,}162 \cdot 10^5$
5,0	1,778	3,162	60,0	10^3	10^6
6,0	1,995	3,981	65,0	$1{,}778 \cdot 10^3$	$3{,}162 \cdot 10^6$
7,0	2,239	5,012	70,0	$3{,}162 \cdot 10^3$	10^7
8,0	2,512	6,310	80,0	10^4	10^8
9,0	2,818	7,943	90,0	$3{,}162 \cdot 10^4$	10^9
10,0	3,162	10,000	100,0	10^5	10^{10}
11,0	3,548	12,590	110,0	$3{,}162 \cdot 10^5$	10^{11}
12,0	3,981	15,850	120,0	10^6	10^{12}
13,0	4,467	19,950			

Примечание. При отрицательных децибелах соответствующие отношения – обратные числа, например, –3 дБ примерно соответствует отношение напряжений $1/\sqrt{2} = 0{,}707$ или отношение мощностей, примерно равное 1/2.

Учебное издание

Бритин

Сергей Николаевич

ЭЛЕКТРОННАЯ МЕДИЦИНСКАЯ АППАРАТУРА ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ И ЛЕЧЕБНЫХ ВОЗДЕЙСТВИЙ

Редактор-корректор *Е. В. Ефимова*
Компьютерная верстка *Е. В. Кирякова*

Изд. лиц. ЛР № 020815 от 21.09.98.
Подписано в печать 10.03.2009. Бумага офсетная. Формат 60×84 1/16.
Гарнитура Times New Roman. Печать офсетная.
Усл. печ. л. 8,7. Уч.-изд. л. 9,7. Тираж 250 экз. Заказ №

Издательско-полиграфический центр
Новгородского государственного университета им. Ярослава Мудрого.
173003, Великий Новгород, ул. Б. Санкт-Петербургская, 41.

Отпечатано в ИПЦ НовГУ.
173003, Великий Новгород, ул. Б. Санкт-Петербургская, 41.